

М. Дж. Алтер



НАУКА

гибкости ©

Science of Flexibility

Second Edition

Michael J. Alter, MS



Human Kinetics

Майкл Дж. АЛТЕР

НАУКА О ГИБКОСТИ

Киев
Олимпийская литература

Предлагаемое учебное пособие посвящено науке о гибкости. Это — наиболее фундаментальная работа, изданная в мире. Ни одно издание не может сравниться с трудами этого автора в отношении глубины и полноты изложения материала. В книге представлена наиболее полная информация о гибкости — важном физическом свойстве организма, о факторах, влияющих на ее качество и степень, а также различные методики сохранения и развития гибкости, приведены примеры упражнений на растягивание и разминочных упражнений.

Для студентов и преподавателей вузов физического воспитания и спорта, специалистов, работающих в области здоровья и фитнеса, тренеров, спортивных физиотерапевтов, массажистов.

Запропонований навчальний посібник присвячений науці про гнучкість. Це — найфундаментальніша робота, видана у світі. Жодну книгу не можна порівняти з працями цього автора щодо глибини і повноти викладення матеріалу. У книзі подано найголовнішу інформацію про гнучкість — важливу фізичну властивість організму, про фактори, що впливають на її якість і ступінь, а також різні методики зберігання і розвитку гнучкості, наведено приклади вправ на розтягування та вправ для розминання.

Для студентів і викладачів вузів фізичного виховання і спорту, фахівців, що працюють у галузі здоров'я і фітнесу, тренерів, спортивних фізіотерапевтів, масажистів.

Перевод с английского — *Георгий Гончаренко*

Научный редактор

АЛЕКСАНДР РАДЗИЕВСКИЙ

*Национальный университет физического
воспитания и спорта Украины*

ОТ ИЗДАТЕЛЬСТВА

Уровень спортивного мастерства в различных видах спорта во многом определяет гибкость. Недостаточность гибкости усложняет и замедляет процесс усвоения двигательных навыков, ограничивая проявления силы, скоростных и координационных способностей, снижает экономичность работы, повышая вероятность возникновения травм двигательного аппарата спортсменов.

Каждый вид спорта проявляет специфические требования к гибкости, что обусловлено, прежде всего, биомеханической структурой соревновательного упражнения. Трудно переоценить значение гибкости для человека вообще и для спортсмена в частности.

Специалистам в области спорта — тренерам, организаторам физической культуры и спорта, спортивным врачам — крайне необходимо обладать достаточной полнотой знаний о двигательном качестве — гибкости. Не менее важны эти знания и для самих спортсменов. К сожалению, до последнего времени многие аспекты науки о гибкости в специальной литературе о спортивной тренировке освещались недостаточно. Даже в рекомендованных студентам вузов спортивного профиля руководства по изучению физиологии и спортивной медицины обнаруживаются информационные вакуумы о роли гибкости в подготовке спортсменов высокой квалификации.

Предлагаемая читателям книга «Наука о гибкости» известного американского специалиста в области использования упражнений на растягивание Майкла Дж. Алтера, подготовленная издательством «Олимпийская литература» Национального университета физического воспитания и спорта Украины, должна, по нашему мнению, этот «вакуум» заполнить. В монографии автором достаточно полно изложены современные взгляды на гибкость и растягивание, дана подробная классификация видов гибкости, описаны основные (прямые) и второстепенные (косвенные) факторы, определяющие уровень гибкости. При этом автор старается акцентировать внимание читателей, главным образом, на факторах, ограничивающих гибкость. Описывая методы, применяемые для развития гибкости, основой которых являются движения (сгибание, разгибание, наклоны и повороты), сопровождаемые растягиванием мышц, их сухожилий и фасций, суставных капсул и укрепляющих суставы связок, М. Дж. Алтер не скрывает существующую противоречивость взглядов на проблему растягивания, подчеркивая при этом, что растягивание тех или иных структур двигательного аппарата должно всегда соответствовать его функциональным возможностям. Тем самым автор ратует за неуклонное выполнение при любых мероприятиях, нап-

равленных на повышение уровня гибкости, важнейшего принципа медицины «по посере!» — не вреди!

Этот принцип является основополагающим и в авторских рекомендациях по оптимизации состояния гибкости в разных группах населения, отличающихся друг от друга по расовым, возрастным, половым признакам, а также по степени тренированности.

К достоинствам книги следует отнести и то, что решение проблемы оптимизации состояния гибкости организма спортсмена, в основном педагогической проблемы, происходит на основе данных анатомических, биомеханических, физиологических и других медико-биологических наук, что существенно повышает достоверность и практическую значимость авторских выводов и рекомендаций.

Монография М.Дж. Алтера «Наука о гибкости» прежде всего может служить пособием тренерам, спортивным врагам, спортсменам при планировании тренировочных занятий, но книга может быть использована и в качестве пособия для студентов вузов физического воспитания при изучении теории и методики физвоспитания, ряда специальных педагогических и медико-биологических дисциплин. С интересом книгу прочтут и люди, не занимающиеся спортом, обеспокоенные отклонениями по тем или иным причинам от нормы подвижности их двигательного аппарата.

СОВРЕМЕННЫЙ ВЗГЛЯД НА ГИБКОСТЬ И РАСТЯГИВАНИЕ

Результат любой программы развития гибкости может быть лучше прогнозируемым и более точным при условии понимания и применения определенных биологических и биомеханических принципов. При оценке уровня гибкости человека и планировании программы развития гибкости следует учитывать не только положительные последствия увеличения гибкости, но и вероятность получения повреждений и нарушения функций в случае, если тренировочный процесс протекает в субоптимальных условиях.

Конструктивное использование растягивания в истории человечества. Согласно Эгану (1984), сведений, когда впервые применили гибкость в качестве тренировочного метода, не обнаружено. Предполагают, что древние греки использовали определенную форму развития гибкости, которая позволяла им легко танцевать, выполнять различные акробатические упражнения и бороться. Кроме того, тренировка гибкости, по всей видимости, была составной частью каждого из трех видов гимнастики древних греков: медицинской, включавшей профилактическую (профилактика заболеваний и сохранение здоровья) и лечебную (использование различных средств для лечения заболеваний) гимнастику, военной (военная подготовка) и спортивной.

Растянутые позы — асаны — тысячелетиями практиковались в странах Востока. Сегодня асаны обычно рассматривают как чисто физические упражнения, хотя первоначальная их цель была совсем иной. В своей книге «Йога сутрас» (одна из ранних книг по йоге, написанная во II ст. н. е.) Патанджали подробно описывает методику выполнения и цели асан. В Афоризме II, 46 Патанджали определяет их как «стира-сукха», то есть пребывание в «устойчивом и удобном положении» (Woods, 1914), из которого можно достичь более высокого состояния. Растягивание, другая традиционная часть культуры Востока, было неотъемлемым компонентом развития защитных и атакующих элементов различных боевых искусств (например, карате, таэквондо).

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГИБКОСТИ

Слово гибкость происходит от латинского «flectere» или «flexibilis», означающего «сгибать». Словарь «The New Shorter Oxford English Dictionary» (1993) определяет гибкость как «способность сгибаться, податливость».

Существуют различия в определении так называемой нормальной гибкости. Для таких дисциплин, как физическое воспитание, спортивная медицина и т. п., характерно наиболее простое толкование гибкости: диапазон возможного движения сустава или группы суставов (Corbin и др., 1978; de Vries, 1986; Hubble-Kozey, 1991; и др.). Другие специалисты предпочитают несколько иные определения понятия гибкости.

РАЗЛИЧИЯ МЕЖДУ ГИБКОСТЬЮ, ГИПЕРМОБИЛЬНОСТЬЮ И ЧРЕЗМЕРНОЙ ПОДВИЖНОСТЬЮ СУСТАВОВ

Эти три понятия не являются синонимами. Под гибкостью понимают растяжимость околосуставных тканей, обеспечивающую нормальное или физиологическое движение сустава или конечности (Saal, 1987). Подвижность характеризует стабильность сустава. Чрезмерная подвижность (разболтанность) сустава может быть следствием хронической травмы или наследственного (врожденного) нарушения, такого, например, как синдром Элерса–Данлоса. В этой книге понятие гибкость будет использоваться для характеристики степени нормального движения; подвижность — степени аномального движения конкретного сустава, а гипермобильность — для характеристики диапазона движения, превышающего нормальный в большинстве суставов.

СУЩНОСТЬ ГИБКОСТИ

Гониометрия представляет собой метод измерения диапазона движения сустава. Диапазон движения (ДД) можно измерять двумя способами: в линейных единицах (дюймах или сантиметрах) и угловых (градусах).

Существует три основных вида гибкости. *Статическая гибкость* характеризует диапазон движения сустава без акцента на скорость (Fleischman, 1964; Neuyward, 1984). Примером статической гибкости может быть медленный наклон туловища вниз до касания руками пола. *Баллистическая гибкость* обычно связана с подпрыгивающими, прыгающими и ритмичными движениями. Под *динамической гибкостью* подразумевают способность использовать диапазон движения сустава при занятиях двигательной активностью либо с нормальной, либо с высокой скоростью (Corbin и Noble, 1980; Fleischman, 1964). Следует отметить, что динамическая гибкость не обязательно означает баллистические или быстрые виды движений. Альтернативным является понятие функциональной гибкости (Clippinger-Robertson, 1988). В качестве примера «медленной» динамической гибкости можно привести способность балерины медленно подняться на носках и удерживать ногу под углом 60° , тогда как прыжок в шпагат — это пример «быстрой» динамической гибкости. Большинство видов спорта включает динамическую гибкость.

Гибкость имеет свою специфику для данной группы видов спорта, данного сустава, данного направления и данной скорости. Более того, даже в группах видов спорта определенные структуры гибкости связаны с частыми или редкими движениями суставов в данных видах спорта, дисциплинах и положениях. Результаты исследований показывают, что ряд видов спорта требует развития определенных специфических структур гибкости для достижения успеха в избранном виде. Это бейсбол (Fleisg и др., 1995; Gurry и др., 1985), хоккей на льду (Agre и др., 1988; Song, 1979), плавание (Bloomfield и др., 1985; Oppliger и др., 1986), теннис (Chandler и др., 1990). Это и обуславливает соответствующий выбор тренировочных занятий для развития гибкости (Fernicke и Salem, 1991). Более подробно этот вопрос будет рассмотрен в главе 20.

ПРОГРАММА РАЗВИТИЯ ГИБКОСТИ

Программа развития гибкости представляет собой адекватно спланированную программу физических упражнений, обеспечивающую постоянное и постепенное увеличение используемого диапазона движения сустава или ряда суставов в течение определенного периода времени (Aten, Knight, 1978; Corbin, Noble, 1980). Согласно Эвйент, Хэмберг (1984), растягивание можно разделить на две категории: саморастягивание и терапевтическое мышечное растягивание. Последний вид, как правило, используется в процессе тренировки спортсменов и подготовки артистов балета. Терапевтическое мышечное растягивание может входить в комплекс упражнений больных с дисфункцией двигательного аппарата (Mьhlemanн и Cimino, 1990).

ПОЛОЖИТЕЛЬНОЕ ВЛИЯНИЕ ПРОГРАММЫ РАЗВИТИЯ ГИБКОСТИ

Положительное влияние программы развития гибкости определяется двумя факторами: индивидуальными целями или задачами, контекст которых может быть биологическим, психологическим, социологическим или философским, и средствами (методами и способами) достижения поставленных целей.

Союз разума, тела и духа. С чисто эзотерической точки зрения, программа развития гибкости может служить для объединения разума, тела и духа. Из множества дисциплин, преследующих цель обеспечить совершенство и гармонию разума, тела и духа, наиболее известной, по-видимому, является йога. Не вдаваясь в философию, можно сказать, что цель йоги — достижение контроля над собственным телом и разумом при помощи собственной воли (Ramacharaka, 1960).

Йога, согласно древнему трактату «Йога сутрас», включает ряд категорий физических и духовных упражнений, так называемых «ангас».

Классическая йога включает 8 ангас, конечная цель которых — окончательное освобождение, «энстезис»:

1. Яма — воздержание.
2. Нияма — соблюдение.
3. Асанас — позы.
4. Пранаяма — контроль дыхания.
5. Пратиахара — отключение чувств.
6. Дхарана — концентрация.
7. Дхияна — медитация.
8. Самадхи — состояние суперсознания, единства или объединяющей концентрации.

Сегодня большинство людей считают асаны обычными физическими упражнениями, позволяющими развивать гибкость и ловкость. Однако это не единственная функция асан. Асаны — средство, с помощью которого можно контролировать дыхание (т. е. пранаяма) и четыре остальные ангас. Как гласит один из древних текстов, «Гхеранда Самхита», «... существует 840 000 асан, описанных Шивой. Их столько, сколько существует живых организмов на этой земле» (Vasu, 1933). В сущности, многочисленные источники йоги подчеркивают следующие основные принципы, являющиеся мистическими и непонятными, но в то же время логическими и рациональными:

- Тело представляет собой храм — убежище Божественной искры.
 - Тело — инструмент достижений.
 - Йоги совершенствуют тело, практикуя асаны.
 - Йоги выполняют асаны для достижения полного равновесия между разумом, духом и телом.
 - Разум, дух и тело неразделимы.
- Ийенгар (1979) объясняет сущность йоги следующим образом:

«Для йога его тело является главным инструментом достижения совершенства. Если средство передвижения ломается, путешественник не может продолжать свой путь. Если тело поражено болезнью, человек не способен достичь многого. Физическое здоровье играет важную роль для умственного развития, поскольку разум функционирует благодаря нервной системе. Если тело больное или поражена нервная система, разум притупляется, становится инертным и достичь концентрации или медитации становится невозможно».

Таким образом, практика асан с целью развития разума или достижения Самадхи попутно способствует развитию гибкости.

Снятие стресса и напряжения. Стресс — естественный и необходимый компонент любой деятельности, представляющий собой систему напряжений, которая возникает в результате взаимодействия мотивов деятельности, с одной стороны, и условий и средств деятельности — с другой. Стресс — восприятие угрозы — состояние тревоги. Его можно определить как обобщенную реакцию организма на стимулы (Christiansen, Baum,

1991). Стимулы, воспринимаемые организмом как угроза, называют стрессорами. Их сущность может быть физической, психологической или психосоциальной. Любые виды стресса влияют на организм человека как положительно, так и отрицательно. Нормальные уровни стресса оказывают на организм благоприятное воздействие. Положительными видами стресса являются, например, любовь и работа. Интенсивный и продолжительный стресс: гнев, страх, напряженность, — может подорвать здоровье человека. «Накопление» стресса (напряжения) внутри человека без выхода наружу приводит к серьезным проблемам.

Современная медицина имеет безусловные доказательства влияния эмоционального фактора на физическое здоровье. Сегодня многие специалисты считают, что продолжительное эмоциональное напряжение играет главную роль в возникновении многих нарушений, таких, как гипертензия, головная боль, боли в суставах и мышцах (Asterita, 1985; Dobson, 1983).

Психологическую адаптацию определяют как процесс приспособления к стрессовым нагрузкам повседневной жизни (Christiansen и Baum, 1991). Направленные на это усилия классифицируют как когнитивные, бихевиоральные или профилактические. Имеются весьма убедительные доказательства, что физические упражнения способствуют снятию стресса (de Vries, 1975; de Vries и др., 1981; Sime, 1977).

Мышечная релаксация. Одним из наиболее существенных положительных результатов программы развития гибкости является ее потенциальное способствование релаксации. С физиологической точки зрения релаксация представляет собой прекращение мышечного напряжения. Нежелательно высокие уровни мышечного напряжения в организме человека приводят к целому ряду отрицательных побочных явлений. Чрезмерное мышечное напряжение снижает сенсорное осознание мира и повышает артериальное давление (Larson и Michelman, 1973). Оно также повышает уровень энергозатрат, так как сокращающейся мышце требуется больше энергии, чем расслабленной. Кроме того, в мышцах, находящихся в состоянии постоянного напряжения, нарушается кровообращение. Понижение кровоснабжения приводит к нехватке кислорода и жизненно необходимых питательных веществ и вызывает накопление в клетках токсических побочных продуктов распада. Этот процесс вызывает утомление и возникновение болевых ощущений.

Однако нас в первую очередь интересует гибкость. Если мышца находится в частично сокращенном состоянии, возникает аномальное состояние продолжительного сокращения — контрактура. Контрактура и хроническое мышечное напряжение делают мышцу более слабой и неспособной поглощать (амортизировать) удар при различных типах движения. Следовательно, неоправданное мышечное напряжение может привести к тугоподвижности. Здравый смысл подсказывает, что в данном случае средством, способствующим мышечной релаксации, могут стать упражнения на растягивание. Де Вриес и Адамс (1972) установили, что более эффективными для снижения мышечного напряжения являются не лекарственные препараты, а физические упражнения.

Самодисциплина. Жизнь большинства из нас характеризуется отсутствием организованности. Вместе с тем самодисциплину следует разви-

вать, поскольку для достижения какой-либо цели требуется длительное усилие.

Деятельность организма контролируется разумом, поэтому для того, чтобы усовершенствовать тело и сделать его дисциплинированным, надо приложить усилия; так же следует поступать и в отношении разума. В этом заключается принципиальная значимость асан в йоге. Йоги совершенствуют тело, выполняя асаны, что делает тело хорошо подготовленным механизмом для духа. Понятие, согласно которому дисциплина разума дисциплинирует тело, справедливо как для спортсмена, так и для обычного человека. Программа развития гибкости является хорошим средством для достижения спортивного мастерства.

Упражнения на растягивание являются отличным способом как для физического, так и для духовного совершенствования. Программа упражнений на растягивание обеспечивает интервалы для размышлений, медитации или самооценки. В эти периоды вы также можете «прислушаться» к своему организму, что большинство из нас делает крайне редко. Таким образом, программа упражнений на растягивание предоставляет вам возможность вступить в контакт с самим собой или с космосом. Особенность упражнений на растягивание заключается в том, что их можно выполнять в любом месте и в любое время.

В мире спорта успехи и неудачи спортсмена видны всем, а показатели успеха являются объективно точными. Спортсмен не может «спрятать» неудачно выполненный элемент. Упражнения на растягивание позволяют человеку определить границы своих возможностей, а также протестировать себя физиологически.

Физическая подготовленность, осанка и симметрия. Стремление быть здоровым и привлекательным присуще всем. Наилучший способ достижения оптимальных пропорций тела — сочетание диеты с выполнением физических упражнений. Включение индивидуальной программы развития гибкости в общую программу физической подготовки дает возможность не только укрепить здоровье и повысить уровень физической подготовленности, но и усовершенствовать свой внешний вид.

Взаимосвязь между гибкостью и осанкой рассматривается, главным образом, в теоретическом и клиническом аспектах. Кроуфорд, Джалл (1993) установили, что значительный кифоз (изгиб в участке грудной клетки) у пожилых испытуемых связан со сниженной амплитудой поднимания рук. По мнению Корбина и Нобля (1980) и Холланда и Девиса (1975), дисбаланс в мышечном развитии и отсутствие растяжимости в определенных группах мышц могут способствовать нарушению осанки. Так, сутулость, например, может быть связана с недостаточной эластичностью грудных мышц и низкой выносливостью приводящих мышц лопаточной области. Положительное влияние в этом случае может оказать выполнение упражнений на растягивание соединительнотканых компонентов мышц с одновременным укреплением ее мышечных элементов (Holland и Davis, 1975).

Регулярные занятия двигательной активностью способствуют укреплению здоровья. При нерегулярных занятиях могут возникнуть различные

нарушения, такие, как астения (снижение силы), атаксия (неспособность координировать движения тела) и гипокинез (ограниченная способность передвигаться; Larson и Michelman, 1973). Эти и многие другие нарушения можно предотвратить, сделав занятия двигательной активностью неотъемлемой частью вашей жизни. В зависимости от используемых методов и техники растягивания, можно увеличить мышечную силу, гибкость, улучшить координацию и ловкость.

Снятие боли в нижней части спины. На боли в области нижней части спины жалуются многие. Тысячи людей ежегодно ищут способы избавления от этого недуга. Данной проблеме посвящено множество статей и книг. Ученые пока не пришли к единому мнению относительно этиологии этого заболевания, тем не менее необходимость сохранения адекватной подвижности позвоночника является бесспорной. В частности, Фарфан (1978) отмечает, что гибкость поясничного отдела позвоночника обеспечивает эффективную механику его функционирования. Как показывают результаты исследований, адекватный уровень гибкости позвоночника способствует снижению риска возникновения болевых ощущений в области нижней части спины, а также уменьшает серьезность недомогания (Cailliet, 1988; Deyo и др., 1990; Russell и Highland, 1990). Вместе с тем некоторые ученые высказывают сомнения по поводу взаимосвязи между гибкостью и болевыми ощущениями в области нижней части спины.

Батти с коллегами (1990) считают, «что большая гибкость позвоночника связана со значительно лучшим состоянием спины и меньшим риском травмы». Они утверждают, что увеличение диапазона движения способствует симптоматическому облегчению состояния лиц с субострыми и хроническими проблемами в области спины (Mayet и др., 1985, 1987; Mellin, 1985). Вместе с тем анализ научной литературы не позволяет однозначно утверждать, что использование физических упражнений с целью сохранения или увеличения диапазона движения позвоночника является профилактической мерой против возникновения болевых ощущений в области спины (Battie и др., 1987, 1990). Тем не менее, Батти с коллегами (1990) подчеркивают, что:

«отсутствие подобной взаимосвязи не означает, что программа, обуславливающая изменения, не оказывает никакого влияния... Вместе с тем эти данные указывают на то, что вряд ли одно лишь увеличение гибкости в сагиттальной и фронтальной плоскостях может привести к снижению болевых ощущений в области спины».

Аргумент против программ, направленных на увеличение гибкости, основан на том, что с причинами и способами профилактики травм могут быть связаны другие факторы. Кроме того, на конечные результаты могут повлиять дополнительные факторы, имеющие отношение к программе. «На показатели гибкости помимо анатомических или физиологических ограничений может влиять целый ряд факторов, таких, как боль, страх и мотивация» (Battie и др., 1990). Следовательно, изменение гибкости вслед-

ствие травмы может являться своеобразным защитным поведением, направленным на уменьшение боли или раздражения или же на снижение величины силы, воздействующей на позвоночник.

Другим важным фактором, связанным с болевыми ощущениями в области нижней части спины, является скорость движения позвоночника, а именно его поясничного отдела. Маррас и Вонгсам (1986) наблюдали значительные различия в показателях угла наклона и скорости движения позвоночника у лиц, испытывающих боли в нижней части спины, и у контрольных испытуемых. По мнению ученых, «скорость движения позвоночника можно использовать в качестве количественного показателя нарушения функции нижней части спины, а также показателя контроля восстановления у больных с проблемами в нижней части спины».

Избавление от мышечных судорог. Болезненные непроизвольные сокращения скелетной мышцы обычно называют судорогами (McGee, 1990). Обычные судороги являются по своему характеру не мышечными, а нервными; они начинаются в момент непроизвольного сокращения мышцы, находящейся в наиболее сокращенном положении (Norris, Gasteiger, Chatfield, 1957; Weiner и Weiner, 1980). Этим можно объяснить склонность к судорогам в икроножных мышцах у пловцов. Иными словами, адекватное выполнение ударных движений ногами при вытянутой стопе (подшвенное сгибание) предусматривает сокращение уже находящейся в сокращенном положении икроножной мышцы (Weiner и Weiner, 1980). Обычные судороги прекращаются при пассивном растягивании конкретной мышцы (Bertolasi и др., 1993; Davison, 1984) или при активном сокращении ее антагониста (Fowler, 1973).

Поскольку растягивание позволяет устранить судорогу, некоторые ученые предполагают, что упражнения на растягивание можно использовать для профилактики мышечных судорог (Daniel, 1979; Matvienko и Kartasheva, 1990). Так, в группе больных (44 человека) после одной недели выполнения упражнений на растягивание икроножных мышц (3 раза в день) у всех исчезли приступы ночных судорог (Daniell, 1979).

Другой причиной возникновения судорог у некоторых женщин является дисменорея — нарушение менструальной функции. Результаты ряда исследований (Billig и Lowendahl, 1949; Golub 1987; Golub и др., 1968) указывают на то, что болезненный характер менструаций можно предотвратить или, по меньшей мере, смягчить боль, регулярно выполняя упражнения на растягивание мышц в области таза.

Снижение болевых ощущений в мышцах. Как показывает опыт и результаты наблюдений, медленные упражнения на растягивание позволяют смягчить, а иногда и устранить болевые ощущения в мышцах. Мышечная деятельность ассоциируется с двумя видами болевых ощущений: боль во время и сразу после физической нагрузки, которая может продолжаться несколько часов, и локализованные болевые ощущения, проявляющиеся через 24–48 ч после физической нагрузки. По поводу физиологической причины (причин) болевых ощущений в мышцах и возможного влияния на них упражнений на растягивание существуют определенные разногласия. Более подробно этот вопрос рассматривается в главе 9.

В результате проведения серии экспериментов де Вриес (1961а, 1961б, 1966) установил, что электромиография (ЭМГ) не показывала снижения болевых ощущений после растягивания. При этом наблюдался пониженный уровень мышечной активности, который коррелировал со снижением жалоб на болевые ощущения у участников экспериментов. Теоретическое обоснование этого снижения основано на том, что болевые ощущения и спазмы в мышцах связаны с повышенными потенциалами их действия, поэтому снижение чрезмерного мышечного напряжения ведет к уменьшению болезненных ощущений (de Vries, 1966). Таким образом, вполне вероятно, что болезненные ощущения в мышцах можно предотвратить, снижая потенциалы их действия путем выполнения упражнений на растягивание. Установлено, что статическое растягивание приводит к существенному снижению электрической активности в мышце и, как следствие, к симптоматическому уменьшению степени болезненных ощущений. Однако не все исследования подтверждают правильность этой гипотезы. Необходимо провести дополнительные исследования, чтобы сделать окончательные выводы.

Профилактика травм. Использование упражнений на растягивание для увеличения гибкости основано на предположении, что подобным образом можно снизить распространенность, интенсивность или продолжительность скелетно-сухожильных и суставных травм (Arnheim, 1971; Bruyant, 1984, Hiley и др., 1990). Растяжимость сустава несколько больше минимальной является преимуществом в некоторых видах спорта с точки зрения профилактики растяжения мышц и суставов. Иными словами, существует, очевидно, идеальный или оптимальный диапазон гибкости, предотвращающий повреждение при случайном перерастяжении мышцы или сустава. Однако это не означает, что максимальная гибкость сустава предотвращает повреждение. Возникает естественный вопрос: есть ли какая-либо польза в растягивании мышцы до экстремального диапазона движения. Хаблей-Козей и Станиш (1990) отмечают, что некоторые спортсмены, например гимнасты, должны уметь достигать экстремального диапазона движения без повреждения окружающих тканей.

Обобщая результаты различных исследований, Корбин и Нобле (1980) утверждают, что имеющиеся клинические данные подтверждают необходимость и целесообразность программ развития гибкости для профилактики травм мышц и соединительных тканей. Кроме того, малая эластичность мышцы и соединительной ткани ограничивает подвижность суставов.

Возникновение чувства удовольствия. Программа развития гибкости обеспечивает многие физические и психические преимущества, среди которых нельзя не упомянуть о возникновении чувства удовольствия. Упражнения на растягивание «освежают» организм человека, вызывая у него приятные ощущения. Кроме того, они являются простым способом достижения расслабления и восстановления энергии.

Р Е З Ю М Е

Таким образом, гибкость представляет собой допустимый диапазон движения сустава или группы суставов. Гибкость обычно подразделяют на баллистическую, динамическую (функциональную) и статическую. Результаты исследований указывают на специфичность гибкости, характерную как для определенных суставов, так и для направленности движения частей тела. Программы развития гибкости обеспечивают качественные или количественные преимущества: снятие стресса и напряжения, мышечное расслабление (релаксация), развитие самодисциплины, улучшение уровня физической подготовленности, осанки и симметричности, избавление от мышечных судорог, болезненных ощущений в мышцах, снижение риска травм нижней части спины и уменьшение болезненных ощущений в этой области. Оптимальный уровень гибкости увеличивает эффективность движения.

ОСТЕОЛОГИЯ И АРТРОЛОГИЯ

Диапазон движения в суставе в конечном итоге ограничивается структурой кости и сустава. Поэтому имеет смысл в определенной степени познакомиться с такими дисциплинами, как остеология (изучение строения скелета) и артрология (классификация основных суставов и потенциал движения каждого сустава).

Траектории движений костей определяют форма и конфигурация суставной поверхности (Steindler, 1977). Вполне понятно, что на них влияют также хрящи, связки, сухожилия и другие соединительные образования, которые нередко выполняют роль ограничивающих факторов. В этой главе ознакомимся со структурой скелетных суставов. О структуре соединительной ткани речь пойдет в главе 4.

КЛАССИФИКАЦИЯ ДИСЦИПЛИН

Практически каждая кость двигается в каком-то суставе (исключение составляет подъязычная кость, расположенная у основания языка, которое не соединяется ни с одной костью). Артрокинезиология изучает структуру, функции и движения скелетных суставов (Neumann, 1993). Ее название представляет собой сочетание слова кинезиология (наука о движении) с греческим префиксом артро (сустав). Остеокинематика является наукой, описывающей движение вращающейся кости относительно оси вращения, ориентированной перпендикулярно траектории движения кости. С другой стороны, артрокинетика, или интраартикулярная кинетика, описывает преимущественно вращательные или трансляторные движения, имеющие место между суставными поверхностями (Williams и др., 1989). Таким образом, она рассматривает движение одной суставной поверхности над другой и процессы, происходящие между суставными поверхностями во время движения сустава.

КЛАССИФИКАЦИЯ СУСТАВОВ И ИХ ВЛИЯНИЕ НА ДВИЖЕНИЕ

Прерывное подвижное соединение двух и более костей называют суставом. Суставы можно классифицировать в соответствии с количеством движения, которое они обеспечивают, или согласно их структурному составу. Более простая форма классификации основана на количестве об-

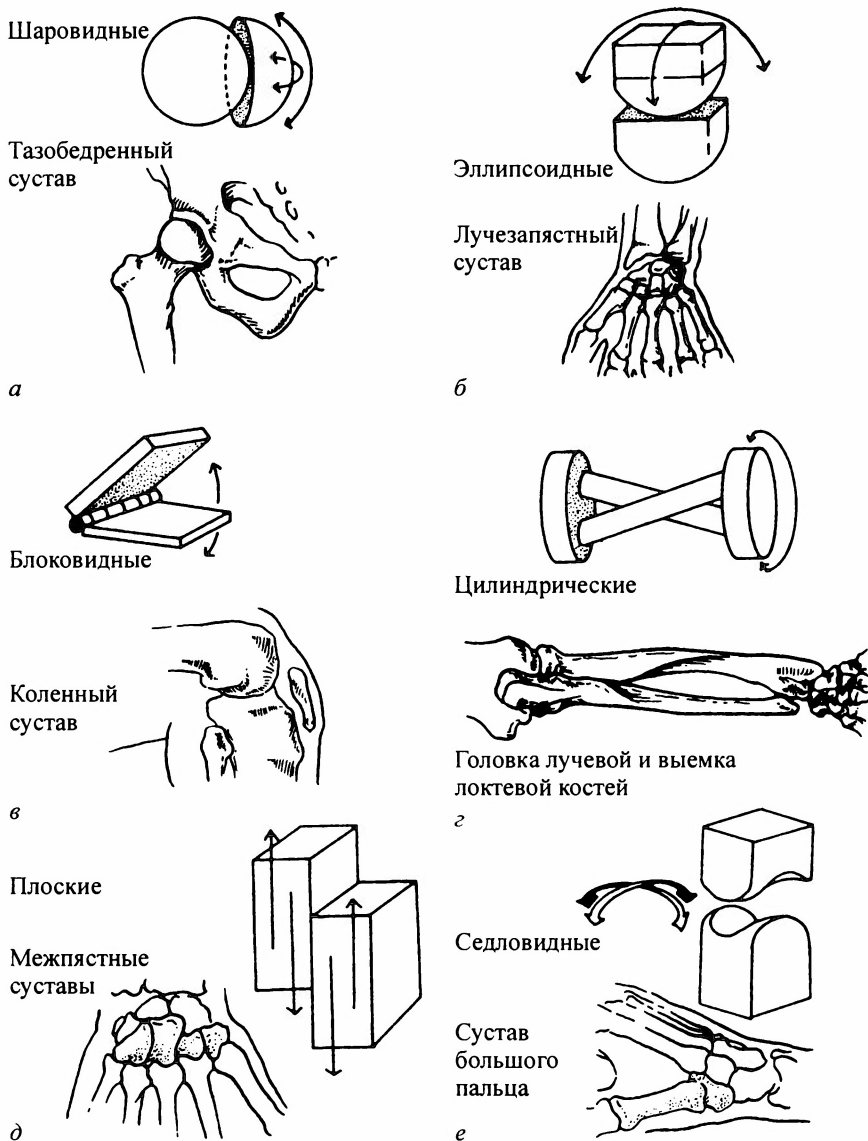


Рис. 2.1. Классификация суставов в зависимости от их формы (Loeper, 1985)

шего движения, которое возможно в данном суставе. В соответствии с этой классификацией различают три вида соединений:

- синартрозы, или непрерывные соединения;
- амфиартрозы, или малоподвижные суставы;
- диартрозы, или свободно двигающиеся суставы.

Соприкасающиеся кости свободно двигающихся суставов имеют многообразие форм. В соответствии с классификацией, основанной на структурном составе, существует шесть типов суставов.

• *Шаровидные суставы.* Обеспечивают наиболее свободное движение с наибольшей амплитудой. Движение может происходить вокруг трех

осей. В этом виде суставов кость, имеющая более или менее круглую головку, размещается в чашеподобной или в шаровидной ямке. Примером является тазобедренный сустав (рис. 2.1, а).

- *Эллипсоидные, или яйцевидные, суставы.* Движение в таком суставе возможно вокруг двух осей: сгибание–разгибание вокруг фронтальной оси и отведение–приведение вокруг сагиттальной. Соприкасающаяся поверхность имеет овальную форму, одна кость находится в эллипсоидной ямке на другой кости. Примером является лучезапястный сустав (рис. 2.1, б).

- *Блоковидные (шарнирные) суставы.* Такой вид суставов позволяет выполнять угловое движение лишь в одной плоскости, ограничивая его сгибанием–разгибанием. Примеры — локтевой и коленный суставы (рис. 2.1, в).

- *Цилиндрические суставы.* Обеспечивают вращательное движение вокруг одной оси. В этом виде суставов кольцо стержня или же стержнеобразный отросток вращается в пределах кольца, образованного костью и соединительной тканью. Вращение является единственным возможным движением. Примерами являются 1-й и 2-й шейные позвонки, которые обеспечивают вращение головы, а также суставы между лучевой и локтевой костями, обеспечивающие пронацию и супинацию предплечья (рис. 2.1, г).

- *Плоские, или тугоподвижные, суставы.* Этот вид суставов дает возможность выполнять только скользящие движения. Примерами могут служить небольшие суставные поверхности позвонков и межпозвонковые суставы кисти. Соприкасающиеся поверхности почти плоские или же одна из них может быть слегка выгнутой, а другая — слегка вогнутой (рис. 2.1, д).

- *Седловидные суставы.* Такой сустав по форме напоминает седло: поверхность каждой кости является вогнутой в одном направлении и выгнутой в перпендикулярном ему направлении. Движение в суставе может выполняться в двух направлениях: сгибание–разгибание и отведение–приведение. Лучшим примером сустава этого вида является запястно-пястный сустав у основания большого пальца (рис. 2.1, е).

ВИДЫ ДВИЖЕНИЯ

Существует шесть основных видов osteокинетического (произвольного или активного) движения, которое может выполнить сегмент тела (рис. 2.2).

Сгибание представляет собой движение, при котором уменьшается угол между костями, образующими сустав. Примерами этого вида движения является сгибание локтевого сустава, наклон (сгибание) головы вперед во время молитвы, сгибание ноги в коленном суставе (рис. 2.2, а).

Разгибание представляет собой увеличение угла между костями, образующими сустав, при этом происходит распрямление его кинематической цепи. Когда разгибание превышает анатомическое положение, говорят о гиперразгибании (рис. 2.2, б).

Отведение — движение сегмента тела от средней линии тела или от той части тела, к которой он прикреплен. Примерами отведения являются движения рук или ног в стороны (рис. 2.2, в).

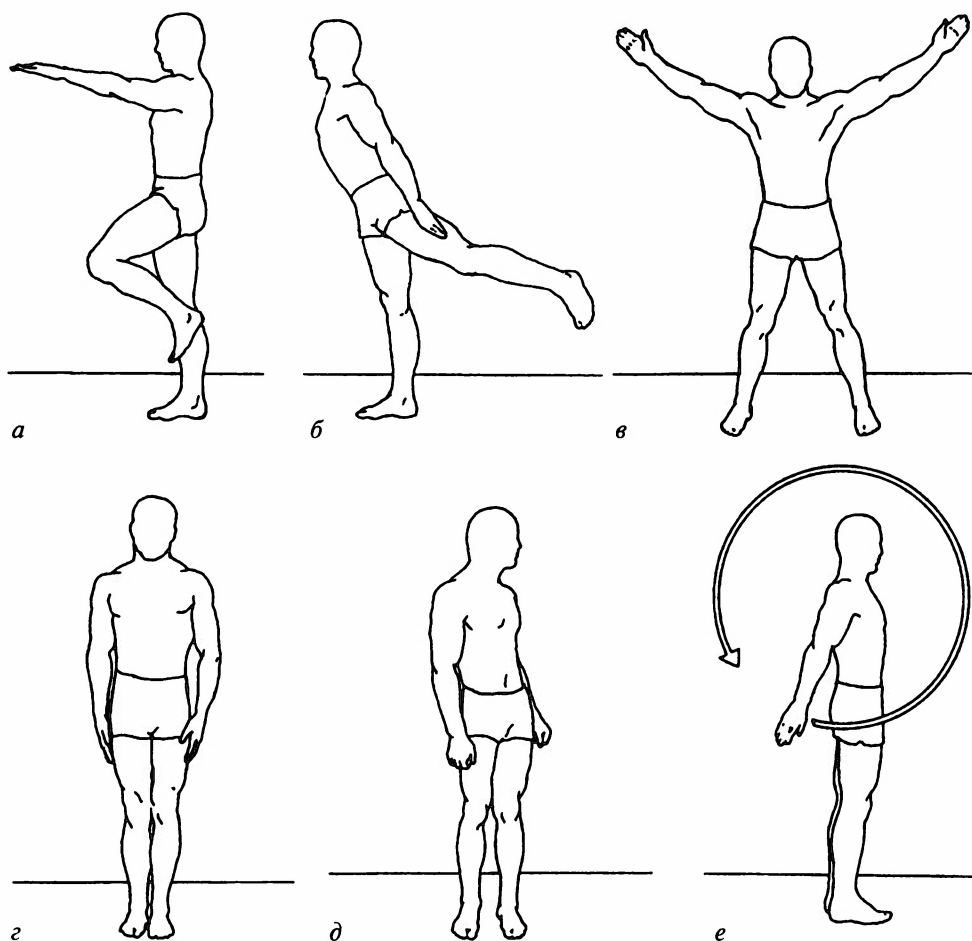


Рис. 2.2. Примеры шести основных видов движений:

а — сгибание коленного сустава; *б* — гиперразгибание тазобедренного сустава; *в* — отведение рук и ног; *г* — приведение рук и ног; *д* — вращение головой и верхней частью туловища; *е* — циркумдукция рук (Alter, 1988)

Приведение — это движение, противоположное отведению. Это движение сегмента тела к средней линии тела или к той части тела, к которой он прикреплен. Примером является приведение рук к туловищу (рис. 2.2, *г*).

Вращение — движение сегмента тела вокруг своей оси. Примером такого движения являются повороты головы из стороны в сторону (рис. 2.2, *д*).

Циркумдукция представляет собой движение, при котором конец сегмента описывает круг. Циркумдукция нередко является сочетанием сгибания, приведения, разгибания и отведения. Примером являются круговые движения руками (рис. 2.2, *е*).

Специальные движения. Существует ряд терминов, которые используют для описания определенных специальных видов движений.

Сутинация — это направленное наружу вращение предплечья. Таким образом, это движение связано с поворотом ладони вперед (из положения стоя руки по бокам).

Пронация — это направленное вовнутрь вращение предплечья. Это движение используется при повороте дверной ручки или отвертки.

Инверсия — поворот подошвы стопы вовнутрь. Это движение нередко имеет место при растяжении голеностопного сустава.

Эверсия — вращение подошвы стопы наружу.

Существуют и другие виды движений, происходящие в голеностопном и подошвенном суставах: *тыльное сгибание*, или *разгибание стопы назад* («взять носки на себя»); *сгибание подошвы* (носки оттянуть), или *подошвенное сгибание*.

Два последних вида специальных движений — *протракция* и *ретракция* плечевого пояса. В первом случае выполняется направленное вперед движение плеча, лопатки и ключицы. Это движение наблюдается во время выполнения фазы подъема при выжимании в упоре. Ретракция представляет собой направленное назад движение плеча, лопатки и ключицы. Примеры ретракции можно найти в гребле и в стрельбе из лука (оттягивание тетивы).

РОСТ КОСТЕЙ И ГИБКОСТЬ

Продольный рост костей человека происходит за счет эпифизарного хряща вместе с развитием мягких тканей, таких, как мышцы и сухожилия. В то же время, в периоды быстрого скелетного роста может происходить увеличение плотности сухожилий вокруг суставов и снижение гибкости. По мнению некоторых специалистов, это увеличение плотности (тугоподвижности) сухожилий и мышц обусловлено тем, что кости развиваются значительно быстрее, чем развиваются и растягиваются мышцы (Kendan и Kendall, 1948; Michell, 1983). Поскольку мышцы и соответствующие им соединительные ткани отстают в развитии, их напряжение и тугоподвижность возрастают. Это пассивное напряжение в дальнейшем стимулирует производство дополнительных саркомеров (функциональных единиц мышцы) и последующее снижение тугоподвижности. Именно поэтому Лирд рекомендует детям постоянно выполнять упражнения на растягивание, чтобы сохранить гибкость и предотвратить возможные травмы.

В то же время Прафф (1989), исследовав группу студентов мужского пола, состоящую из 84 человек, не обнаружил у них подобного дефицита. Более того, он определил, что оценка фазности Таннера (ТФ), позволяющая определить половую зрелость, используя рейтинг от I (незрелый) до V (зрелый), основанный на структуре и росте волос на лобке, является более прогностическим показателем силы и гибкости, чем возраст. Мальчики, имеющие ТФ II и ТФ III, отличаются заметно более низкой гибкостью, чем имеющие ТФ IV и ТФ V.

Существует также вероятность того, что относительная интенсивность роста соединительной ткани диспропорционально опережает интенсивность роста костей. Подобная ситуация может привести к гипермобильности (Sutro, 1947). Иными словами, в определенные стадии развития скелета интенсивность роста костей может отставать от интенсивности развития связочной и оболочной тканей. Таким образом, чрезмерная длина связки может привести к гипермобильности сустава.

МАКСИМАЛЬНО УПЛОТНЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ И ГИБКОСТЬ

Максимально уплотненное положение определяют как заключительное положение, при котором «площадь соприкосновения суставных поверхностей является максимальной, они оказываются плотно сжатыми, тогда как волокнистая оболочка и связки — максимально уплотнены и напряжены, в результате чего движение невозможно» (Williams и др., 1989). Максимальное сближение суставных поверхностей можно охарактеризовать как имеющие временно «запертыми» свои суставные кости; иными словами, между ними как бы нет сустава. В других случаях, когда суставная капсула является более свободной, о суставе говорят как о свободно уплотненном (табл. 2.1).

Таблица 2.1. Максимально и свободно уплотненное положение

Сустав	Максимально уплотненное положение	Свободно уплотненное положение
Голеностопный	Изгиб назад	Нейтральное
Коленный	Полное разгибание	Полусогнутое
Тазобедренный	Разгибание + медиальное вращение	
Межпозвоночный	Гиперразгибание	Нейтральное
Плечевой	Отведение + латеральное вращение	Полуотведение
Запястный	Гиперразгибание	Полусогнутое

РЕЗЮМЕ

Артрокинезиология изучает структуру и функции скелетных суставов в их движении. Существуют многочисленные методы классификации или характеристики суставов и их движений. Знание терминологии необходимо для точного описания конкретного движения. Диапазон движения сустава ограничивается структурой как кости, так и сустава. Результаты проведенных до настоящего времени исследований пока оставляют открытым вопрос: происходит ли в периоды быстрого роста скелета увеличение плотности (тугоподвижности) сухожилий мышц вокруг суставов и снижение гибкости вследствие того, что интенсивность роста костей значительно опережает интенсивность роста и растяжения мышц.

СОКРАТИТЕЛЬНЫЕ КОМПОНЕНТЫ МЫШЦЫ: ФАКТОРЫ, ОГРАНИЧИВАЮЩИЕ ГИБКОСТЬ

Скелетная мышца — одна из наиболее упорядоченных, структурно специализированных видов клеток. В последние годы было выявлено, что поперечнополосатая мышца имеет цитоскелет. Коок (1985) определяет цитоскелет поперечнополосатой мышцы как «систему регуляторных компонентов ... [которые] обеспечивают физическую основу для сокращения».

ОБЩИЙ АНАЛИЗ МЫШЦ

Мышцы отличаются одна от другой формой и размером. Центральная часть мышцы называется брюшком. Брюшко состоит из более мелких компарментов, которые называются пучками. Пучки, в свою очередь, состоят приблизительно из 100–150 отдельных мышечных волокон, длина которых колеблется от 1 до 40 мм, а диаметр — от 10 до 100 мкм. Каждое мышечное волокно представляет собой отдельную мышечную клетку. Если рассматривать волокно под микроскопом, то можно увидеть, что оно имеет поперечнополосатую, или исчерченную, структуру. Такая структура мышечного волокна отражает ультраструктурную организацию каждой миофибриллы. Таким образом, чтобы понять, как мышцы сокращаются, расслабляются и удлиняются, нам необходимо рассмотреть структуру миофибриллы.

СОСТАВ МИОФИБРИЛЛ И ИХ СОСТАВЛЯЮЩИЕ

Каждое мышечное волокно состоит из множества более мелких единиц — миофибрилл (рис. 3.1; 3.2). На рис. 3.1 показан участок волокна, содержащий несколько очевидных миофибрилл. Диаметр каждой миофибриллы составляет 1–2 мкм. Они располагаются скоплениями и по всей длине мышечного волокна. Значительные колебания в ширине миофибрилл обусловлены ультратонким методом рассеечения. Очевидно, ширина наибольшая, когда разрез совпадает с диаметром миофибриллы, наименьшая — когда он вдали от центра (Pollack, 1990). Каждая миофибрилла, в свою очередь, состоит из длинной тонкой нити серийно взаимосвязанных

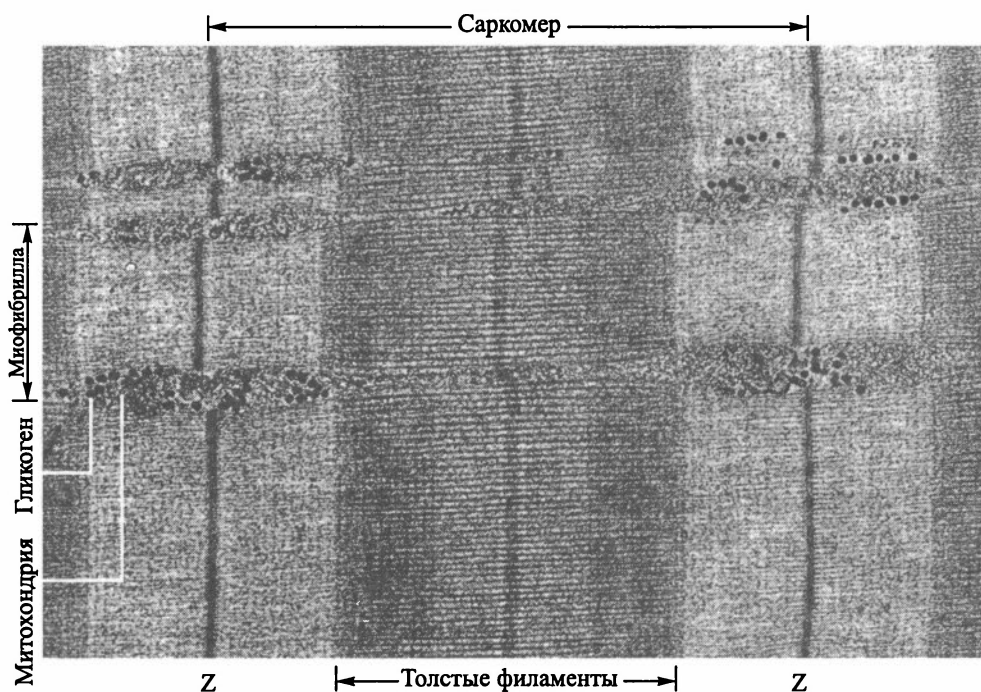


Рис. 3.1. Электронная микрография волокна скелетной мышцы

саркомеров. Саркомеры представляют собой функциональную единицу мышцы. Их длина достигает 2–3 мкм. В конце каждого саркомера находится плотная граница — так называемая Z-линия (Z-полоска или Z-диск). Название происходит от немецкого слова *zwischen* — между. Таким образом, сегмент между двумя последовательными Z-линиями представляет собой функциональную единицу миофибриллы. Миофибриллы состоят из еще меньших структур, которые называются миофиламентами, или сокращенно — филаментами. Первоначально считали, что существует два вида филаментов: тонкий и толстый. В ранних исследованиях установлено, что типичная миофибрилла содержит приблизительно 450 толстых филаментов, расположенных в центре саркомера, и около 900 тонких филаментов, находящихся на его концах. На основании этих результатов подсчитали, что отдельное мышечное волокно, диаметр которого 10 нм, а длина 1 см, содержит около 8000 миофибрилл и что каждая миофибрилла состоит из 4500 саркомеров. Таким образом, отдельное волокно содержит в целом 16 миллиардов толстых и 64 миллиарда тонких филаментов (Vander, Sherman, Luciano, 1975). Согласно теории скольжения филаментов, которая будет изложена ниже, считалось, что эти филаменты являются единственными белковыми элементами, заставляющими мышцу сокращаться, расслабляться и удлиняться. Однако в 1970–80 гг. был обнаружен третий филамент.

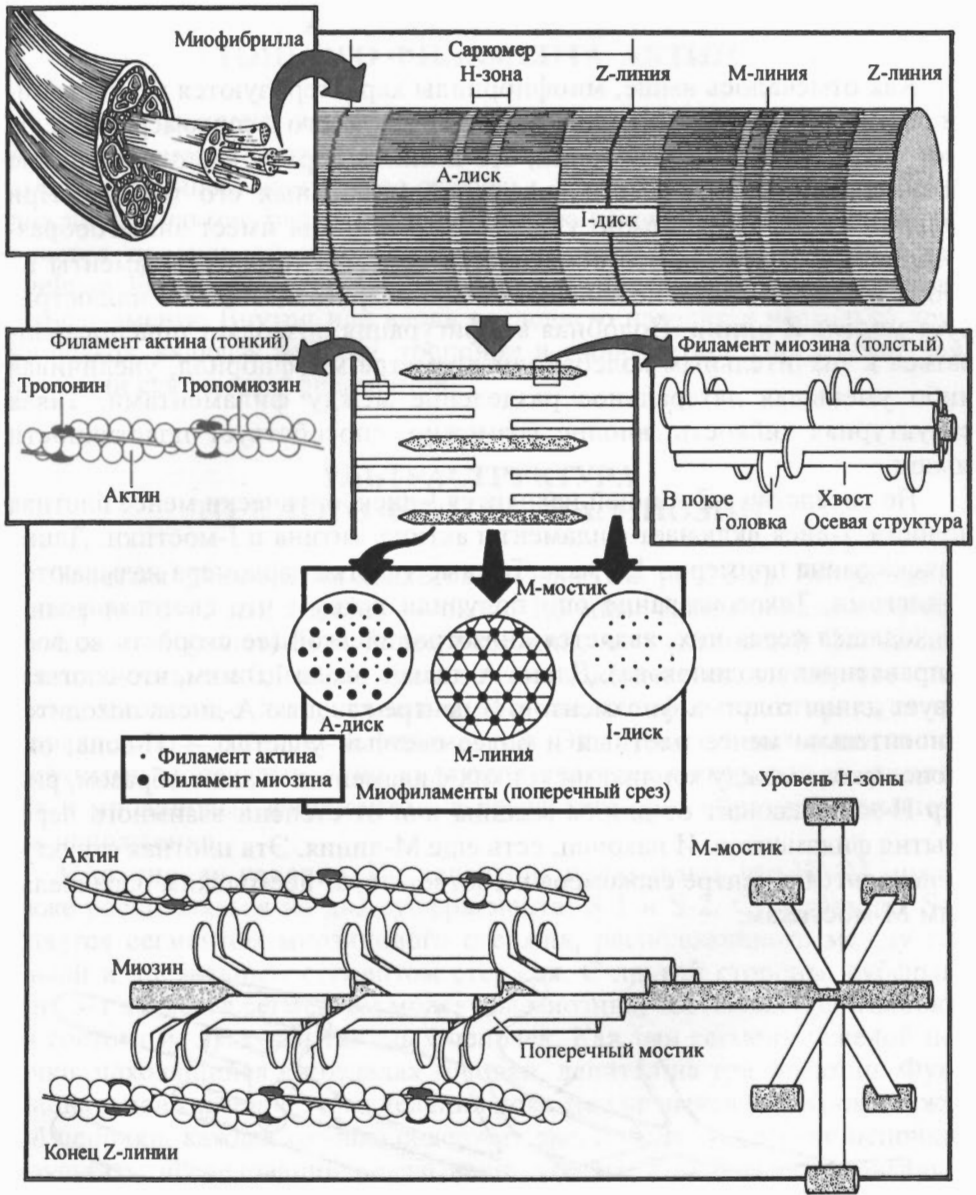


Рис. 3.2. Классическая организация скелетной мышцы

Химический состав этих трех филаментов можно определить на молекулярном уровне анализа. Филаменты состоят из белка, который сформирован последовательностью аминокислот и производится в мышечной клетке. Синтез аминокислот контролируют хромосомы в ядре мышечной клетки. Эти хромосомы представляют собой спиралевидную форму дезоксирибонуклеиновой кислоты (ДНК), содержащей последовательность генов, которые подсказывают мышце, как правильно управлять аминокислотами.

УЧАСТКИ САРКОМЕРА

Как отмечалось выше, миофибриллы характеризуются чередованием светлых и темных участков (см. рис. 3.1). Всего в саркомере существует пять зон. Мы уже говорили, что Z-линия образует плотную линию на обоих концах саркомера (т.е. на терминальных его точках). При сильном увеличении можно увидеть, что Z-линия имеет зигзагообразную форму. Частично это объясняется тем, что тонкие филаменты на обоих концах Z-линии не являются коллинеарными. Рис. 3.3 иллюстрирует модель Z-линии. Подобная конфигурация позволяет приспособляться к значительным колебаниям диаметра миофибрилл, увеличивая либо уменьшая латеральное разделение между филаментами. Такая структурная гибкость, вполне возможно, способствует пластичности мышц.

По соседству с Z-линией находится I-диск, оптически менее плотная полоска. I-диск включает филаменты актина, титина и I-мостики. Длина I-диска равна примерно 1,5 мкм. Темные участки саркомера называются A-дисками. Такое название они получили потому, что световая волна, проходящая через них, является анизотропической (ее скорость во всех направлениях неодинакова). Длина A-дисков около 1,0 мкм, что соответствует длине толстых филаментов. В центре каждого A-диска находится относительно менее плотный и более светлый участок — H-зона; она расположена между кончиками тонких филаментов. Таким образом, размер H-зоны зависит от длины мышцы или от степени взаимного перекрытия филаментов. И наконец, есть еще M-линия. Эта плотная структура находится в центре саркомера и соответствует нескольким параллельным M-мостикам.

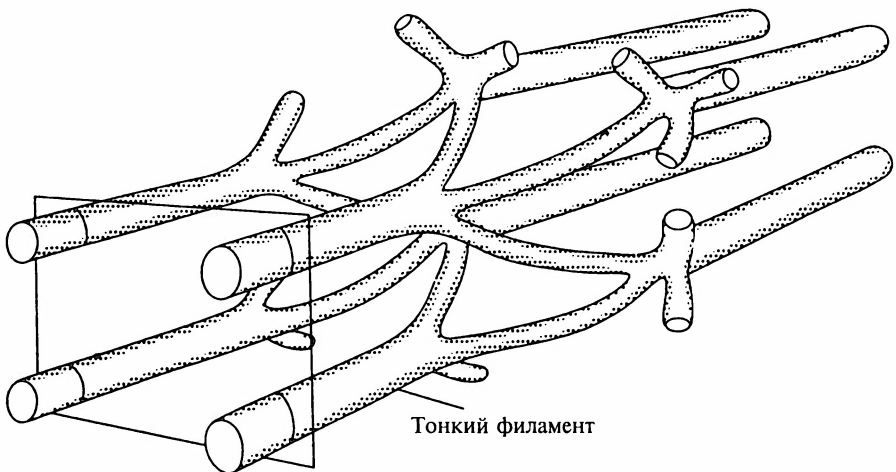


Рис. 3.3. Схематическая модель Z-диска, включающая "истоки" тонкого филамента. Во взаимопересекающейся плоскости показана квадратная решетка тонких филаментов (Pollack, 1990)

УЛЬТРАСТРУКТУРА ТОНКОГО ФИЛАМЕНТА: АКТИН

Тонкий филамент называется актином. Его диаметр около 5–6 нм, а длина — примерно 1 мкм. При низкой разрешающей способности этот филамент напоминает жемчужное ожерелье, в котором две нити накручены одна на другую (см. рис. 3.2). Эта структура накручивания двух нитей не является правильной, как считалось раньше; она полупроизвольная (Egelman, Francis, Derosier, 1982). Актин не единственный компонент тонкого филамента. Внутри или вдоль последнего находится несколько других белков, включая небулин, тропонин и тропомиозин. Они служат для регуляции связывания филаментов.

УЛЬТРАСТРУКТУРА ТОЛСТОГО ФИЛАМЕНТА: МИОЗИН

Толстым филаментом является миозин (см. рис. 3.2). Его диаметр примерно 10–15 нм, а длина — около 1,5 мкм. Таким образом, он более плотный (толстый) и более короткий, чем актиновый филамент. Уникальность миозиновых филаментов заключается в том, что они имеют множество латеральных отростков, которые простираются по направлению к актиновым филаментам. Эти отростки называются поперечными мостиками. Они являются участками связывания актиновых и миозиновых филаментов, в результате чего образуется мышечное напряжение.

Миозиновая головка. Исследования показывают, что НММ может также расщепляться на два субфрагмента: S-1 и S-2. Субфрагмент S-2 является сегментом миозинового стержня, расположенного между головкой и дистальным сегментом стержня. С другой стороны, субфрагмент S-1 является сегментом молекулы миозина, составляющей головку. Он состоит из легких и тяжелых цепочек. Каждый сегмент тяжелой цепочки, находящийся в пределах головки, делится на три фракции. Функциональное значение этого деления пока еще не выяснено. Кроме тяжелой цепочки, каждая головка содержит две, иногда три легкие цепочки. Результаты исследований показывают, что эти легкие цепочки играют роль в молекулярном привязывании и руководстве головками (Chowrashi и др., 1989).

Миозиновый хвост. При тщательном анализе миозиновой молекулы можно увидеть, что она состоит из двух частей: хвоста и головки (см. рис. 3.2). Хвост нередко называют стержнем или участком стержня миозиновой молекулы. Этот сегмент молекулы миозина, состоящий из дистального конца миозинового стержня, также называют легким меромиозином (ЛММ). К нему присоединен тяжелый меромиозин (ТММ). Этот компонент молекулы миозина включает в себя проксимальный сегмент стержня и головку. В отличие от ЛММ, ТММ обладает способностью связываться с актином.

УЛЬТРАСТРУКТУРА СОЕДИНИТЕЛЬНОГО ФИЛАМЕНТА: ТИТИН

Согласно современной модели двухфиламентного саркомера, предложенной Х. Хаксли и Хенсоном (1954), а также А. Хаксли и Нидергерке (1954), сокращение мышцы происходит благодаря связыванию и движению филаментов актина и миозина. Два филамента двигаются или скользят относительно друг друга, изменяя степень взаимного перекрытия, тогда как их длина не изменяется. Однако, если взглянуть на классическую иллюстрацию организации саркомера (см. рис. 3.2), возникают следующие вопросы:

- во-первых, почему создается впечатление, что филаменты миозина плывут?

- во-вторых, что удерживает саркомер воедино?

Структура саркомера кажется полностью нелогичной. Неизменной особенностью мышцы является центральное положение миозина в саркомере, посередине между Z-линиями. Это положение сохраняется даже при растяжении саркомера.

Что же удерживает миозин в центре? Ответом на этот вопрос является наличие соединительного филамента — титина (рис. 3.4 и 3.5).

До начала 1990-х гг. в большинстве учебников по физиологии, гистологии и даже анатомии об этих филаментах почти не упоминалось. По мнению Маруямы (1986), это объяснялось тем, что они не очень четко вписывались в теорию скольжения филаментов.

Структура титина. Спустя несколько лет после идентификации соединительных филаментов Ванг (1985) приступил к тщательному биохимическому анализу белка коннектин. Исследования показали, что коннектин состоит из двух белков: титина и небулина.

На сегодняшний день титин является наиболее крупным белком, его молекулярная масса равна 2,5–3,0 Da (Maruyama и др., 1984; Kurzban и Wang, 1988). Титин составляет около 10 % миофибриллярной массы (Trinick, Knight, Whiting, 1984; Wang, Ramirez-Mitchell, Palter, 1984).

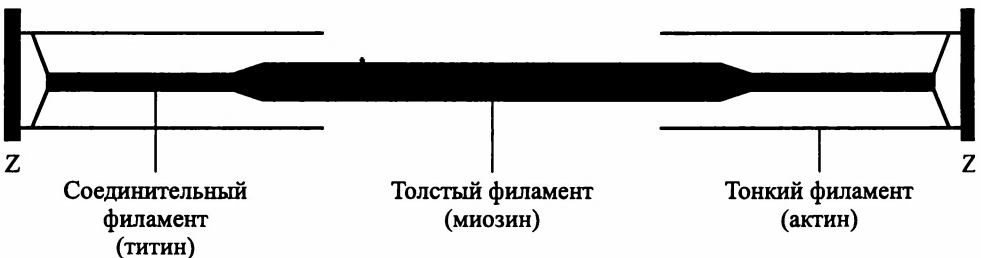


Рис. 3.4. Схематическая диаграмма, иллюстрирующая расположение основных структурных элементов саркомера (Pollack, 1990)

ОТКРЫТИЕ ТИТИНА

Открытие титина имеет длинную историю. Первая трехфиламентная модель, включавшая эластичный филамент, была предложена Х. Хаксли и Хенсоном (1954; рис. 3.5, а). Они высказали предположение о существовании S-филаментов — тонких растяжимых филаментов, соединяющих концы филаментов актина. Однако они не включили S-филамент в свою модель саркомера (Page и Huxley, 1963). Спустя несколько лет А. Хаксли и Пичи (1961; рис. 3.5, б) упомянули в своем исследовании возможное присутствие «тонких филаментов», соединяющих концы филаментов миозина и актина. В том же году Карлсен, Кнаппельс и Бухталь (1961) сообщили о том, что наблюдали филаментные структуры в «щелевом пространстве» между сильно растянутыми филаментами актина и миозина. В 1962 г. очень тонкие филаменты также наблюдал Сйостренд в «щелевом участке» между филаментами актина и миозина при экстремальном растяжении мышцы. Он назвал их «щелевыми филаментами» и высказал предположение, что они связаны с концами миозиновых филаментов. Пейдж и Хаксли (1963) подтвердили это предположение.

В это же время Обер и Куто (1962, 1963; рис. 3.5, б), изучая мышцы насекомых, показали, что филаменты миозина связываются с Z-линиями при помощи отличного от филаментов актина. Чуть позже Прингл (1967) назвал его «С-филаментом». Приблизительно в то же самое время Мак-Нил и Хоул (1967; рис. 3.5, в) выявили на фотографиях наличие «супертонких» филаментов, идущих параллельно тонким и толстым филаментам, они назвали их «Т-филаментами». Похожие результаты были опубликованы Уолкоттом и Риджвеем (1967). Наконец, в 1968 г. состоялся симпозиум, посвященный мышцам, на котором обсуждались различные трехфиламентные модели, однако к единому мнению ученые так и не пришли (Wang, 1984).

В середине 1970-х годов был проведен целый ряд очень интересных исследований (Locker, Leet, 1975, 1976а, 1976б; Locker, Daines, Leet, 1976), в которых подробно анализировалось поведение «щелевых филаментов» в сильно растянутой мышце быка. Вскоре эти филаменты стали известны как

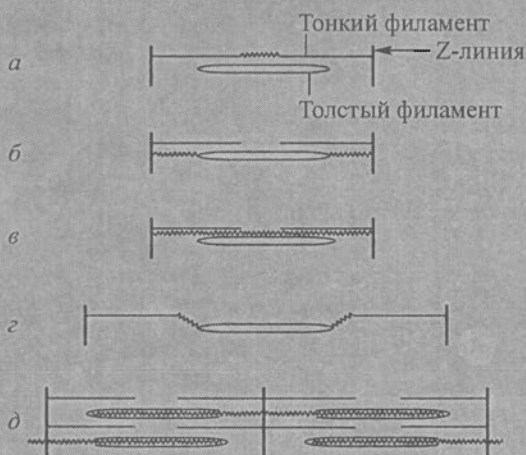


Рис. 3.5. Схематические диаграммы ряда моделей саркомеров с тремя филаментами (Wang, 1985)

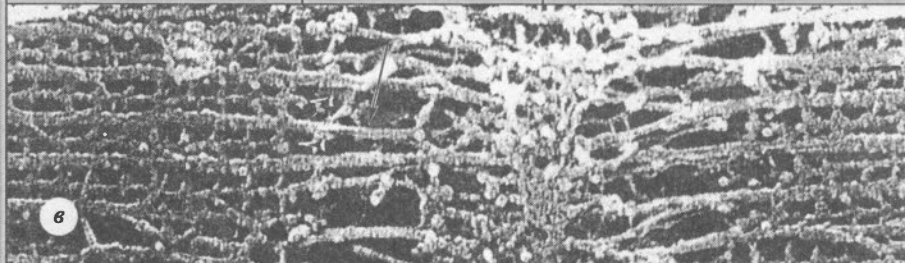
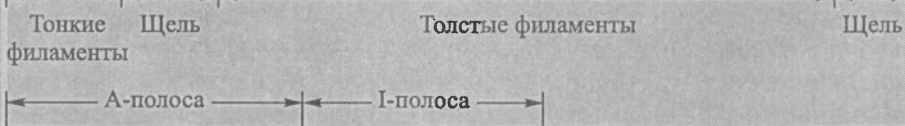
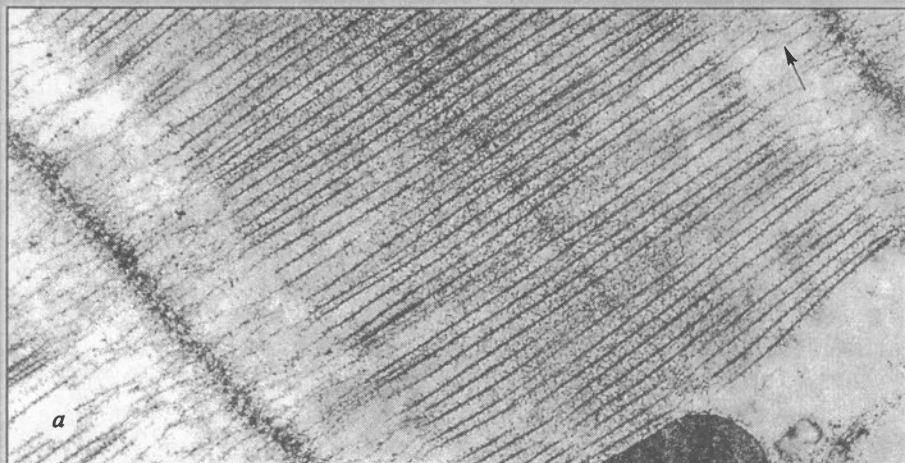


Рис. 3.6. Непосредственное доказательство наличия соединительных филаментов в летательной мышце рабочей пчелы (а). Примеры филаментов коннектина (титина) в сильно растянутой мышце лягушки (б). Изображение замороженной летательной мышцы рабочей пчелы (в) (Pollack, 1990)

«G-филаментъ» (рис. 3.5, д). На рис. 3.6 представлены фотографии, иллюстрирующие наличие этих соединительных филаментов. Во время фиксации тонкие филаменты были деполимеризованы и смыты. Соединительные филаменты остались нетронутыми и видимыми (стрелка) (рис. 3.6, а). Толстые филаменты (в центре) не заканчиваются; они «уступают» место более тонким «соединительным» филаментам (стрелки), которые простираются до Z-линии. Концы тонких филаментов, видимые по краям рисунка, не накладываются на толстые филаменты (рис. 3.6, б). Тонкие филаменты удалились от Z-линии (стрелка). Соединительные филаменты видны в I-диске (стрелка) (рис. 3.6, в).

В 1976 г. Маруяма, Натори и Нономура приступили к изучению эластичности мышц. Им удалось отделить эластичный белок от миофибрилл, который явно отличался от эластина и коллагена. Маруяма (1976) предложил назвать внутриклеточный эластичный белок коннектином. Спустя год было установлено, что структура коннектина обуславливает механическую непрерывность и передачу напряжения в поперечнополосатой мышце (Maruyama и др., 1977).

Ванг, Эш и Сингер (1975) предприняли попытку выявить белок филамента гладкой мышцы в поперечнополосатой мышце. Однако совершенно случайно Ванг обнаружил три белка с высокой молекулярной массой. Ванг, Мак-Клур и Ту (1979) назвали этот белок титином. Вскоре Маруяма с коллегами (1981) подтвердили, что титин Ванга идентичен коннектину. Таким образом, спустя почти 20 лет исследований третий филамент саркомера был идентифицирован. Исследования показывают, что каждая молекула титина простирается от Z-линии (конец саркомера) до M-линии (центр саркомера) (Furst и др., 1988; Itoh и др., 1988; Wang, Wright, Ramirez-Mitchell, 1985; Whiting, Wardale, Trinick, 1989). Кроме того, результаты указанных выше исследований показали, что участок A-диска титина тесно привязан к толстому филаменту. Поэтому при растяжении саркомера участок молекулы титина, расположенный в A-диске, ведет себя так, будто он прочно прикреплен к толстым филаментам. Участок молекулы титина, связанный с Z-линиями, проявляет эластичность. Именно эта эластичность является решающим фактором в нашем понимании сущности гибкости.

Что делает титиновый филамент столь эластичным? Теоретически ряд факторов обуславливают существенную растяжимость титина. Во-первых, титин содержит большое количество аминокислоты пролин, которая расщепляет α -спиралевидные цепочки, обуславливающие ригидность полипептидов (Pollack, 1990). Во-вторых, как следствие этого, отдельная молекула титина не содержит никакой α -спиралевидной структуры. Наоборот, она состоит из произвольных витков (Trinick, Knight,

Whiting, 1984). В-третьих, отдельный пептид с молекулярной массой, равной 3 млн Da, может достигать длины до 7,0 мкм. В то же время в покое длина саркомера составляет около 2,4 мкм, а при максимальном растяжении — 7,0 мкм. На основании этих данных было высказано предположение, что титин должен быть компактно «упакован» в саркомере (Maruyama, 1986). Таким образом, в случае начального растягивания мышцы сегмент титина, находящийся между концом миозинового филемента и Z-линией, является главным фактором, обуславливающим увеличение длины саркомера (Trombitas и др., 1993). После того как этот сегмент титина достигнет предела своей длины, рекрутирование дополнительных «завернутых» (скрученных) или каким-то образом прикрепленных к филементу миозина сегментов титина обуславливает дальнейшее увеличение длины саркомера (Wang и др., 1991). Однако и эта структура имеет свои пределы.

Регулирование растяжимости мышц. В связи с вышесказанным попытаемся ответить на следующие вопросы. Во-первых, что регулирует растяжимость мышц? Во-вторых, можно ли повлиять на фактор(-ы), регулирующий(-е) растяжимость мышц, таким образом, чтобы увеличить гибкость? Первый вопрос изучал Ванг с коллегами (1991). В результате проведенных исследований они установили, что длина и размеры имеют большое значение, если необходимо определить, когда саркомеры производят напряжение покоя при растягивании и куда исчезает саркомер при нагрузке. Например, мышцы, выражающие более крупные изоформы титина (т.е. структурные варианты), как правило, иницируют напряжение при большей длине саркомера, а также достигают своего предела эластичности. А мышцы, выражающие более длинные изоформы титина, развивают наименьшее напряжение. Ученые также пришли к выводу, что различные мышечные группы выражают различные типы титиновых изоформ и, таким образом, проявляют различные кривые нагрузки-растяжения.

Эти данные говорят о том, что «клетки скелетной мышцы могут контролировать и модулировать тугоподвижность и предел эластичности на основании избирательного выражения определенных изоформ титина» (Wang и др., 1991). Любопытно, что наблюдаемые анатомические изменения изоформ титина отмечаются в мышцах из различных участков тела (Akster, Granzier, Focant, 1989; C. Hill, Weber, 1986; Wang, Wright, 1988).

Возникает вопрос, могут ли тренировочные занятия повлиять на определенные изоформы титина? К сожалению, до настоящего времени он остается открытым.

В последнее время изучался и другой весьма важный вопрос: какова взаимосвязь между расщеплением титина и различными нервно-мышечными расстройствами, такими, например, как синдром Шварца–Ямпеля (Soussi-Yanicostas и др., 1991) и мышечная дистрофия Дюшенна. По мнению Мацумуры и коллег (1989), расщепление титина, «даже вторичное, скорее всего, играет важную роль в патогенезе миофибриллярной дегенерации при мышечной дистрофии Дюшенна». Другим важным

аспектом является влияние на титиновые изоформы различных медикаментов.

Весьма важным представляется также выяснить, изменяется ли изоформа титина вследствие травмы. Если да, то как реагирует организм в случае макротравмы? Могут ли происходить изменения в изоформе вследствие, например, хронически неправильной осанки? Эти и другие вопросы требуют подробного изучения.

Функция титина. Ученые считают, что титин выполняет две важные функции. Во-первых, поскольку эластичные элементы связывают каждый конец толстого филамента с Z-линией, филаменты титина производят напряжение покоя, то есть напряжение, имеющее место при нормальной физиологической длине мышечного волокна и увеличивающееся по мере удлинения расслабленного волокна; кроме того, они производят силу, которая центрирует толстые филаменты в саркомере (Horowitz, 1992). Во-вторых, предполагают, что титин играет определенную роль в морфогенезе миофибрилл (Fulton, Isaacs, 1991; Pollack, 1990).

СТРУКТУРНЫЕ МОСТИКИ САРКОМЕРА

Миофибриллярный саркомер удерживается не только в осевом направлении, но и в поперечном. Источником поперечного сопротивления, обеспечивающего целостность саркомера, являются три структуры: М-мостики, А-мостики и I-мостики (рис. 3.7 и 3.8).

М-мостики. В центре некоторых мышц организующий центр саркомера содержит поперечные взаимосвязи между толстыми филаментами. Эти ступенеобразные структуры, соединяющие соседние толстые филаменты в их средних участках, называются М-мостиками. Их функция состоит в том, чтобы помочь организовать и стабилизировать филаментную решетку (Pollack, 1990). Но так как в некоторых мышцах эти М-мостики отсутствуют, должны существовать еще какие-то структуры, способствующие стабилизации филаментной решетки (Pollack, 1990). Этими структурами являются А- и I-мостики.

А-мостики. Ученые понимали, что для организации и стабилизации миозиновых филаментов требуется какая-то дополнительная структура. В противном случае филаменты попросту разорвались бы. Какой же механизм обеспечивает сохранение решетчатой структуры организации? В 1983 г. Поллак обнаружил наличие взаимосвязей на множестве опубликованных микрофотографий, хотя их значение в тот период времени не было определено. Последующие исследования с использованием более совершенных методов показали четкое наличие ступенеобразных структур (Baatsen, Trombitas, Pollack, 1988; Pollack, 1990). Эти ступенеобразные соединения между соседними параллельными толстыми филаментами назвали А-мостиками (Suzuki, Pollack, 1986).

I-мостики. Совсем недавно была выявлена еще одна структура — I-мостики. I-мостик представляет собой ступенеобразное соединение, ко-

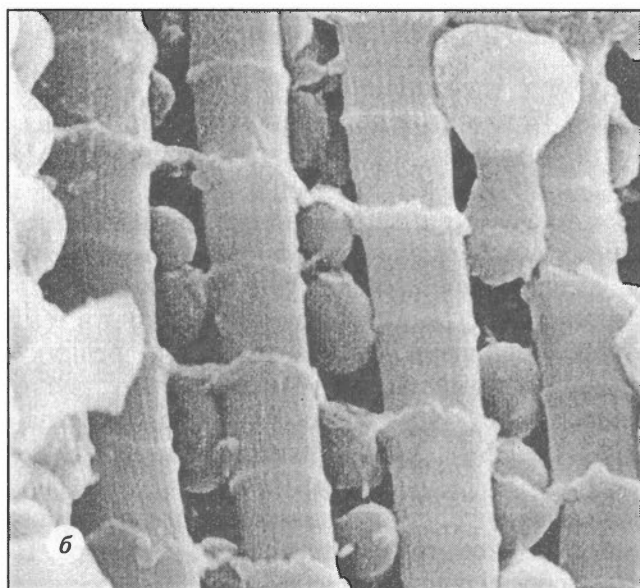
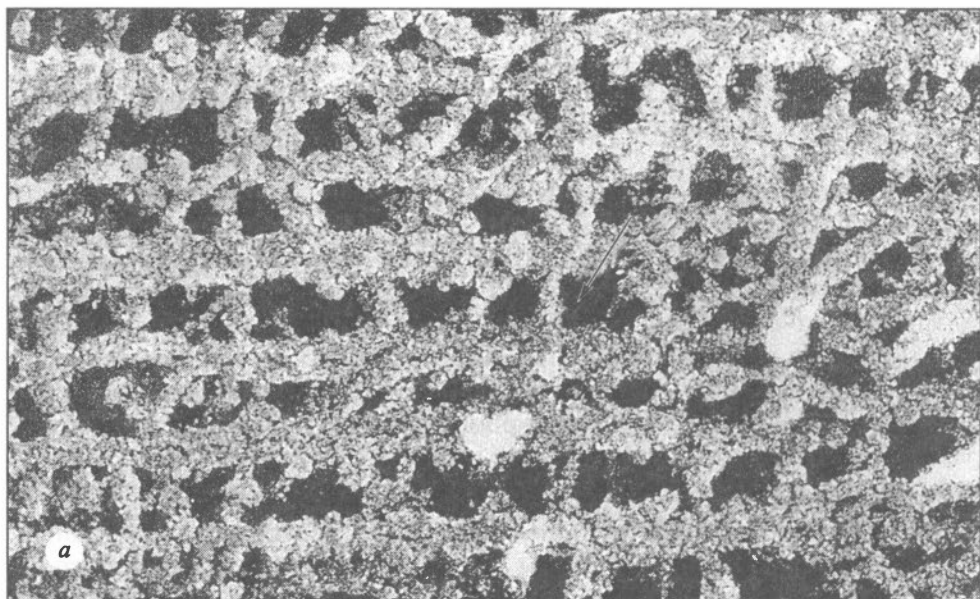


Рис. 3.7. Ступенчатая взаимосвязь между толстыми филаментами (а). Сосканированная микрофотография летательной мышцы рабочей пчелы (б): миофибриллы цилиндрической формы идут горизонтально; шарообразные структуры между миофибриллами — митохондрии; латеральные взаимосвязи наблюдаются на уровне Z-линии (стрелка) (Pollack, 1990)

торое перекрывает щель между соединительным (титин) и тонким (актин) филаментами. Эти мостики впервые были обнаружены более 20 лет тому назад Францини-Армстронгом (1970) и затем Риди (1971), однако на них не обратили должного внимания. Более поздние исследования подтвердили их структуру. Считают, что I-мостик состоит из тропонина. В настоящее время эта структура изучена недостаточно; предполагают, что одна из ее функций заключается в обеспечении латеральной стабильности и сохранении разделений между филаментами (Pollack, 1990).

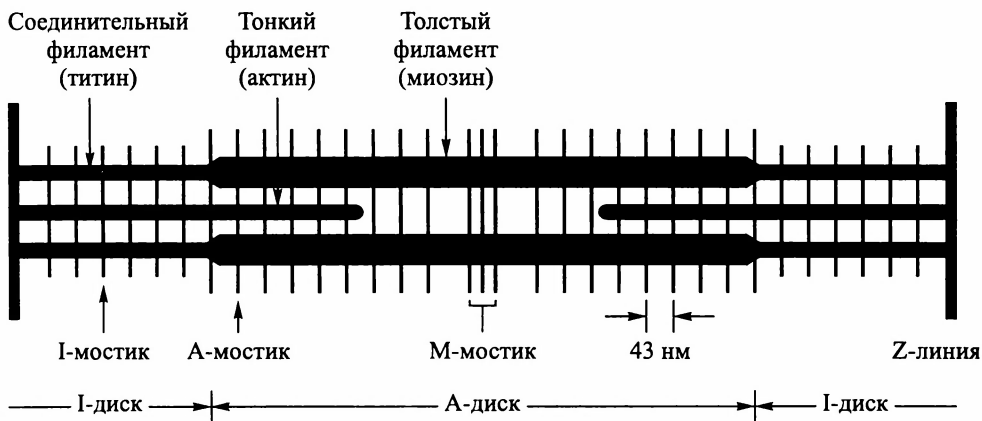


Рис. 3.8. Диаграммное изображение основных структур саркомера

ПРИНЦИПИАЛЬНАЯ СТРУКТУРА САРКОМЕРА: РАБОЧАЯ МОДЕЛЬ

Схематическая модель принципиальных структур саркомера изображена на рис. 3.8 (Pollack, 1990). Мы уже знаем, что саркомер содержит, по меньшей мере, три продольно ориентированные структуры: актин (тонкие филаменты), миозин (толстые филаменты) и титин (соединительные филаменты). Кроме того, саркомер включает еще, по меньшей мере, два поперечных соединения, не только между толстыми филаментами в А-диске (М- и А-мостики), но и между соединительными филаментами в I-диске (I-мостики).

САРКОТУБУЛЯРНАЯ СИСТЕМА

Саркотубулярная система состоит из двух компонентов (рис. 3.9). Первым из них является саркоплазматический ретикулум. Он окутывает каждый сократительный элемент саркомера и является местом хранения кальция. Вторым компонентом является Т-система. Ее название связано с тем, что она состоит из трубочек, расположенных поперечно в саркоплазме (т. е. в цитоплазме и протоплазме саркомера). У Z-линии между саркомерами две части саркоплазматического ретикулума, связанные с каждым саркомером, соединяясь с поперечной трубочкой Т-системы, образуют триаду. Главной функцией Т-системы является обеспечение связи. Когда сарколемма возбуждается поступающим нервным импуль-

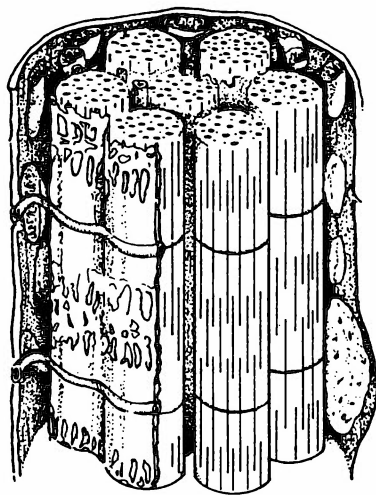


Рис. 3.9. Саркотубулярная система (Fawcett, 1986)

сом, она подвергается деполяризации. Одновременно деполяризуется вся Т-система, обеспечивая тем самым передачу электрического импульса всем саркомерам мышечного волокна.

Импульсы после этого передаются рукавообразной системе мешочков и трубочек саркоплазматического ретикулума, где содержатся ионы кальция. После деполяризации Т-системы этот электрический разряд передается на мембрану саркоплазматического ретикулума, увеличивая ее проницаемость. В результате этого ионы кальция покидают мешочки саркоплазматического ретикулума.

ТЕОРИЯ СОКРАЩЕНИЯ

Функция мышцы состоит в производстве или генерации напряжения. Этот процесс генерации напряжения называется сокращением. Главная цель мышечного сокращения — производство движения. Две другие функции, связанные с сокращением — это сохранение положения и производство телом тепла. После инициации мышечного сокращения происходит целый ряд физических и химических явлений.

Ультраструктурная (физическая) основа сокращения. Механизм, посредством которого мышца сокращается, расслабляется или удлиняется, можно объяснить ультраструктурой саркомера. Наиболее известной теорией является теория скольжения филаментов (рис. 3.10, *а–в*). В соответствии с этой теорией, изменения длины саркомера обусловлены (исключительно) относительным скольжением толстого и тонкого филаментов. Точный механизм, регулирующий сократительные элементы, еще не совсем хорошо изучен. По мнению Поллака (1983, 1990), например, эта теория не имеет под собой достаточно прочной основы. Не так давно появилась новая гипотеза, согласно которой после периодов сокращения саркомера следуют паузы, во время которых длина не изменяется или изменяется незначительно, в результате чего форма волны сокращения имеет ступенчатый характер (Pollack и др., 1977).

При максимальном сокращении длина саркомера может уменьшиться на 20–50 % по сравнению с его длиной в покое. При пассивном растягивании она может превысить обычную длину на 120 %. Результаты наблюдений показывают, что длина А-дисков и, следовательно, толстых филаментов всегда остается постоянной. Остается постоянным на всех этапах обычного сокращения и расстояние между Z-линией и краем Н-зоны, а это свидетельствует о том, что длина тонких актиновых филаментов также не подвергается изменениям. Исходя из этих наблюдений, ученые пришли к выводу, что изменение длины мышцы обусловлено скольжением толстого и тонкого филаментов относительно друг друга.

Таким образом, когда мышца сокращается, актиновый и миозиновый филаменты скользят один относительно другого, в результате чего каждое волокно сокращается (теория скольжения филаментов). Чтобы этот процесс имел место, Z-линия саркомера должна приблизиться к А-диску, что приведет к постепенному сужению и последующему «устранению» I-дисков и Н-зоны.

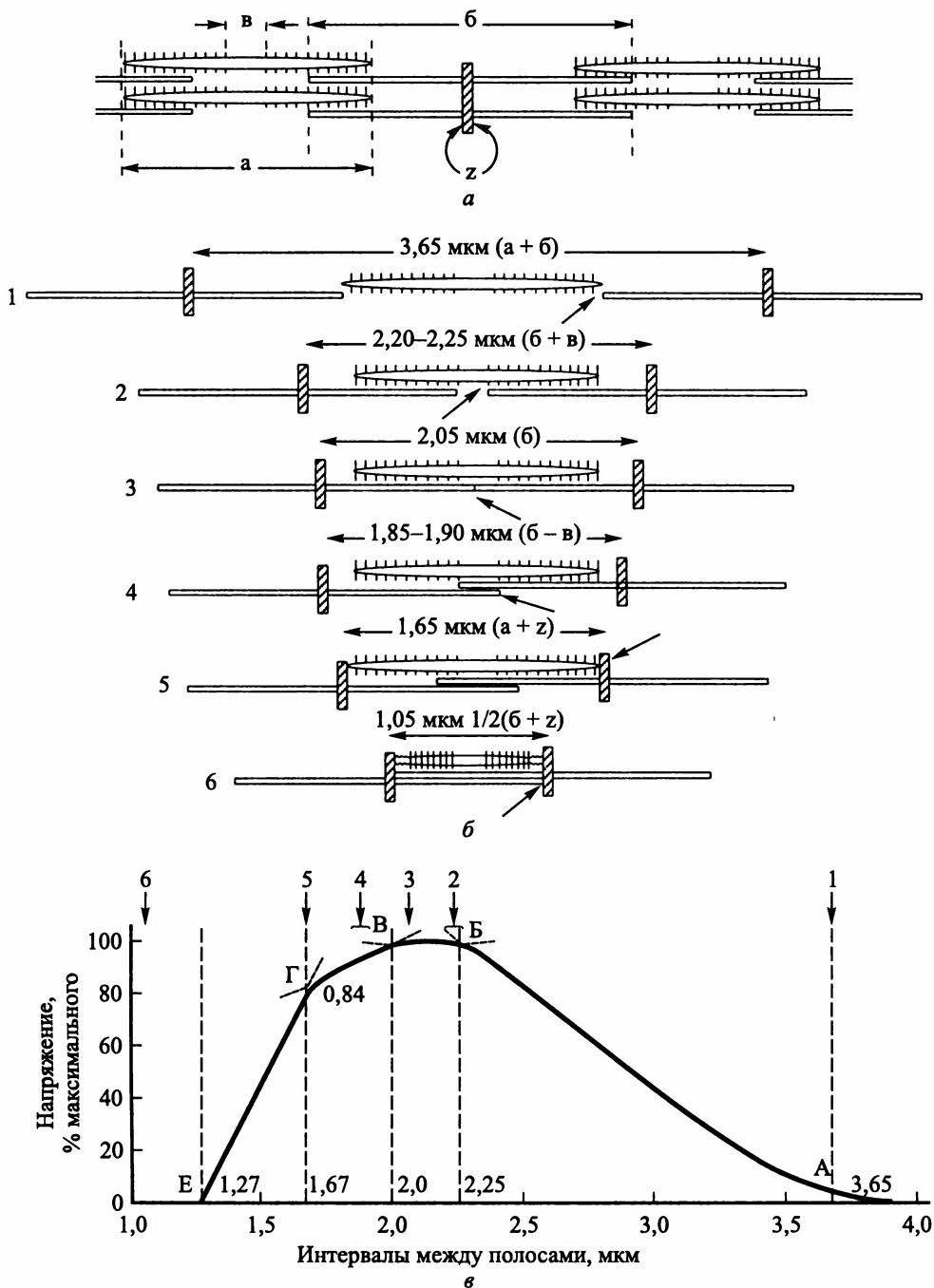


Рис. 3.10. Схематическое изображение изменений тетанического напряжения в интервалах между полосами. Стрелки сверху расположены напротив интервалов, в которых имеет место взаимное перекрывание филаментов (а). Схематическая диаграмма филаментов с указанием номенклатуры соответствующих измерений (б). Критические этапы увеличения степени взаимного перекрывания толстых и тонких филаментов по мере сокращения саркомера (в) (Gordon, Huxley, Julian, 1966)

Молекулярная (химическая) основа сокращения. Немедленным источником энергии для осуществления мышечных сокращений служит расщепление аденозинтрифосфата (АТФ), обусловленное нервными импульсами. Когда нервные импульсы поступают в волокно скелетной мышцы, они распространяются по сарколемме и двигаются вовнутрь через Т-трубочки. Это приводит к увеличению проницаемости и вызывает выделение ионов кальция (Ca^{2+}) из мешочков саркоплазматического ретикулула в саркоплазме. Считают, что в состоянии покоя молекулы тропониона находятся сверху активных участков на филаментах актина, что предотвращает привязывание на поперечных мостиках миозина и актинового филаменте. После выделения Ca^{2+} они связываются с молекулами тропонина на филаменте актина. Этот процесс называется «включением» активных участков на филаменте актина. Одновременно происходит зарядка незаряженного комплекса поперечного мостика АТФ, что позволяет актину и миозину образовать актомиозиновый комплекс. Это, в свою очередь, активирует ферментный компонент миозинового филамента, который называется миозин АТФ-аза. Миозин АТФ-аза расщепляет АТФ на АДФ и Рн (неорганический фосфат), что сопровождается выделением энергии. В результате выделения энергии изменяется угол поперечных мостиков и они скользят над филаментом миозина к центру саркомера. Мышца сокращается и производит напряжение. Таким образом, очевидно, что активация мышц полностью зависит от нервных импульсов. Без нервного импульса генерирование мышечного напряжения просто невозможно.

ТЕОРИЯ МЫШЕЧНОГО РАССЛАБЛЕНИЯ

Способность мышцы расслабляться — неотъемлемое условие оптимального движения и состояния здоровья. Поэтому процесс мышечного расслабления тщательно изучался как на физическом, так и на химическом уровнях. Вместе с тем точный механизм расслабления еще не до конца изучен. В следующих разделах мы рассмотрим физическую и химическую основу расслабления.

Ультраструктурная (физическая) основа расслабления. Мышечное расслабление является полностью пассивным. Когда в мышечные волокна не поступают нервные импульсы, они расслабляются. Следовательно, расслабление представляет собой прекращение производства мышечного напряжения. Когда поперечные мостики отделяются во время расслабления, внутренняя эластичная сила, накопившаяся в филаментах во время сокращения, выделяется. Таким образом, эластическая тяга эластичных компонентов является именно тем, что возвращает длину миофибрилл к длине, наблюдаемой в состоянии несокращения (Gowitzke и Milner, 1988). Вторая возможная восстанавливающая сила может возникать в результате взаимного наложения тонких филаментов, которые отталкивают друг друга ввиду одинакового заряда. Предполагают, что «такие восстанавливающие силы снижают энергетическую стоимость расслабления» (Pollack, 1990).

Кроме того, эластичность соединительных тканей сухожилий, которые прикрепляют концы мышцы к кости, восстанавливает исходную длину мышцы.

Молекулярная (химическая) основа расслабления. Химические реакции, связанные с расслаблением, недостаточно хорошо изучены. По мнению большинства ученых, расслабление обусловлено прекращением процесса сокращения. Во время расслабления сочетания кальций–тропонин отделяются и ионы кальция возвращаются в мешочки саркоплазматического ретикулума. Поскольку тропонин уже больше не связан с кальцием, он предотвращает взаимодействие актина с миозином. Это способствует диссоциации актина и миозина и «повторному скольжению» филаментов назад в положение покоя. Иными словами, сокращение «включается» выделением кальция и «выключается» его устранением.

ТЕОРИЯ МЫШЕЧНОГО УДЛИНЕНИЯ

Мышечные волокна не способны сами по себе удлиняться или растягиваться. Чтобы произошло их удлинение, к мышце должна быть приложена сила извне. Это может быть сила притяжения, сила движения, сила мышц-антагонистов, действующих на противоположную сторону сустава, сила, прилагаемая другим человеком или другой частью своего тела.

Теоретическое ограничение реакции на растяжение сократительного компонента мышечной клетки, основанное на теории скольжения филаментов, можно определить путем измерения под микроскопом длины саркомера, миозиновых филаментов, актиновых филаментов и H-зоны. Рассмотрим, как изменяется длина саркомера при растяжении по сравнению с длиной в покое (табл. 3.1).

При максимальном растягивании саркомера до точки разрыва его длина может достигнуть приблизительно 3,60 мкм. Разрыв саркомера, естественно, нежелателен. Наша главная задача — растянуть саркомер до такой длины, при которой происходит незначительное перекрывание филаментов и хотя бы один поперечный мостик сохраняется между филаментами актина и миозина. Эта длина составляет около 3,50 мкм. Таким образом, при длине саркомера в покое 2,30 мкм его сократительный компонент способен увеличиться на 1,20 мкм, то есть увеличение по сравнению с состоянием покоя составляет свыше 50 %. Если длина саркомера в покое 2,10 мкм, а все остальные факторы остаются постоянными, сократительный компонент мышцы может увеличить свою длину по сравнению с длиной в покое на 67 %. Такая растяжимость дает возможность нашим мышцам двигаться с большой амплитудой.

Таблица 3.1. Длина сократительных компонентов в покое

Саркомер	2,30 мкм
Миозин	1,50 мкм
Актин	2,00 мкм
H-зона	0,30 мкм

ТЕОРИЯ СКОЛЬЖЕНИЯ ФИЛАМЕНТОВ

В соответствии с первоначальной теорией скольжения филаментов толстый и тонкий филаменты попросту скользят относительно друг друга при растягивании саркомера. Во время такого изменения длины саркомера длина толстого и тонкого филаментов не изменяется, но степень их взаимного перекрытия становится меньше (см. рис. 3.10). Однако мы знаем, что механизм, посредством которого происходит удлинение саркомера, является более сложным, чем первоначально предполагалось. Например, что-то должно в конечном итоге предотвращать чрезмерное растяжение саркомера. Эту защитную функцию выполняет соединительный филамент.

Результаты предыдущих структурных исследований показали, что каждый филамент титина в саркомере состоит из двух сегментов. Сегмент между Z-линией и краем А-диска, как было обнаружено, является достаточно растяжимым. В то же время другой сегмент, который взаимно перекрывается толстыми филаментами, является тугоподвижным и нерастяжимым. На основании этих открытий было предложено несколько рабочих моделей. В модели Поллака (1990; рис. 3.11) предполагается, что соединительный филамент поглощает растяжение в двух своих элементах: тропомиозине и титине. Первоначально растягивание происходит легко (рис. 3.11, а, б).

Во время этого незначительного растягивания тропомиозин рекристаллизуется и сообщает слабое статическое усилие саркомеру. На этом

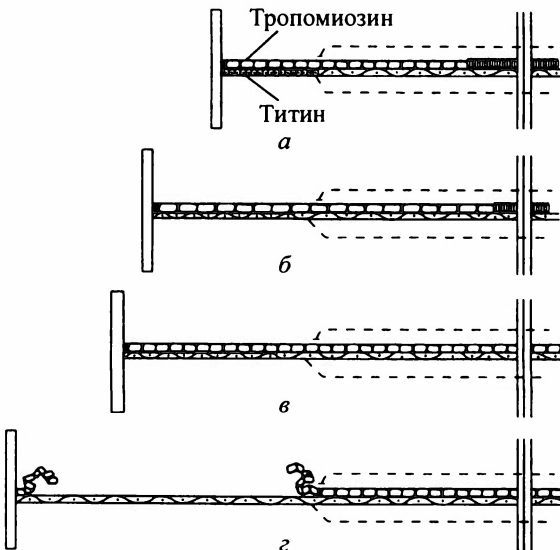


Рис. 3.11. Схематическая иллюстрация влияния растяжения на вытягивание соединительного филамента. После полной кристаллизации нити тропомиозина дальнейшее вытягивание может произойти только после разрыва нити (пунктирной линией отмечены толстые филаменты) (Pollac, 1990)

этапе титин не растягивается настолько, чтобы ощущалась возвратная сила. Таким образом, саркомер растягивается без особого труда. По мере продолжения растягивания происходит кристаллизация всего тропомиозина. Вследствие этого тропомиозиновая нить становится нерастяжимой и дальнейшее растяжение саркомера невозможным. Таким образом, считают, что именно тропомиозин обуславливает «рабочую» длину саркомера (рис. 3.11, в).

Однако даже эта система имеет свои пределы. При продолжении удлинения тропомиозиновая нить рвется (рис. 3.11, г). Разрыв тропомиозиновой нити не означает разрушение саркомера.

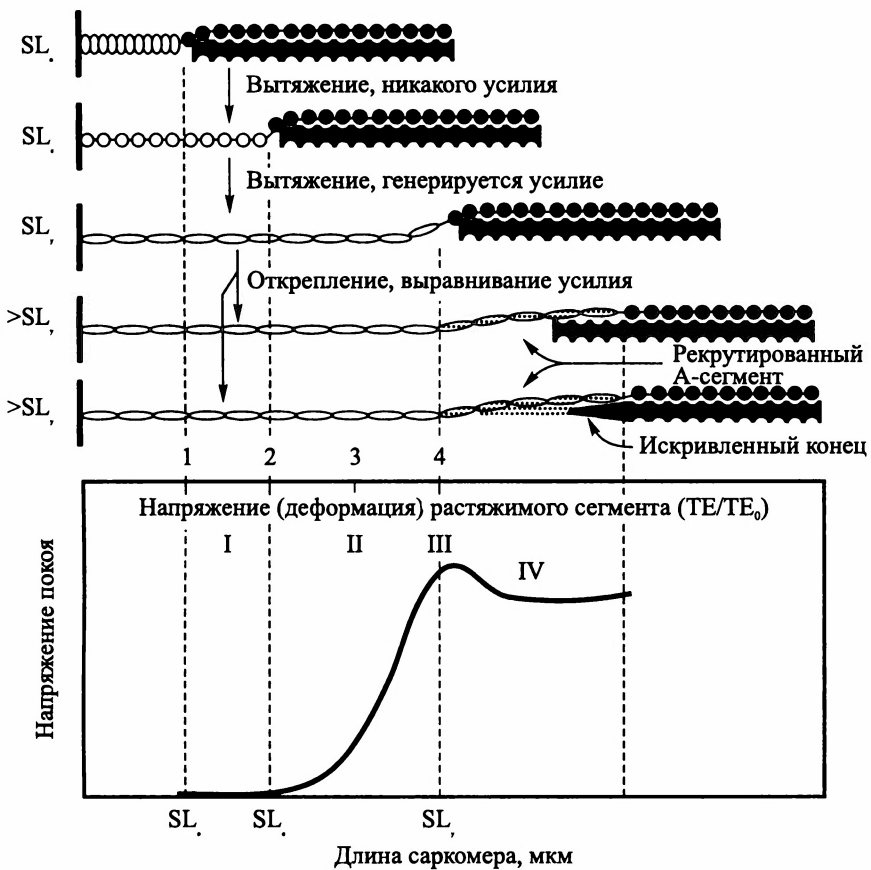


Рис. 3.12. Сегментное вытяжение филаментов титина как структурная основа кривых нагрузки-напряжения мышц в покое. Показаны предполагаемые структурные явления, происходящие в филаментах титина, лежащие в основе кривых нагрузки-напряжения (Wang, McCarter, Wright, Beverly and Ramirez-Mitchell, 1991)

Специальная «дублирующая» система готова сохранить целостность саркомера во время «ремонта» титиновой нити (рис. 3.11, з).

Вскоре после появления модели Поллака в 1990 г. Ванг с коллегами (1991) предложили свою модель. В соответствии с этой моделью по мере растяжения саркомера растяжимый сегмент титина перемещается в результате удлинения. Чем выше степень удлинения, тем более длинным становится растяжимый сегмент вследствие рекрутирования ранее нерастяжимого титина, когда его соединение с толстыми филаментами начинает проскальзывать или когда происходит деформация дистальных концов толстых филаментов (рис. 3.12). Филамент титина, который простирается от Z-линии к M-линии, имеет два механически обособленных сегмента: растяжимый сегмент в I-диске (незаштрихован) и нерастяжимый сегмент, ограниченный взаимодействием с толстыми филаментами (заштрихован). При сокращенной длине саркомера (SL_0) титин может быть «дряблым», и растяжение до SL_c не приводит к изменению длины контура или производству значительного усилия.

За пределами SL_c линейное вытяжение титинового сегмента приводит к экспоненциальному увеличению напряжения. При SL_y растяжимый сегмент становится длиннее вследствие рекрутирования ранее нерастяжимого титина после начала его открепления от толстых филаментов или деформации дистальных концов толстых филаментов, ведущей к выравниванию напряжения. Предполагают, что чистая контурная длина растяжимого сегмента титина длиннее в саркомере, выражающую более крупную изоформу титина. Вследствие этого SL_c и SL_y увеличиваются, а кривые нагрузки-напряжения различных мышц можно нанести на график как функцию напряжения растяжимого сегмента титина (TE/TE_0). Дальнейшее удлинение приводит к разрыву титиновой нити. В сущности, тропомиозин можно сравнить с поездом, а титин с рельсами. Когда железнодорожный поезд (т. е. тропомиозин) сходит с рельсы, не все оказывается потерянными. Его просто нужно снова поставить на рельсы. Если же повреждаются рельсы, то ничего уже нельзя сделать. Таким образом, именно титин обеспечивает целостность саркомера.

ДРУГИЕ ФАКТОРЫ, ОГРАНИЧИВАЮЩИЕ ДИАПАЗОН ДВИЖЕНИЯ

Ряд факторов могут ограничивать диапазон движения сустава. Это может быть мышечный дисбаланс, неадекватный мышечный контроль, возраст мышцы или ее иммобилизация.

Мышечный дисбаланс. Здоровые мышцы сохраняют структурный гомеостаз. Ключом такого структурного баланса является взаимная тяга мышц-антагонистов, расположенных на противоположной стороне сустава (рис. 3.13). Дисбаланс этих сил тяги может повлиять на диапазон движения. Мышечный дисбаланс может быть обусловлен рядом факторов, включая наличие гипертонических мышц (т. е. мышц, находящихся в состоянии контрактуры или спазма) или слабых мышц.

Неадекватный мышечный контроль. Даже если человек от рождения наделен достаточной гибкостью, локальный мышечный контроль может быть неадекватным для выполнения определенных элементов, требующих проявления гибкости. Это объясняется тем, что многие из них состоят из дополнительных компонентов. В данном контексте мы рассматриваем мышечный контроль как наличие адекватного баланса, координации или контроля за частью (частями) тела или достаточной силы для выполнения конкретного элемента, требующего проявления гибкости. Например, чтобы выполнить такой элемент, как «ласточка», требуется умение сохранять равновесие. Кроме того, необходимо обладать достаточной силой, чтобы принять и сохранить необходимое положение. Выполнение более сложных двигательных умений требует соответствующего сочетания всех необходимых качеств и компонентов, подготовленности.

Влияние процесса старения на мышцы. Естественный процесс старения ведет к снижению функциональных возможностей мышцы. Если человек ведет малоподвижный образ жизни, страдает какими-нибудь заболеваниями и т. д., этот процесс протекает намного быстрее. С физиологической

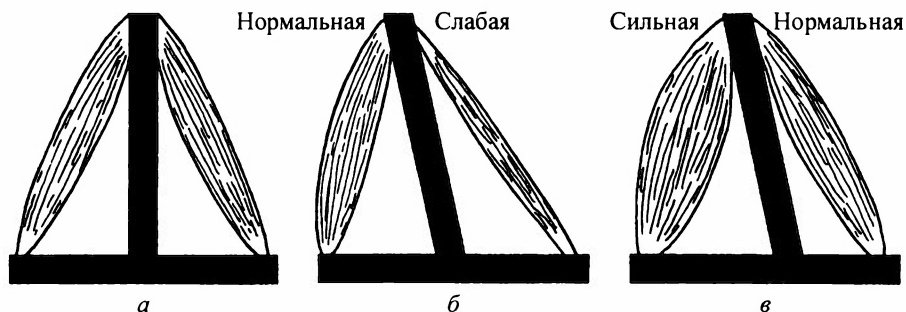


Рис. 3.13. Мышечный баланс: *a* — мышечный баланс обеспечивает структурный баланс; *б* — дисбаланс нередко наблюдается при ослаблении одной мышцы; *в* — иногда дисбаланс обусловлен тем, что одна из мышц оказывается слишком сильной (Walther, 1981)

точки зрения наиболее очевидным дегенеративным изменением, связанным с процессом старения, является постепенная атрофия мышечной массы. Она обусловлена снижением размера и количества мышечных волокон (Grob, 1983; E.Gutmann, 1977; Hooper, 1981). Как замечает Уилмор (1991), «... это снижение количества саркомеров может обуславливать снижение подвижности, обычно наблюдаемое у пожилых людей». Отмечаются значительные колебания возраста, в котором проявляются эти изменения, существенно варьируется и степень изменений. С возрастом также сокращается количество нервных клеток в скелетно-мышечной системе (E.Gutmann, 1977).

По мере атрофии мышечных волокон происходит их замена жировой и волокнистой (коллагеновой) тканью. Коллаген — главный компонент соединительной ткани — характеризуется исключительно низкой эластичностью. Поэтому вполне очевидно, что даже незначительное увеличение количества коллагена в мышце приводит к существенному снижению ее подвижности. Это явление изучали Альнакиб, Аль-Заид и Голдспинк (1984), используя для этого камбаловидную мышцу и длинный разгибатель пальцев крыс. Их исследования подтвердили, что общее содержание коллагена с возрастом постоянно увеличивается. Кроме того, они обнаружили в молодой мышце более низкую интенсивность развития пассивного напряжения на каждую единицу увеличения длины. В мышце взрослого животного пассивное напряжение развивалось с большей интенсивностью.

«Данные, касающиеся тугоподвижности мышц и соединительной ткани, характеризуются корреляцией, за исключением данных о камбаловидной мышце старых животных. Пассивное механическое поведение мышцы непосредственно связано с концентрацией коллагена.»

Таким образом, эти изменения в определенной степени обуславливают возрастное снижение гибкости.

Влияние иммобилизации. Способность мышцы адаптировать свою длину в зависимости от положения продемонстрировал в экспериментах

еще Марви (Marvey, 1887). В последние 20 лет механизмы адаптации длинны мышцы изучали как на клеточном, так и на ультраструктурном уровнях. Исследования, проведенные Голдспинком (1968, 1976) и П. Уильямсом и Голдспинком (1971), показали, что увеличение длины мышечного волокна во время нормального развития связано со значительным увеличением количества саркомеров вдоль длины волокон. Так как длина филаментов актина и миозина постоянна, адаптация взрослой мышцы к различной функциональной длине, по-видимому, должна включать производство или удаление определенного количества саркомеров с тем, чтобы сохранить правильную длину саркомера относительно всей мышцы (Goldspink, 1976; Tabary и др., 1972).

При иммобилизации камбаловидной мышцы взрослой кошки в удлинненном положении мышца адаптируется к новой длине. Табари с коллегами (1972) обнаружили, что это удлинение осуществляется за счет появления около 20 % новых саркомеров. П.Е. Уильямс и Голдспинк (1973) обнаружили, что новые саркомеры добавляются на концах имеющихся миофибрилл. В случае денервации и иммобилизации в удлинненном состоянии производится около 25 % саркомеров (Goldspink и др., 1974). После прекращения иммобилизации «нормальная» и денервированная мышца быстро восстанавливают свою первоначальную длину (Goldspink и др., 1974; Tabary и др., 1972). Совсем недавно было проведено исследование с целью определить, способна ли внеглазная мышечная система трех обезьян адаптироваться таким образом, как мышцы конечности кошек (A.B.Scott, 1994). Исследования показали увеличение длины глазных мышц на 18, 25 и 33 % вследствие наложения швов.

При иммобилизации конечности с мышцей в сокращенном положении мышечные волокна теряют до 40 % саркомеров (Tabary и др., 1972). При денервации и иммобилизации в сокращенном положении наблюдали снижение числа саркомеров на 35 % (Goldspink и др., 1974). Однако затем количество саркомеров восстанавливается по мере восстановления длины мышцы (Goldspink и др., 1974; Tabary и др., 1972).

Таким образом, адаптация количества саркомеров в зависимости от функциональной длины мышц происходит не под нейронным контролем. Скорее всего, реакция на количество пассивного напряжения, которому подвергается мышца, носит миогенный характер (Goldspink, 1976; P.E. Williams, Goldspink, 1976).

Наряду со снижением длины волокон, а также количества и длины саркомеров ученые выявили и уменьшение растяжимости (увеличение пассивного сопротивления) мышц, иммобилизованных в сокращенном положении (Goldspink, 1976; Goldspink, Williams, 1979). Этот процесс происходил независимо от того, была ли мышца денервирована или нет (Goldspink, 1976). Голдспинк и Уильямс (1979) также обнаружили, что потеря соединительной ткани происходит с меньшей интенсивностью, чем потеря сократительной ткани мышцы. Таким образом, относительное количество соединительной ткани увеличивается (Goldspink, 1976; Goldspink, Williams, 1979). Кроме того, П.Е. Уильямс и Голдспинк (1984) установили, что волокна коллагена в иммобилизованной мышце распола-

гаются под более острым углом к оси мышечных волокон, чем в обычной мышце. Это изменение, очевидно, влияет на эластичность мышцы.

Снижение степени растяжимости, вероятно, является защитным механизмом, который не допускает резкого перерастяжения мышцы (Goldspink, 1976; Goldspink, Williams, 1979). Этот механизм особенно важен для сокращенной мышцы (т. е. мышцы, утратившей саркомеры), поскольку растягивание даже в обычном диапазоне движения приведет к перерастяжению саркомеров и филаменты миозина и актина не смогут осуществить взаимное перекрытие, что вызовет временное повреждение мышцы (Goldspink, 1976; Tabary и др., 1972). С другой стороны, изменения в эластичных свойствах мышцы, иммобилизованной в удлиненном положении, не произойдут, поскольку адаптация обратно пропорциональна, а вероятность перерастяжения мышцы такая же, как и для обычной мышцы (Tabary и др., 1972).

Однако указанное выше снижение степени растяжимости не является просто защитной функцией. Главным последствием изменений количества саркомеров и длины мышцы является смещение кривой длины-напряжения мышцы влево (при иммобилизации мышцы в сокращенном положении) или вправо (при иммобилизации в удлиненном положении). Эти изменения длины помогают мышце адаптироваться к генерированию оптимальных уровней напряжения при новом положении и новой длине.

На основании приведенных выше результатов П.Е. Уильямс с коллегами (1988) решили определить, обуславливает ли недостаточное растяжение или недостаточная сократительная активность сокращение количества саркомеров, увеличение концентрации коллагена и увеличение тугоподвижности мышц, которое наблюдается при их иммобилизации в сокращенном положении. Они обнаружили, что аккумуляция соединительной ткани, имеющая место в иммобилизованных мышцах, может быть предотвращена либо путем пассивного растяжения, либо путем активной (электрической) стимуляции.

В связи с этим возникает вопрос, являются ли короткие периоды растягивания достаточно эффективными для предотвращения изменений в соединительной ткани мышц, длине волокон и количестве саркомеров, т. е. способствуют ли они сохранению диапазона движений сустава? Исследование, проведенное П.Е. Уильямсом (1988) на мышцах, показало, что периоды пассивного растягивания продолжительностью всего 15 мин (через день) обеспечивают нормальные пропорции соединительной ткани. В то же время они не способствуют предотвращению снижения длины мышечных волокон, которое ведет к заметному ограничению диапазона движения.

МЕХАНИЗМ ПАССИВНОГО РАСТЯГИВАНИЯ В МИОФИБРИЛЛОГЕНЕЗЕ

Из предыдущего раздела мы узнали, что иммобилизация мышцы в удлиненном положении ведет к увеличению длины мышечных волокон, которое, в свою очередь, связано с увеличением числа саркомеров в мио-

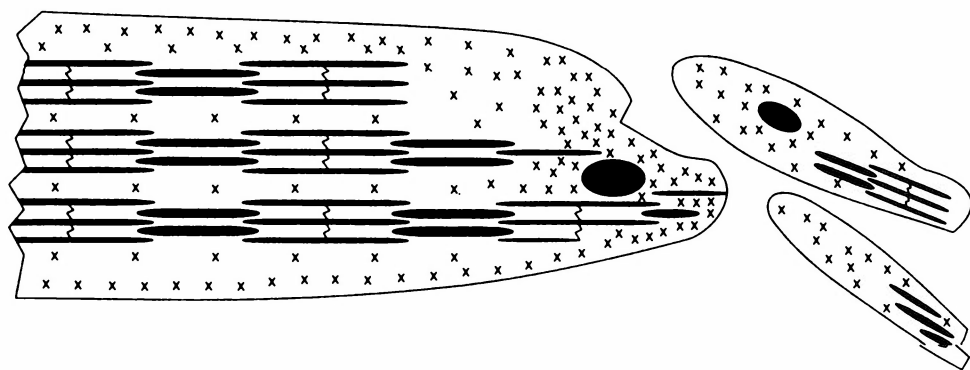


Рис. 3.14. Распределение мРНК у мышечно-сухожильного соединения растянутых скелетных волокон (Russell, Dix Haller and Jacobs-El, 1992)

фибриллах и вдоль волокон. Специфический участок вновь синтезированных саркомеров находится вблизи мышечно-сухожильного соединения. В последние годы ученые обратили внимание на механизм клеточного контроля, лежащий в основе удлинения и гипертрофии мышечных волокон (миофибриллогенез).

Исследования Дикса и Айзенберга (1990, 1991а, 1991б) показали, что накопление мРНК медленного окислительного миозина в конце мышцы в растянутых волокнах является более высоким, чем в контрольных. «Такое локальное накопление мРНК обеспечивает региональный синтез сократительных белков, быструю «сборку» саркомеров и распространение миофибрилл» (Dix, Eisenberg, 1990, 1993). В частности, «большое цитоплазматическое пространство, в котором содержатся полисомы, «открывается» между миофибриллами и сарколеммами мышечно-сухожильного соединения удлиняющихся волокон, и встречается много формирующихся миофибрилл» (B.Russell, Dix, Haller, Jacobs-El, 1992; рис. 3.14). Миозин мРНК (X) накапливается на концах растянутых волокон в увеличенном цитоплазматическом пространстве между сарколеммами и миофибриллами (тонкие и толстые филаменты). Эта мРНК способствует локальному синтезу сократительных белков и миофибриллогенезу. Ядра зачастую расположены проксимально к концам этих удлиненных волокон. Растянутые мышцы также удлиняются вследствие появления пролиферирующих миотрубочек (более мелкие клетки справа), которые впоследствии могут слиться с существующими волокнами. Кроме того, растянутые мышцы также удлиняются в результате появления пролиферирующих миотрубочек (Moss, Leblond, 1971).

Каким же образом растягивание увеличивает производство мРНК? Известно, что для роста клеток необходимы гормоноподобные молекулы — факторы роста. Возможные механизмы были предложены Б.Расселлом, Диксом, Халлером, Джекобс-Элемом (1992). Однако этот вопрос требует дальнейших исследований.

ПРЕДЛАГАЕМЫЕ МЕТОДЫ ВЫРАЖЕНИЯ МОДУЛИРУЮЩЕГО ГЕНА ЧЕРЕЗ РАСТЯГИВАНИЕ

Мышечные клетки состоят из ряда взаимосвязанных структурных компартментов, участвующих в перцепции механических сигналов во время сокращения и растягивания. Эти единицы представляют собой трехмерную сеть, организация которой специфична ткани и отражает ее индивидуальные функции. В клетках поперечнополосатой мышцы эти компартменты являются внеклеточными, цитоплазматическими и ядерными. Каждый компартмент передает информацию через интерфейс хотя бы одной мембраны, определяющий границы конкретного компартмента (Simpson и др., 1994). Эту интеграцию механического стимулирования в пределах трех произвольных компартментов и между ними описывают как систему динамического взаимодействия (Bissell, Hall, Parry, 1982). Совсем недавно было высказано предположение, что такое механическое стимулирование может влиять на генную экспрессию.

Предполагаемый «путь» начинается с механического стимулирования, которое передается на внеклеточный матрикс (ВКМ). ВКМ состоит в основном из коллагена, неколлагеновых гликопротеидов и протеогликанов. Затем сигналы из ВКМ проходят через сарколемму (мембрану, окружающую мышечную клетку) в особых участках возле Z-дисков. Частично это взаимодействие обусловлено рецепторами, которые обнаружившие их Темкун с коллегами (1986) назвали интегринами. Эти рецепторы соединяют внешне расположенные компоненты ВКМ с элементами цитоскелета и играют важную роль в передаче механической информации (Ingber и др., 1990; Tamkun и др., 1986). Вместе с тем точный механизм передачи механического стимулирования невыяснен (Goldspink и др., 1992; Simpson и др., 1994). К цитоскелетным компонентам относятся винкулин, таллин, несаркомерный актин, титин и десмин. Эти цитоскелетные компоненты играют важную роль в производстве силы и передаче механического напряжения (Price, 1991); кроме того, они обеспечивают позиционной информацией сократительные волокна. Цитоскелет прикрепляется к сократительному аппарату и к ядерному компартменту. Эта взаимосвязь важна для определения расположения ядра в клетке. В настоящее время расположение ядер в поперечнополосатой мышце еще мало изучено, вместе с тем считают, что в других системах оно играет важную роль (Simpson и др., 1994). Расположение ядер способствует установлению региональных доменов белкового синтеза, необходимого для миофибриллогенеза и обмена миофибриллярных компонентов (Blau, 1989; V. Russell и Dix, 1992). Кроме того, эти процессы передаются на комплекс ядерной мембраны и затем на ядерный матрикс, который содержит генетический материал, необходимый для клеточных функций. Недавние исследования пространственной и позиционной организации ДНК позволили специалистам предположить, что механическое изменение ядерной мембраны может, в свою очередь, вызывать изменение ДНК; эти силы, таким образом, могут изменять ген-

ную экспрессию (Simpson и др., 1994). Возможно, именно измененная генная экспрессия может обуславливать повышенную гибкость.

Главная проблема заключается в том, чтобы выявить механизм (или механизмы), посредством которого мышца и соединительные ткани модулируют свои изоформы (структурные варианты) в ответ на механическое стимулирование.

Ввиду экономических, этических, нравственных и философских факторов ученые использовали множество моделей животных для изучения связанных с длиной изменений в мышцах. Ученые указывают на возможность использования ряда полученных результатов в отношении людей. Однако необходимо отметить следующее. Во-первых, не доказана возможность увеличения числа саркомеров у людей при помощи «традиционной» программы упражнений на растягивание. Во-вторых, вряд ли можно считать приемлемыми результаты исследований, предусматривающие иммобилизацию мышцы в удлинненном положении. Средняя продолжительность пребывания мышцы в растянутом положении колебалась от 4 дней до 4 недель. Как можно соотнести данный стимул с выполнением человеком одного цикла из 10 повторений с задержкой в положении растягивания на 10 с? И в-третьих, поскольку во всех исследованиях использовалась тракция (пассивная и статическая сила), какова может быть ее практическая взаимосвязь с развитием активной или баллистической гибкости?

Р Е З Ю М Е

Мышца — сложная структура, состоящая последовательно из более мелких единиц, которые частично обуславливают гибкость. Открытие третьего филамента, который назвали титином, показало несовершенство теории скольжения филаментов. Было доказано, что именно этот филамент главным образом определяет напряжение саркомера в покое. Результаты многочисленных исследований также продемонстрировали, что мышечной ткани присуща высокая степень адаптации. Теоретический предел удлинения саркомера при сохранении хотя бы одного поперечного мостика между филаментами актина и миозина на 50 % превышает его длину в покое. Таким образом, сократительные элементы мышцы способны увеличивать свою длину более чем на 50 % по сравнению с длиной в покое, что позволяет мышцам двигаться в полном диапазоне.

Также было установлено, что количество саркомеров, их длина и длина мышечных волокон могут адаптироваться к функциональной длине всей мышцы. В настоящее время ученые предполагают, что растягивание способно модулировать генную экспрессию и влиять на степень растяжимости мышц.

ГЛАВА 4

СОЕДИНИТЕЛЬНАЯ ТКАНЬ: ФАКТОР, ОГРАНИЧИВАЮЩИЙ ГИБКОСТЬ

В этой главе мы ознакомимся с существующей в настоящее время системой знаний о механических свойствах, механической ультраструктуре и биохимических составляющих соединительных тканей и влиянии на них процесса старения и иммобилизации. Наша задача состоит в том, чтобы понять, как воздействуют эти переменные на функцию соединительных тканей, которые в значительной мере определяют степень гибкости человека.

Соединительная ткань содержит множество специализированных клеток. Различные виды клеток выполняют функции защиты, хранения, транспортировки, связывания, соединения, поддержки и ремонта. Остановимся на клетках, выполняющих привязывающие функции.

КОЛЛАГЕН

Коллаген является преобладающим белком в организме млекопитающих. Ученые полагают, что он — основной структурный компонент живой ткани. Коллаген определяют как белок, содержащий три цепочки аминокислот, образующих тройную спираль. Два отличительных физических свойства коллагеновых волокон — высокий предел прочности на разрыв и относительная нерастяжимость.

Коллагеновые волокна, как правило, бесцветные и располагаются пучками. Им свойственна лишь незначительная степень растяжимости. В то же время они характеризуются высоким пределом прочности на разрыв и поэтому являются основными компонентами таких структур, как сухожилия и связки, подвергающиеся силе растяжения.

В настоящее время различают 5 видов коллагена, каждый из которых, в свою очередь, имеет подвиды (Jungueira, Carneiro, Long, 1989). Наиболее распространенной формой коллагена является коллаген типа I. Он содержится в коже, костях, сухожилиях и связках.

Ультраструктура коллагена. Структурная организация коллагена аналогична структурной организации мышцы (табл. 4.1, рис. 4.1). Электронно-микроскопическое исследование показывает, что отдельные волокна коллагена имеют поперечнополосатую структуру. Характерная структура поперечных полосок коллагена отражает ее ультраструктурную органи-

Таблица 4.1. Сравнение структуры коллагена и мышцы

Мышца	Коллаген
Мышца	Сухожилие
Мышечный пучок	Пучок
Мышечное волокно	Фибрилла
Миофибрилла	Субфибрилла
Миофиламент	Микрофибрилла
Саркомер (функциональная единица)	Молекула коллагена (функциональная единица)
Актин	Альфа ₂ цепочки (2)
Миозин	Альфа ₂ цепочки (1)
Титин	
Поперечные мостики	Поперечные связи

Примечание. Цит. по: Alter M.J. Science of Stretching. — Champaign, IL: Human Kinetics, 1988. — P. 24.

зацию. Знание этой структуры имеет большое значение для понимания механизма двух основных физических свойств коллагена, о которых мы говорили выше.

Коллаген сухожилия расположен пучками (см. рис. 4.1). Диаметр пучков колеблется от 50 до 300 мкм. Фибриллы, в свою очередь, состоят из пучков коллагена — субфибрилл, диаметр которых составляет примерно 10–20 нм. Каждая субфибрилла состоит из пучков коллагена, микрофибрилл или филаментов. Их диаметр достигает 3,5 нм. Размеры филаментов в данной ткани колеблются в зависимости от возраста и других факторов.

Согласно мнению Ину и Леблona (1986), наименее изученным фиброзным компонентом соединительной ткани является коллаген микрофибрилла. Своему названию он обязан Лоу (1961a, 1961b, 1962). Ину и Леблон (1986) изучали микрофибриллы соединительной ткани мышцы под мощным электронным микроскопом. Они выяснили, что микрофибриллы состоят из двух частей: собственно трубочки и поверхностного диска. Поперечное сечение трубочки характеризуется почти пятиугольной стенкой и полостью (просве-

Доказательство:

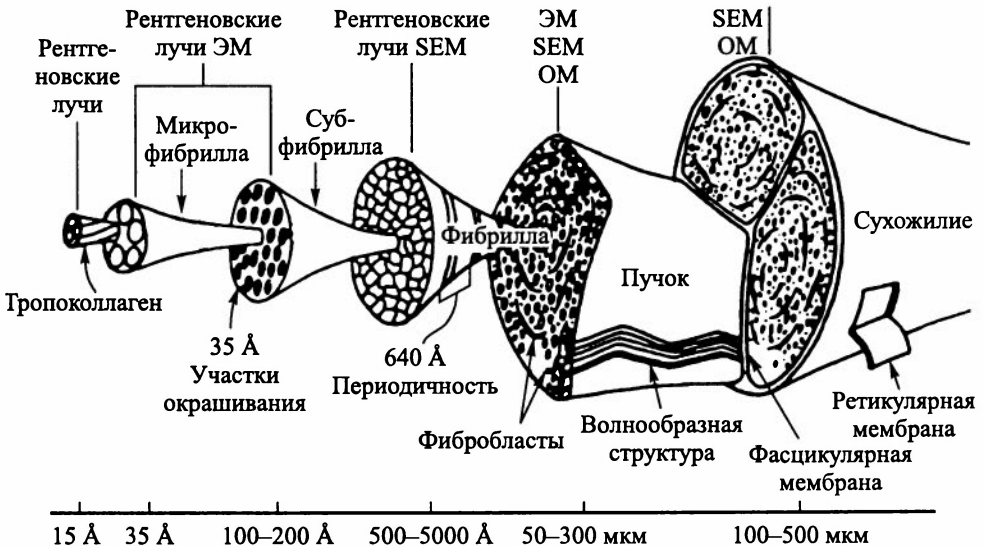


Рис. 4.1. Иерархия коллагена (Kastelic, Galeski, Baer, 1978)

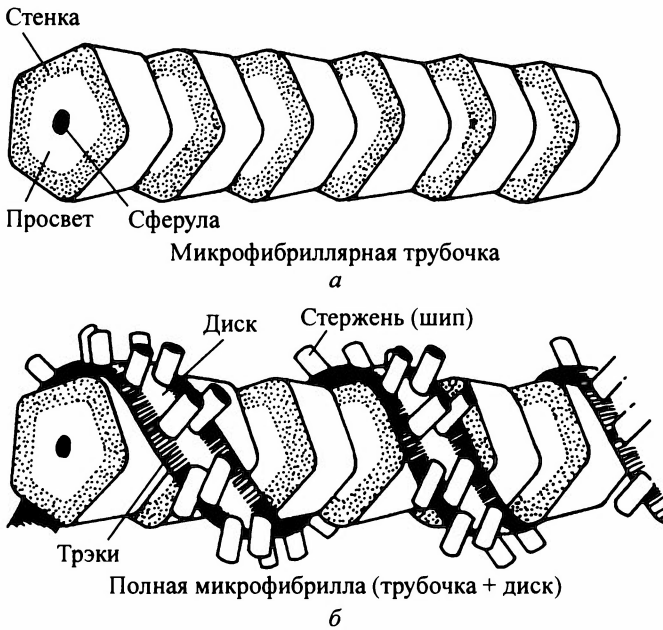


Рис. 4.2. Модель тубулярной части типичной микрофибриллы (а). Она состоит из пятиугольных сегментов, объединенных в столбик. Модель типичной микрофибриллы (б). Диск изображен в форме спирали, однако может иметь другую организацию. X 2 700 000 (Inoue, Leblond, 1986)

том), в которой имеется шарик, называемый сферулом. Поверхностный диск представляет собой лентообразную структуру, окутывающую трубочку. Диск имеет плотные края — трэки с шипами, расположенными с определенным интервалом (рис. 4.2). В настоящее время мы не знаем, имеется ли эта структура в микрофибриллах человека.

Коллагеновая микрофибрилла состоит из взаимонакладывающихся молекул коллагена, расположенных с одинаковым интервалом друг от друга. Эти единицы аналогичны саркомерам мышечных клеток. Многие крошечные коллагеновые фибриллы (рис. 4.3, а) состоят из волокна коллагена. Поперечные полосы фибриллы — следствие взаимного перекрытия молекул коллагена (рис. 4.3, б). Сама молекула коллагена (рис. 4.3, в) состоит из трех полипептидных цепочек, напоминающих тройную спираль (рис. 4.3, з). Аминокислотная последовательность этих полипептидных цепочек характеризуется наличием глицина в каждой третьей кислоте (рис. 4.3, д). X-положение после глицина нередко представлено пролином, а Y-положение, предшествующее глицину — гидроксипролином. Молекулы коллагена, в свою очередь, состоят из кольцевидных спиралей аминокислот. Молекулы коллагена очень маленькие, их длина составляет около 300 нм, а диаметр — 1,5 нм (рис. 4,3, в). Взаимное наложение молекул коллагена и обуславливает наличие поперечной исчерченности. Ее частота (периодичность) в коллагеновых фибриллах колеблется от 60 до 70 нм, в зависимости от источника и степени гидратации. Измерения показывают, что между

концом одной коллагеновой молекулы и началом другой (в одной линии) имеется щель примерно 41 нм.

При сильном увеличении можно увидеть, что коллагеновая молекула состоит из трех полипептидных цепочек, представленных в виде ригидной спиралевидной структуры. Из трех переплетенных аминокислотных цепочек в коллагене в организме человека две (альфа₁, цепочки) являются идентичными, а одна (альфа₂, цепочка) отличается последовательностью аминокислот. Считают, что три цепочки удерживаются вместе водородными связями, образующими поперечные соединения (рис. 4.3, з).

Помимо поперечнополосатой структуры, для соединительных тканей характерны волнообразные ундуляции (колебания) коллагеновых волокон. Явление ундуляции называется «волнистостью» (Portenfield и De Rosa, 1991). «Волнистая» организация коллагена — один из основных факторов, лежащих в основе высокоэластичной реакции соединительной ткани. Коллаген состоит из фибрилл, соединенных в волокна. Механические свойства коллагеновых фибрилл таковы, что каждую фибриллу можно рассматривать как механическую пружину, а каждое волокно — как совокупность пружин. При растяжении волокна его длина увеличивается. Подобно механической пружине, энергия, обеспечиваемая для растягивания волокна, хранится в волокне, и именно выделение этой энергии обуславливает возврат волокна в нерастянутое положение, когда прикладываемую нагрузку убирают (Ozkaya и Nordin, 1991).

Поперечные соединения коллагеновой ткани. Главным фактором, который увеличивает растягивающую силу коллагеновых структур, является наличие внутримолекулярных поперечных соединений между альфа₁ и альфа₂ цепочками молекулы коллагена, а также межмолекулярных поперечных соединений между коллагеновыми субфибриллами, филаментами и другими волокнами. Эти поперечные соединения связывают молекулы в прочную единицу. Обычно чем меньше расстояние между одним поперечным соединением и другим или чем больше число поперечных соединений на данном расстоянии, тем выше эластичность (R.M.Alexander, 1975, 1988).

Ученые высказывают предположение, что количество поперечных соединений связано с интенсивностью обмена коллагена: коллаген непрерывно производится и расщепляется. Если количество производимого коллагена превышает количество расщепляемого, число поперечных соединений увеличивается и сопротивление структуры растягиванию повышается, и наоборот. По мнению некоторых специалистов, физическая нагрузка или мобилизация снижают число поперечных соединений, увеличивая интенсивность обмена коллагена (W.M.Bryant, 1977; Shephard, 1982). Результаты последних исследований также показывают, что эти два фактора могут играть определяющую роль в предотвращении образования поперечных соединений.

Биохимический состав коллагена. Молекула коллагена представляет собой сложную спиралевидную структуру, механические свойства кото-

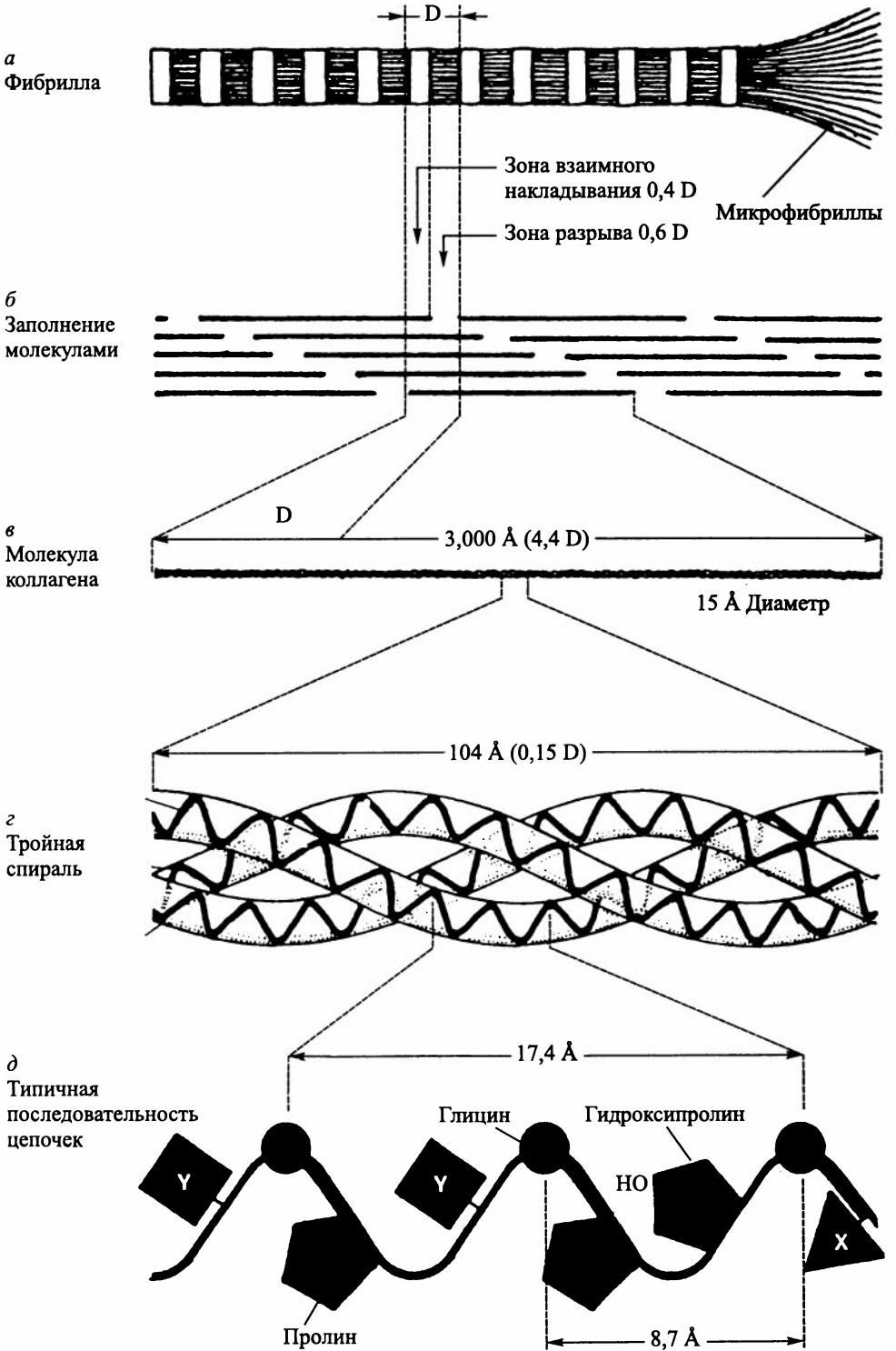


Рис. 4.3. Ультраструктура коллагена. Рисунок Б.Тагавы (Prockop, Gurman, 1977)

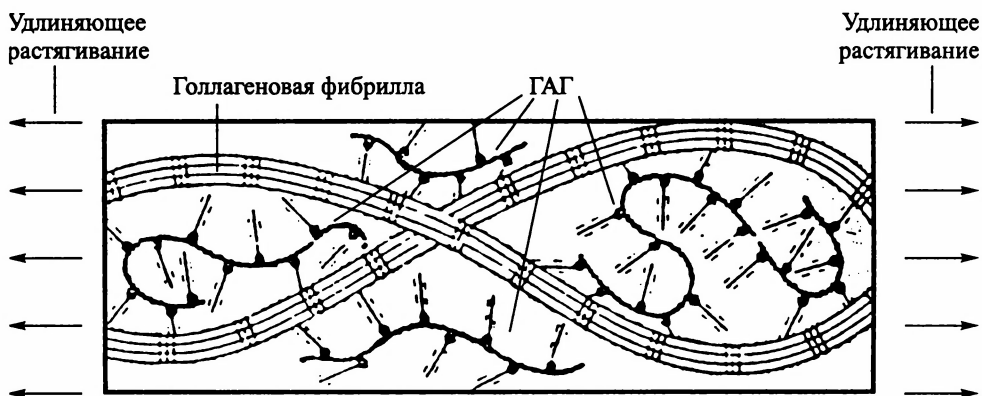


Рис. 4.4. Действие ГАГ. Растягивание прикладывается к коллагеновым фибриллам, однако ГАГ удерживают фибриллы разделенными (Meyers, Armstrong and Mow, 1984)

рой обусловлены как ее биохимическим составом, так и физическим расположением ее индивидуальных молекул. Коллаген состоит из множества сложных молекул — аминокислот, однако из них выделяют три основные. Это аминокислоты: глицин, составляющий 1/3 общего числа, а также пролин и гидроксипролин, каждая из которых составляет примерно 1/4 общего числа (см. рис. 4.3, д). Наличие пролина и гидроксипролина обеспечивает стабильность коллагена и его резистентность к растягиванию. Следовательно, чем выше концентрация этих аминокислот, тем больше сопротивление молекул растяжению. Присутствие азота в составе пролина предотвращает легкую ротацию участков, в которых он содержится (Grant, Prockor и Darwin, 1972).

Влияние на коллаген основных веществ. Главным фактором, влияющим на механические свойства или поведение коллагена, является присутствие основных веществ. Эти вещества широко распространены в соединительной ткани. Во многих участках их называют цементирующими веществами. Они образуют нефиброзный элемент матрикса, в который заключены клетки и другие компоненты. Этот вязкий, гелеподобный элемент состоит из гликозаминогликанов, белков плазмы и множества небольших белков, а также воды.

В соединительной ткани содержится 60–70 % воды. Гликозаминогликаны обладают большой способностью связывать воду, поэтому их считают частично ответственными за столь высокую концентрацию воды.

Гиалуриновая кислота и «захваченная» ею вода — основной смазывающий материал фиброзной соединительной ткани. В частности, считают, что вместе с водой она выполняет роль смазывающего вещества между коллагеновыми волокнами и фибриллами. Это смазывающее вещество обеспечивает сохранение критического расстояния между волокнами и фибриллами, тем самым способствуя свободному скольжению волокон и фибрилл друг за другом и, возможно, предотвращая чрезмерное образование поперечных соединений (рис. 4.4).

ГЛИКОЗАМИНОГЛИКАН

Гликозаминогликан (ГАГ) представляет собой полисахарид, который состоит из повторяющихся единиц дисахарида. Четырьмя основными гликозаминогликанами в соединительной ткани являются гиалуроновая кислота, хондроитин-4-сульфат, хондроитин-6-сульфат и дерматан сульфат. Как правило, гликозаминогликаны привязываются к белку. Их собирательное название протеогликаны. В соединительной ткани протеогликаны соединяются с водой и образуют протеогликановое соединение. По определению, протеогликан состоит из белка или полипептида, к которому ковалентно прикреплена одна или несколько цепочек ГАГ. Каждая группа дисахарида в цепочке ГАГ нередко имеет две отрицательно заряженные группы. Их высокий отрицательный заряд притягивает протеогликаны, а осмотический дисбаланс, обусловленный высокой локальной концентрацией ионов, «вытягивает» воду из окружающих участков. Протеогликаны, таким образом, поддерживают гидратацию матрикса и физически функционируют как создатели наполненного водой компартмента. Они поддаются деформации и не являются ригидными, поскольку цепочки ГАГ мобильные и могут сближаться. Это вызывает повышение плотности внутреннего заряда, который противостоит силам сжатия.

Электромеханические и физиологические свойства

Прочные кристаллические материалы при деформации демонстрируют электромеханическое явление, которое называется пьезоэлектрическим эффектом (Athenstaedt, 1970). Подобный эффект наблюдается в биологических тканях. Одним из примеров может быть молекулярная структура естественной коллагеновой фибриллы. Тропоколлагеновые молекулы, образующие фибриллу, представляют собой электрически биполярные стержни, имеющие постоянный электрический потенциал в направлении продольной тропоколлагеновой оси (Athenstaedt, 1970). При сжатии соединительной ткани, такой, как хрящ, происходит механико-электрическая трансдукция, приводящая к возникновению существенных электрических потенциалов (Grodzinsky, 1983). В последние годы к пьезоэлектрическому механизму было приковано большое внимание специалистов, особенно с точки зрения его возможной функции в росте и ремоделировании соединительных тканей, а также в лечении переломов костей.

Пьезоэлектрический эффект в биологических тканях называют электрокинетикой или потенциалами движения. Кроме потенциалов течения и токов, деформация биологических тканей может вызвать градиенты гидростатического давления, поток жидкости и деформацию клеток в матрик-

се. В настоящее время механизм (или механизмы), обуславливающий эти реакции, не установлен. В то же время известно, что основным источником реакции трансдукции является электрокинетический механизм, или механизм течения потенциалов (Grodzinsky, 1987).

Механические свойства

Можно допустить, что потенциалы течения представляют собой механизм, посредством которого механические силы растягивания трансдуцируются в различные виды генной экспрессии и, следовательно, в белковый синтез (например, создание особых изоформ титина и других тканей). В этой связи исследование Сатклиффа и Девидсона (1990) показало, что трансдукция механической силы в генную экспрессию эластина клетками гладкой мышцы во время растягивания может способствовать их специальной адаптации.

До настоящего времени в большинстве исследований рассматривали суставной хрящ под действием сил сжатия. Возможность получения весьма важной информации на этой основе объясняется следующим. Во-первых, суставной хрящ относится к категории соединительной ткани. Во-вторых, удлинение происходит одновременно вследствие сжатия. Известно, что электростатические силы можно рассматривать как межмолекулярные взаимодействия, которые существенно влияют на реологическое поведение биологических тканей (Grodzinsky, Lipshitz, Glimcher, 1978). В частности, внеклеточный матрикс выполняет важную функцию сопротивления силам растяжения, сжатия и сдвига. Как уже

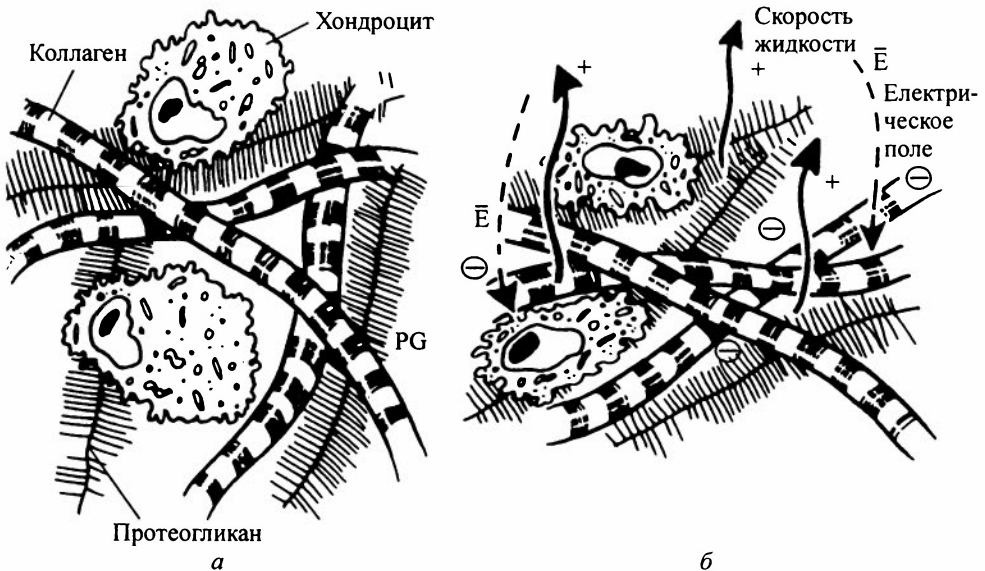


Рис. 4.5. Схематическое изображение соединительной ткани с коллагеновыми фибриллами, протеогликановыми кластерами и клетками (а). Динамическое сжатие ткани приводит к деформации, градиентам давления, потоку жидкости и потенциалам течения (и потокам) во внеклеточном матриксе в клеточной среде (б)

отмечалось, электростатические силы отталкивания между ГАГ заряженными группами, как правило, делают матрикс более жестким, что повышает его способность противостоять деформации и выдерживать нагрузку (Grodzinsky, 1983, 1987; Muir, 1983; рис. 4.5). Внеклеточный матрикс содержит отрицательный фиксированный заряд, а интерстициальная жидкость, таким образом, содержит достаточное количество дополнительных (+) контроионов для обеспечения электронейтральности; обусловленные сжатием изменения плотности фиксированного заряда вызывают изменение концентрации всех подвижных видов ионов во внеклеточном матриксе, согласно Доннану и законам электронейтральности. Таким образом, протеогликаны действуют как «молекулярные пружины» (Muir, 1983).

Сравнение влияния статических и динамических нагрузок

Исследования суставного хряща *in vivo* показывают, что статическая иммобилизация, пониженная нагрузка или статическое сжатие сустава приводят к появлению участков повышенной фиксированной плотности заряда, повышению концентрации положительных контроионов и осмотического давления. Это ингибирует синтез и обработку протеогликанов (Gray и др., 1988; J.P.G.Urban, Bayliss, 1989), а также нарушает питание хряща. С другой стороны, динамическое сжатие приводит к увеличению гидростатического давления, потока жидкости, потенциалов течения и изменению формы клетки, что может стимулировать биосинтез (A.Hall, Urban, Gehl, 1991; Y.-J.Kim и др., 1994). Таким образом, циклическая нагрузка и разгрузка способствуют сохранению здоровья хряща. Вместе с тем, при чрезмерной нагрузке повышается поток жидкости, напряжение и его интенсивность. Высокие уровни напряжения или его интенсивность могут привести к повреждению матрикса, отечности тканей и усилению диффузии в хряще (Sah и др., 1991), что ведет к хроническому повреждению хряща.

Влияние процесса старения на коллаген. Коллаген по мере своего старения претерпевает определенные физические и биохимические изменения. В конечном итоге они отражают снижение минимальной степени растяжимости, которая имела место, и увеличение ригидности. Так, например, процесс старения приводит к увеличению диаметра коллагеновых волокон в различных тканях. Кроме того, с течением времени усиливается процесс кристаллизации фибрилл. Увеличение степени кристаллизации или ориентации еще больше укрепляет межмолекулярные связи и повышает резистентность к дальнейшей деформации. Более того, предполагают, что процесс старения связан с увеличением числа внутри- и межмолекулярных поперечных соединений. Эти дополнительные поперечные соединения явно ограничивают способность скольжения коллагеновых молекул относительно друг друга. Важная роль в процессе старения принадлежит дегидратации. Так, с возрастом снижается количество воды, связанной с соединительными тканями, такими, как сухожилие. По некоторым

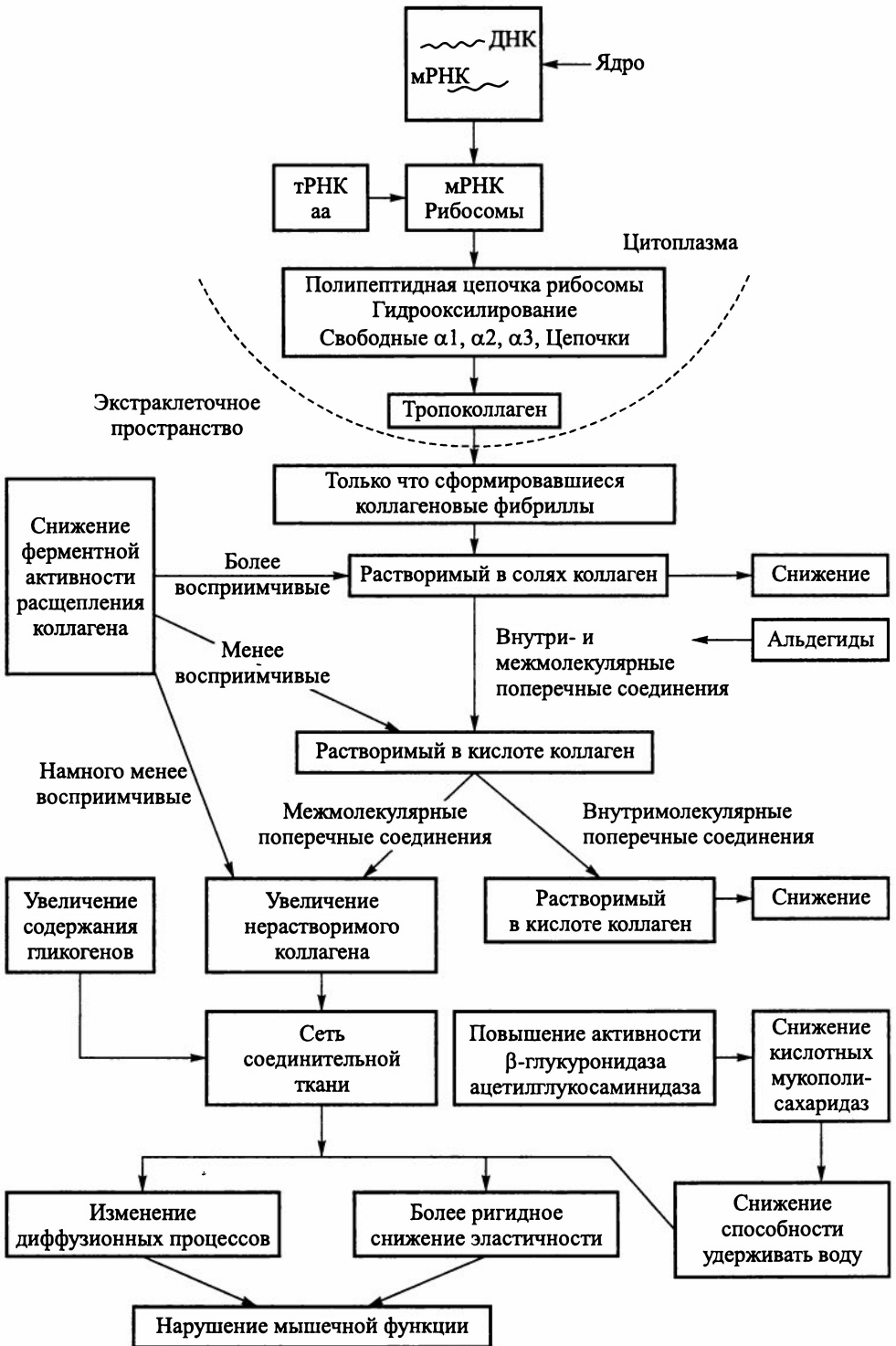


Рис. 4.6. Возрастные изменения в соединительной ткани, вызывающие нарушение мышечной функции (Mohan, Radha, 1981)

оценкам, если в сухожилиях маленьких детей содержание воды составляет приблизительно 80–85 %, то у взрослых этот показатель снижается до 70 % (Elliot, 1965; рис. 4.6).

Ультраструктурная основа и физиологический предел удлинения коллагена. В отличие от саркомера, волокно коллагена является сравнительно нерастяжимым. Волокно коллагена настолько неэластично, что оно даже не растягивается при воздействии на него массы, в 10 000 раз превышающей его собственную (Vevzar, 1963). Исследования показывают, что микроскопические волокна можно растянуть примерно на 10 % их исходной длины, прежде чем они порвутся. На молекулярном уровне степень растяжения коллагеновых фибрилл составляет около 3 % (Ramachandran, 1967). Электронно-микроскопическое исследование показывает, что при удлинении коллагена в нем происходит постепенное изменение внутрифибрилярной периодичности и латеральных измерений. В одном из ранних исследований (Cowan, McGavin, North, 1955) было установлено, что растяжение приводит к повторяющемуся увеличению осевого интервала с 0,286 до 0,310 нм и больше.

Считают, что подобное растяжение первоначально осуществляется в результате распрямления волокон и последующего постепенного скольжения их относительно друг друга. В результате увеличивается степень кристаллизации или ориентации, что, в свою очередь, усиливает межмолекулярную связь и повышает резистентность к дальнейшему удлинению. Кроме того, возрастает взаимопереплетение соседних молекул. Это приводит к увеличению силы интерцепочек, что обеспечивает повышенное сопротивление силам деформации. Дальнейшее растягивание приводит к превышению межмолекулярных связей и разрыву ткани (Laban, 1962; L.Weiss, Greep, 1983).

ЭЛАСТИЧНАЯ ТКАНЬ

Эластичная ткань — основной структурный компонент живой ткани. На микрофотографиях, полученных при помощи электронного микроскопа, видно, что большое количество эластичной ткани находится в саркомере мышечного волокна (соединительная ткань, окружающая саркомер). Таким образом, эластичная ткань играет ведущую роль в определении возможной степени растяжимости мышечных клеток. Отдельные мышечные клетки содержат достаточно большое количество почти «чистых» эластичных волокон. Следовательно, эластичная ткань в значительной мере определяет возможный диапазон движения.

Эластичные волокна выполняют множество функций, включая распространение нагрузки, возникающей в изолированных участках, координацию ритмичных движений частей тела, сохранение энергии путем поддержания тонуса во время расслабления мышечных элементов и т. д. (Jenkins, Little, 1974).

Состав эластичных волокон. Эластичные волокна, в отличие от коллагеновых, менее изучены. В основном это следствие технических трудностей, с которыми сталкиваются ученые при попытке солиобилизи-

ровать их (Modis, 1991). Другой причиной является весьма тесная анатомическая, морфологическая, биохимическая и физиологическая взаимосвязь эластичных и коллагеновых волокон. Эластичные волокна могут включать коллагеновые волокна, переплетенные с их основными компонентами.

Оптически эластичные волокна являются однородными. Поэтому они характеризуются высокой рефрактерностью и являются практически изотропными. Если взглянуть на них в электронный микроскоп, мы увидим, что каждое волокно состоит из массы фибрилл, сплетенных в виде каната. Для эластичных волокон, в отличие от коллагеновых, характерно полное отсутствие периодической структуры (т. е. полосатости).

Поперечные соединения эластичной ткани. Предполагают, что эластичные волокна состоят из сети произвольно закрученных цепочек, имеющих ковалентные поперечные соединения. Нековалентные межцепочные силы считаются небольшими при достаточно большом расстоянии между поперечными соединениями (L.Weiss, Greep, 1983). Поэтому эластичные поперечные соединения не превращают молекулы в прочное канатообразное соединение типа коллагена. Значение этого различия будет рассмотрено ниже.

Эластин. Термин «эластичная ткань», или «эластичное волокно», имеет структурное значение. В то же время эластин определяет биохимический характер эластичных волокон. Это сложная структура, имеющая механическое свойство эластичности благодаря его биохимическому составу, а также физической конфигурации его отдельных молекул. Как и коллаген, эластин состоит из аминокислот. Однако в отличие от коллагена, он содержит главным образом неполярные гидрофобные аминокислоты, небольшое количество гидроксипролина и совсем не содержит гидроксизина. Особенностью эластина является также то, что в его состав входят десмозин и изодесмозин, которые выполняют роль ковалентных поперечных соединений в полипептидных цепочках и между ними. Подобно коллагену, примерно 1/3 остатка эластина представлена глицином, пролин составляет около 11 %.

Влияние процесса старения на эластичные волокна. Вследствие процесса старения в эластичных волокнах происходят определенные физические и биохимические изменения. Они утрачивают свою эластичность, подвергаются фрагментации, кальцификации; количество поперечных соединений в них увеличивается. С точки зрения биохимических аспектов, происходит увеличение числа аминокислот, содержащих полярные группы, например, увеличивается содержание десмозина, изодесмозина и лизинонорлейцина. Другие изменения включают увеличение процента хондроитинсульфата В и кератосульфата. Вместе же эти изменения обуславливают возрастное снижение эластичности и увеличение ригидности (Bick, 1961; Gosline, 1976).

Ультроструктурная основа и физиологический предел удлинения эластина. Эластичные волокна легко поддаются растягиванию. Однако при устранении силы растягивания они возвращаются практически к исходной длине. Только при растягивании эластичных волокон более чем на

150 % исходной длины они достигают точки разрыва; это происходит при воздействии силы всего лишь $20\text{--}30 \text{ кг}\cdot\text{см}^{-2}$ (Bloom, Fawcett, 1986).

Для объяснения эластичной силы, связанной с эластином, было предложено несколько моделей. Двухфазную модель эластина предложил Партридж (1966), а впоследствии ее использовали Вейс-Фог и Андерсон (1970а, 1970б). В соответствии с этой моделью, эластин существует в виде отдельных частиц, прикрепленных друг к другу при помощи поперечных соединений с водой, которая находится в пространстве между частицами. Первоначальная форма частиц сферическая; при растягивании они приобретают овальные очертания. Этому изменению формы противодействует поверхностное напряжение. При устранении растягивания поверхностное напряжение снова возвращает частицам их сферическую форму. Хоев и Флори (1974) подвергли критике эту модель, основываясь на принципах термодинамики.

Согласно другой модели, эластин состоит из сети произвольно закрученных цепочек, имеющих ковалентные поперечные соединения. Эти соединения оказывают ограничивающее воздействие на относительное движение эластичных волокон, вследствие чего при растягивании ткани отдельные цепочки оказываются «скованными» и не могут скользить относительно друг друга. (Franzblau, Faru, 1981). Однако ковалентные силы между цепочками слабые, а расстояния между поперечными соединениями достаточно большое. Вследствие этого минимальная, действующая в одном направлении сила вызывает значительное удлинение цепочек, прежде чем поперечные соединения начинают ограничивать движение. Гидрофобные домены в расслабленном состоянии имеют произвольные кольца (витки), в то же время в β -спиральной конформации может существовать лишь ограниченная часть. В состоянии растяжения воздействующие силы обуславливают относительное размещение цепочек и ограничивают их конформационную свободу (рис. 4.7).

Третья модель была предложена Урри (1984). В ее осно-

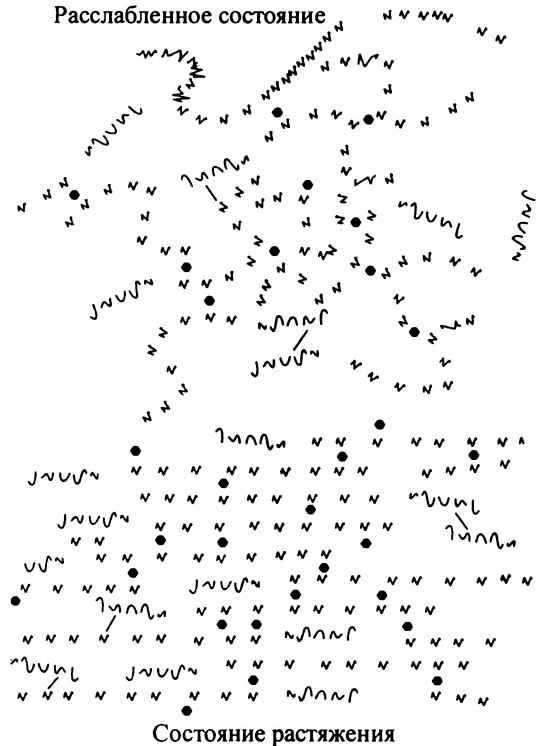


Рис. 4.7. Диаграмма поперечно соединенного эластина в расслабленном и растянутом состояниях. Потенциальные поперечно соединяющиеся домены; жирно отмечены те из них, которые имеют α -спиралевидную конформацию. Приведены лишь некоторые из поперечных соединений тетрафункционального (\bullet) или бифункционального ($/$) десмозина (Rosenbloom, Abrams, Mecham, 1993)

ве также лежит энтропический механизм, обеспечивающий эластомерную силу. Однако он основан на иной молекулярной конформации, изложенной вкратце Розенблумом, Эбремсом и Мечем (1993).

Энтропическая эластичность обусловлена β -спиральной структурой с соответственно зафиксированной длиной от одного конца цепочки к другому. Пептидные сегменты между β -поворотами свободно подвергаются большой амплитуде и низкочастотным вращательным движениям, которые называются либрациями. После растягивания происходит снижение амплитуды либраций, вызывающее значительное сокращение энтропии сегмента, что обеспечивает движущую эластомерную силу для возвращения в расслабленное состояние.

Требуется проведение дополнительных исследований, чтобы определить, является ли верной какая-либо из этих моделей.

ВЗАИМОСВЯЗЬ МЕЖДУ КОЛЛАГЕНОМ И ЭЛАСТИЧНЫМИ ВОЛОКНАМИ

Как уже отмечалось выше, эластичные волокна практически всегда находятся в тесной связи с коллагеновыми тканями. Более того, действие этой комбинированной ткани является результатом интеграции разных механических свойств составляющих ее двух видов ткани. С одной стороны, эластичные волокна сами по себе обуславливают как бы обратную эластичность (т. е. способность растянутого материала вернуться в исходное состояние покоя). С другой стороны, коллагеновая сеть обуславливает ограничение деформаций эластичных элементов, а также свойства (предел прочности на разрыв и относительную нерастяжимость) этих составных структур. Вполне логично предположить, что если доминируют коллагеновые волокна, то преобладают такие свойства, как ригидность, стабильность, предел прочности на разрыв и ограниченный диапазон движения (Eldren, 1968; Goslline, 1976).

СТРУКТУРЫ, СОСТОЯЩИЕ ИЗ СОЕДИНИТЕЛЬНОЙ ТКАНИ

Тело человека содержит множество структур, состоящих из соединительной ткани. Ниже мы рассмотрим те из них, которые представляют для нас наибольший интерес — сухожилия, связки и фасции.

Сухожилия. Мышцы прикрепляются к костям при помощи сухожилий. Главная функция сухожилия — передача напряжения от мышцы к кости, обуславливающая производство движения. Сухожилия играют исключительно важную роль в определении качества движения. Верзар (1964) следующим образом объясняет эту концепцию:

Важность нерастяжимости, с физиологической точки зрения, состоит в том, что наименьшее мышечное сокращение может быть передано без потерь сочленениям. Если бы сухожилия, т. е. коллагеновые волокна, обладали слабой растяжимостью, выполнение тонких движений, таких, как движение пальцев виолончелиста или пианиста, а также точных движений глаз было бы попросту невозможным.

Основными составными сухожилий являются толстые, плотно уложенные параллельные коллагеновые пучки разной длины и толщины. Для них характерна продольная полосатость, и во многих местах они сливаются друг с другом. Фибриллы, входящие в состав сухожилий, расположены исключительно по направлению к длинной оси, которая также представляет собой направление движения естественной физиологической нагрузки. Сухожилие, таким образом, преимущественно приспособлено противостоять движению в одном направлении. При этом, чем выше соотношение коллагена и эластичных волокон, тем большее число волокон ориентировано в направлении нагрузки (стресса) и тем больше площадь поперечного сечения или ширина сухожилия, а следовательно, тем прочнее сухожилие.

Сухожильный пучок окутан эндотендинием. За ним следуют перитендиний и эпитендиний.

В сухожилии нагрузка порядка 4 % считается особенно значительной и соответствует пределу прочности и, следовательно, эластичности (Crisp, 1972). Дальнейшее растягивание может привести к травме.

При воздействии напряжения растягивания на сухожилие происходит деформация. При невысоких уровнях напряжения волнистая структура коллагеновых пучков сухожилия выпрямляется, обеспечивая быструю и незначительную деформацию. Дальнейшее растягивание приводит к деформации, которая оказывается линейно связанной с количеством напряжения. В этом диапазоне нагрузок устранение воздействия нагрузки приводит к тому, что сухожилие принимает свою исходную длину. Если нагрузки превышают этот диапазон, происходит постоянное изменение длины, сопровождающееся микротравмой структурной целостности сухожилия.

Связки соединяют кости между собой. В отличие от сухожилий, они прикрепляются (входят) к костям с обоих концов. Их функция состоит в удерживании сустава (т. е. места соединения двух и более костей). Имеется весьма обширная информация о видах чувствительных нервных окончаний, находящихся в связках (Brand, 1986; Rowinsky, 1985) и выполняющих роль рецепторов нервной системы. Таким образом, «они могут играть значительно более важную роль в нормальном функционировании суставов, чем считалось, и могут вносить соответственно более значительный вклад в патологические последствия травм» (C.G.Armstrong, O'Connor и Gardner, 1992).

Связки похожи на сухожилия, однако их элементы не так правильно расположены. Как и сухожилия, они состоят главным образом из пучков коллагеновых волокон, расположенных параллельно друг другу или переп-

летенных друг с другом. Связки имеют различную форму; для них характерна более значительная «смесь» эластичных и тонких коллагеновых волокон, переплетенных с параллельными пучками. Следовательно, они гибкие и податливые, что обеспечивает свободу движений, и в то же время прочные и нерастяжимые, что обуславливает их резистентность прикладываемым силам.

Биохимический анализ показывает, что связки состоят в основном из коллагеновой ткани. Исключение составляют желтая и выйная связки, которые соединяют пластинки соседних позвонков нижней части спины и шеи соответственно. Эти связки состоят почти полностью из эластичных волокон, поэтому они достаточно эластичны. Другая причина различий между некоторыми связками и сухожилием, касающаяся их высокоэластичных свойств, связана с процентом ГАГ. Исследования, проведенные Ву, Гомесом и Акесоном (1985), показали, что содержание ГАГ в связке составляет всего 1–1,5 %. Такое же количество ГАГ содержится в коллатеральных связках. Содержание ГАГ в крестообразных связках несколько выше — 2,5–3,0 %. Возникает вопрос: повышает ли более высокий процент ГАГ растяжимость связок?

Джонс и Райт в своем исследовании (1962) установили, что сухожилия обеспечивают всего около 10 % общей резистентности движению. В то же время они выявили, что связки и суставные капсулы обеспечивают около 47 % общего сопротивления движению. Следовательно, эти ткани играют более существенную роль в определении конечной амплитуды движения сустава. Следует отметить, что упражнения на растягивание, используемые обычными людьми, не должны быть направлены на удлинение суставной капсулы и связок, имеющих нормальную длину, поскольку это может дестабилизировать сустав и повысить вероятность травм. Вместе с тем не следует полностью запрещать упражнения на растягивание связок и суставных капсул, так как их выполнение под наблюдением специалистов является во многих случаях весьма эффективным для коррекции неполных вывихов, увеличения диапазона движения, уменьшения боли. Растягивание суставной капсулы является необходимым, если она укоротилась и ограничивает диапазон движения (например, при воспалении капсулы плеча).

Фасция — термин, который употребляется в макроскопической анатомии для обозначения всех фиброзных соединительных структур, не имеющих специального названия. Подобно упомянутым выше тканям, фасция может иметь различную толщину и плотность в зависимости от функциональных потребностей и обычно представлена в виде перепончатых «простыней».

Различают три вида фасций. Поверхностная фасция находится непосредственно под кожей. Она имеет два слоя. Внешний слой называется жировым. Он содержит разное количество аккумулированного жира. Внутренний слой представляет собой тонкую мембрану, которая не содержит жира. Во многих частях тела поверхностная фасция свободно скользит над глубокой фасцией, обуславливая характерную подвижность кожи (Clemente, 1985). Глубокая фасция находится непосредственно под поверхностной и обычно более плотная и компактная. Она покрывает мышцы, кости, нервы, крове-

носные сосуды и органы тела и сливается с ними. Кроме того, она компартиментализует тело, отделяя, например, мышцы от внутренних органов. Подсерозная фасция находится в глубине вокруг полостей тела. Она образует фиброзный слой серозной мембраны, окутывающей и поддерживающей внутренние органы. Примером могут служить плевра вокруг легких, перикард вокруг сердца и брюшина вокруг брюшной полости и органов.

Название глубокой фасции, окружающей и увязывающей мышцу в отдельные группы, зависит от местонахождения. Оболочки соединительной ткани, окутывающие всю мышцу, называются эпимизием. Перимизий окутывает пучки мышечных волокон и соединяет их с эпимизием (Borg, Caulfield, 1980). Перимизий не только связывает мышечные волокна в пучки, но и привязывает каждое мышечное волокно, находящееся в пучке, к соседнему (Rowl, 1981). В перимизии можно обнаружить до 150 отдельных волокон. Вокруг каждого мышечного волокна находится эндомизий, который также соединяется с перимизием (Borg, Caulfield, 1980). И наконец, сарколемма, соединительная ткань, покрывает функциональную единицу мышцы — саркомер (рис. 4.8).

Функция фасции

Как считает Роув (1981), внутримышечная соединительная ткань может выполнять, по меньшей мере, три функции. Во-первых, она создает каркас, связывающий мышцу воедино и обеспечивающий соответствующее расположение мышечных волокон, кровеносных сосудов, нервов и т.д. Во-вторых, она делает возможной безопасную и эффективную передачу сил, непосредственно производимых мышцей или воздействующих на нее. И наконец, она снабжает необходимой смазкой поверхности между мы-

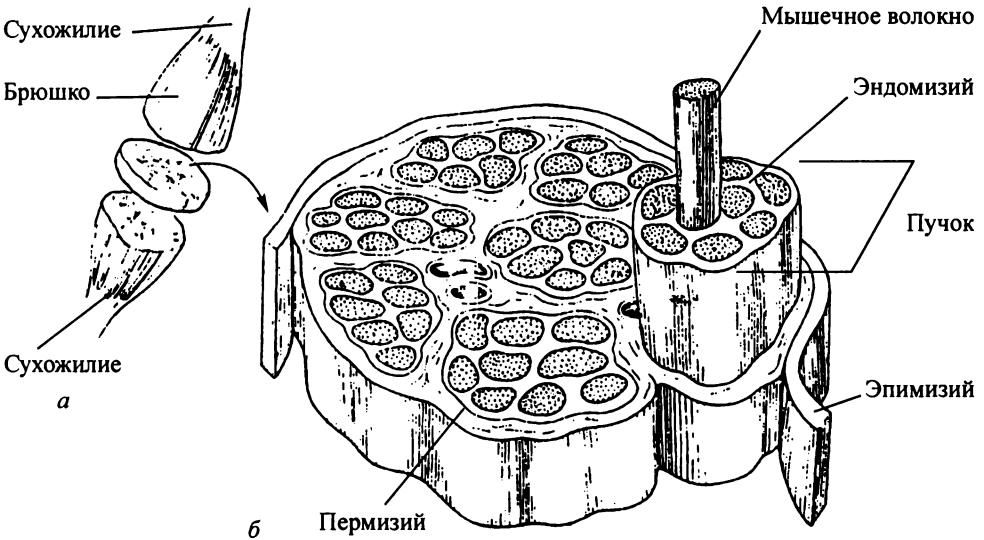


Рис. 4.8. Соединительная ткань мышцы: вся мышца с рассеченным брюшком (а); увеличение поперечного разреза брюшка (б)

Таблица 4.2. Сопоставление относительного вклада структур мягких тканей в сопротивление сустава

Структура	Сопротивление, %
Суставная капсула	47
Мышца (фасция)	41
Сухожилие	10
Кожа	2

шечными волокнами и пучками мышечных волокон, которые позволяют мышце менять свою форму.

Соединительная ткань составляет около 30 % всей мышечной массы. Именно она позволяет мышцам изменять свою длину. При пассивном движении фасции мышцы обуславливают около 41 % общего сопротивления движению (Johns и Wright, 1962). Таким образом, фасция представляет собой вто-

рой наиболее важный фактор, ограничивающий диапазон движения (табл. 4.2). Поэтому программа упражнений на растягивание должна быть преимущественно направлена на удлинение фасций.

К сожалению, мы еще мало знаем о функциональных взаимосвязях фасции с силами и давлением, производимыми в результате мышечных сокращений (Garfin и др., 1981). Лишь в нескольких исследованиях рассматривали биомеханические влияния фасции на мышцу. Тем не менее, в одной из работ было продемонстрировано значение фасциальных тканей. Гарфин с коллегами (1981) обнаружили, что небольшой разрез эпимизия задних конечностей собаки привел к снижению произведения силы приблизительно на 15 % и снижению давления внутри компартмента во время мышечных сокращений на 50 %.

Мышечно-фасциальные ограничения и анатомия фасции

Часто различные специалисты в области медицины рассматривают тело с миопической точки зрения. По давно сложившейся традиции, хиропрактики занимаются устранением неполных вывихов позвонков, остеопаты — профилактикой и лечением остеопатий, врачи — снятием боли, специалисты в области акупунктуры — воздействием на ключевые точки и т. д. Однако проблема может заключаться не в суставе, мышце или нерве, а в фасции. Фасция обладает способностью адаптироваться к различным условиям. Кроме того, не следует забывать, что фасции являются непрерывными (они могут переходить из одного участка тела в другой) и соприкасающимися. Чтобы лучше понять мышечно-фасциальные взаимодействия, представим себе тело в виде гигантского шара, внутри которого находятся прикрепленные к нему шары меньшего размера. Эти маленькие шары представляют собой различные органы и мышцы тела. Нарушение формы любого из этих шаров приводит к деформации остальных (компенсации).

Диагностика мышечно-фасциальных ограничений

Фасциальные взаимосвязи можно продемонстрировать на двух уровнях: визуальном и тактильном. Представьте себе скелет с покрытием, состоящим из мышц и фасций. При растягивании скелета цвет фасциаль-

ных соединений становится белым вдоль линий нагрузки (растягивания), их можно пропальпировать. Для этого испытуемый ложится на стол. Исследователь (в данном случае вы) должен поместить свои пальцы испытуемому на голову, закрыть глаза и сконцентрировать свое внимание на любом движении, передаваемом к голове. Попросите испытуемого повернуть голову, и вы ощутите последующее движение, передаваемое к голове. Предложите ему согнуть ноги в коленях, вы снова ощутите слабое движение, передаваемое к голове.

Теперь представьте себе, что вашу машину ударила сзади другая машина. Вы обнаружите значительные повреждения в задней части машины, а также отдельные — в ее передней части. Вы меняете заднее крыло и ремонтируете остальные повреждения. Что же касается больного человека, то его не всегда можно «отремонтировать». Нередко незначительные повреждения остаются незамеченными, что в конечном итоге может сказаться на качестве жизни человека.

Методы устранения дисфункции фасции

В случае инсульта могут возникнуть фасциальные ограничения во всех направлениях: параллельно, перпендикулярно и косо по отношению к мышечным волокнам. Для воздействия на такие ограничения используют биомеханические силы напряжения, сжатия, сгибания, скручивания в различных формах — общий массаж, ролфинг, мобилизация, растягивание (Mottice и др., 1986). Утверждают, что многие из этих методов не изменяют и не модифицируют существенные фасциальные ограничения, которые наблюдаются у значительного процента больных (Barnes, 1991). В последние годы арсенал мануальной терапии пополнил метод мышечно-фасциального облегчения (ММО). Однако на сегодняшний день эффективность этого метода практически не изучена.

Сущность его заключается в следующем. Пациента оценивают путем «чтения тканей» с целью выявить участки симметрии–асимметрии и расслабленности–напряженности. Затем в соответствующем направлении прикладывают силу к мягким тканям и воздействуют на них до их расслабления. Это «размягчение» называют облегчением. Процедуру повторяют до полного удлинения тканей. Более подробно об этом методе можно прочесть в работах Канту и Гродина (1972), а также Манхейма и Лаветта (1989).

ВЛИЯНИЕ ИММОБИЛИЗАЦИИ НА СОЕДИНИТЕЛЬНУЮ ТКАНЬ

В результате аномальных физических и химических состояний фасция может утолщаться, укорачиваться, кальцифицироваться, подвергаться эрозии, что зачастую сопровождается болезненными ощущениями (Mottice и др., 1986). В частности, при иммобилизации суставов на какое-то время элементы соединительной ткани капсул, связок, сухожилий,

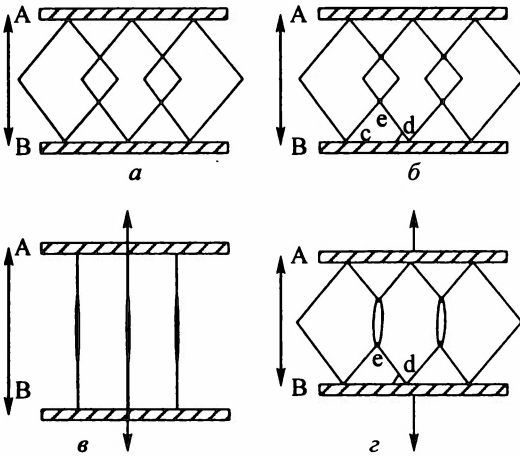


Рис. 4.9. Идеализированная структура коллагеновых волокон. Фиксированный контакт в стратегических участках (например, точки d и e) может существенно ограничивать растяжение коллагенового сплетения: расположение коллагеновых волокон (a); поперечные соединения коллагенового волокна (б); нормальное растяжение (в); ограниченное растяжение вследствие поперечного соединения (г) (Akeson, Amcel, Woo, 1980)

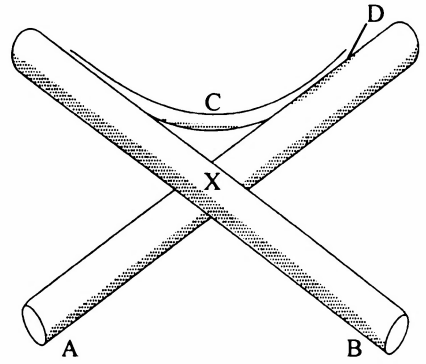


Рис. 4.10. Идеализированная модель взаимодействия поперечных соединений коллагена на молекулярном уровне. A и B — предварительно существовавшие волокна; C — вновь синтезированная фибрилла, D — поперечные соединения, созданные в момент включения фибриллы в волокно; X — узловая точка, в которой соседние волокна обычно свободно двигаются один за другим (Akeson, Amcel, Woo, 1980)

мышц и фасции теряют способность растягиваться. Кроме того, иммобилизация сопровождается изменением химической структуры ткани: снижением содержания гиалуроновой кислоты приблизительно на 40 %, концентрации хондроитин-4- и хондроитин-6-сульфата — на 30 % и содержания воды — на 4,4 % (Akeson, Amiel, Laviolette, 1967; Akeson и др., 1977; Akeson, Amiel, Woo, 1980). Если допустить, что расстояние между волокнами сокращается при снижении объема ГАГ и воды, то такое снижение содержания последних приведет к критическому сокращению расстояния между коллагеновыми волокнами. Следовательно, волокна соединительной ткани сблизятся друг с другом и постепенно соединятся, образовав anomalous поперечное соединение. В результате значительно снизится степень растяжимости и увеличится тугоподвижность тканей (рис. 4.9 и 4.10; Akeson, Amiel и Woo, 1980).

Отмечая значение иммобилизации и мобилизации, Донателли и Оуэнс-Буркхарт (1982) писали:

«Если движение является главным стимулом биологической активности, то количество, продолжительность, частота, интенсивность и время начала движения играют важную роль в желаемом терапевтическом воздействии на структуры соединительной ткани. Эти факторы следует определять, прежде чем мы поймем оптимальные положительные воздействия мобилизации».

МЕТАБОЛИЧЕСКИЕ И ПИЩЕВЫЕ ВЛИЯНИЯ НА СОЕДИНИТЕЛЬНУЮ ТКАНЬ

Нормальное развитие ткани и лечение повреждений представляют собой весьма динамичную, интегрированную серию клеточных, физиологических и биохимических явлений, происходящих в организме. Два фактора играют существенную роль с точки зрения оптимизации функции, роста ткани и лечения травм: метаболизм и питание (достаточное содержание витаминов А, Е и С, кальция, меди, железа, магния и марганца). Известно, что пищевой дефицит, избыток, или дисбаланс, воздействуют на метаболизм и созревание белков соединительной ткани (рис. 4.11, табл. 4.3). Более того, как показывают исследования, врожденные генетические нару-

Таблица 4.3. Роль избранных питательных веществ в поддержании нормальной функции соединительной ткани

Питательное вещество	Процессы, играющие важную роль в поддержании функции соединительной ткани	Метаболические расстройства, возникающие в результате дефицита
Медь	Образование коллагеновых и эластичных поперечных соединений; возможна сульфация или гликозиляция протеогликанов	Обветренная кожа, аневризма, хрупкость костей, потеря структурной целостности
Марганец	Кофактор гликозилтрансфераз	Пониженное накопление протеогликанов, хондродистрофия и пероз у птенцов
Цинк	Клеточная дифференциация и «сборка» гистона и структуры	Вялое заживление ран, замедленное развитие, скелетные и черепные аномалии у молодых животных
Аскорбиновая кислота	Кофактор пролил- и лизилгидроксилирования; возможно, кофактор некоторых реакций гликозилиции	Вялое заживление ран, пониженный синтез коллагена, нарушенное развитие костей, утрата целостности базальной мембраны
Пиридоксин	Поперечные соединения эластина и коллагена (?)	Замедленное развитие, аномальный белковый синтез и метаболизм аминокислот, гомоцистинурия
Тиамин	Синтез коллагена (?)	Вялое заживление ран, пониженное производство NADP, неврологические дефекты
Витамин А	Дифференциация эпителия и предполагаемая роль в синтезе протеогликанов	Вялое заживление ран, кератинизация ткани эпителия
Витамин Е	Поперечные соединения коллагена (?)	Измененное заживление ран
Витамин Д	Синтез коллагена в костях и дифференциация остеобластов	Плохой рост костей при дефиците, пониженный синтез коллагена при избытке
Витамин К	Кофактор в карбоксилировании остатков глутамила в остеокальцине	Измененная минерализация костей

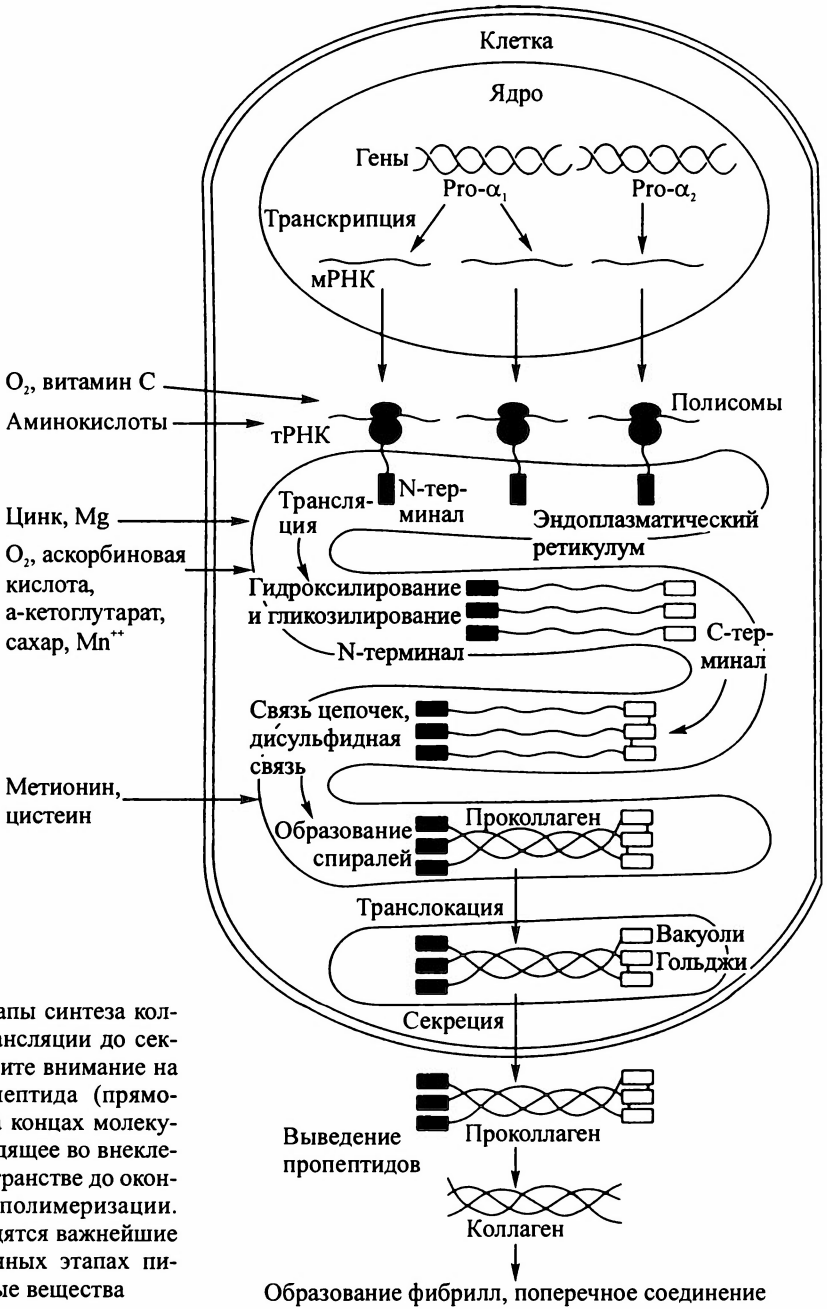


Рис. 4.11. Этапы синтеза коллагена от трансляции до секреции. Обратите внимание на выделение пептида (прямоугольники на концах молекулы), происходящее во внеклеточном пространстве до окончательной полимеризации. Слева приводятся важнейшие на определенных этапах питательные вещества

шения влияют на активность ферментов и далее на метаболические пути обмена, участвующие в синтезе соединительной ткани (табл. 4.4). Поскольку в образовании ткани участвуют несколько ферментов, дефекты могут проявиться на любом этапе модификации. В свою очередь, эти дефекты соединительной ткани могут оказать влияние на эластичность, тугоподвижность, диапазон движения и лечение повреждений.

Таблица 4.4. Врожденные и экспериментально вызванные нарушения, влияющие на биосинтез и распад коллагена

Экспериментально вызванное	Пути биосинтеза коллагена	Врожденное нарушение
Аналоги пролина α,α' -дипиридил	Регуляция синтеза	Несовершенный остеогенез
	Синтез про- α -цепочек	Эхлерс–Данлоса синдром, тип IV
	Сигнальная пептидаза Пролил- и лизилгидроксилаза	Эхлерс–Данлоса синдром, тип IV (дефицит лизилгидроксилазы)
Дефицит аскорбиновой кислоты	Гликозилтрансфераза	Несовершенный остеогенез
	Образование дисульфидной связи Проколлаген	
Антимикроти- булярные агенты, например колхинин	Внутриклеточная транслокация и секреция	Эхлерс–Данлоса синдром, тип IV
	Внеклеточный проколлаген	Эхлерс–Данлоса синдром, тип IV
	Проколлагенпротеаза	Дерматоспаракс (у крупного рогатого скота и овец)
	Коллаген Молекулярное комплектование Коллагеновая фибрилла	Спондилоэпифизеальная дисплазия Эхлерс–Данлоса синдром, тип I, у человека
β -аминопро- пионитрил (Остеолатиризм)	Лизилоксидаза, Cu^{2+}	Вялая кожа, X-сцепленный
	Образование поперечных соединений	Аневризма у мышей
Дефицит меди D-пеницилламин	Коллагеновое волокно	Болезнь курчавых волос
	Коллагеназа	Гомоцистинурия
	Распад коллагена	Алкаптонурия Процесс старения Врожденный буллезный эпидермолиз

Более подробную информацию о механизмах влияния изменений рациона питания на метаболизм соединительных тканей можно найти в работе Тинкера и Ракера (1985).

РЕЗЮМЕ

Соединительная ткань играет важную роль в определении диапазона движения. На эту ткань влияют различные факторы, в том числе процесс старения, иммобилизация, метаболические расстройства, дефицит или избыток питательных веществ и т. д. Сухожилия, связки и фасции обуславливают соответственно 10, 47 и 41 % общего сопротивления движению. Поскольку соединительная ткань — один из наиболее подверженных воздействию компонентов, ограничивающих диапазон движения, ее следует оптимально растягивать.

МЕХАНИЧЕСКИЕ И ДИНАМИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЯГКИХ ТКАНЕЙ

В течение многих лет представители различных научных лабораторий занимались изучением механических свойств мышцы и соединительной ткани. Биофизика — наука, изучающая биологические структуры и процессы с точки зрения физических явлений и законов. Понимание биофизики мышцы и соединительной ткани при различных видах нагрузки крайне необходимо для определения оптимальных средств увеличения диапазона движения.

Биофизика — достаточно сложная наука (рис. 5.1). Принципы физики не всегда оказываются применимы к биологическим тканям, которые нередко проявляют нелинейное поведение. Рассматривая такие ткани, необходимо одновременно учитывать их механические, электрические и биохимические реакции, в частности на микроуровне (G.C.Lee, 1980). Кроме того, имея дело с живыми людьми, необходимо также принимать во внимание факторы, не входящие в понятие биофизики, такие, как чувства (боль, удовольствие и т. д.) и эмоции (страх, радость и т. д.).

ТЕРМИНОЛОГИЯ

Прежде чем приступить к изучению законов биофизики, познакомимся с терминологией и основными понятиями, которыми оперирует эта наука. В нашей книге мы постарались использовать наиболее точную терминологию.

Виды силы и деформаций. Всякий раз, когда на ткань или материал воздействует какая-то сила, может произойти изменение формы или размера материала. Эта реакция, естественно, зависит от ряда переменных: вида материала, количества силы, продолжительности ее воздействия, температуры материала и т. д.

Такие изменения называются деформациями; силы и результирующие деформации, которые испытывают биологические ткани и другие материалы, делятся на три основные категории (рис. 5.2). Так, под действием сжимающего усилия материал может уменьшаться в размере. Этот вид деформации называется сжатием. Примером может служить действие массы тела на хрящ поверхности сустава. Когда на материал действует растяги-

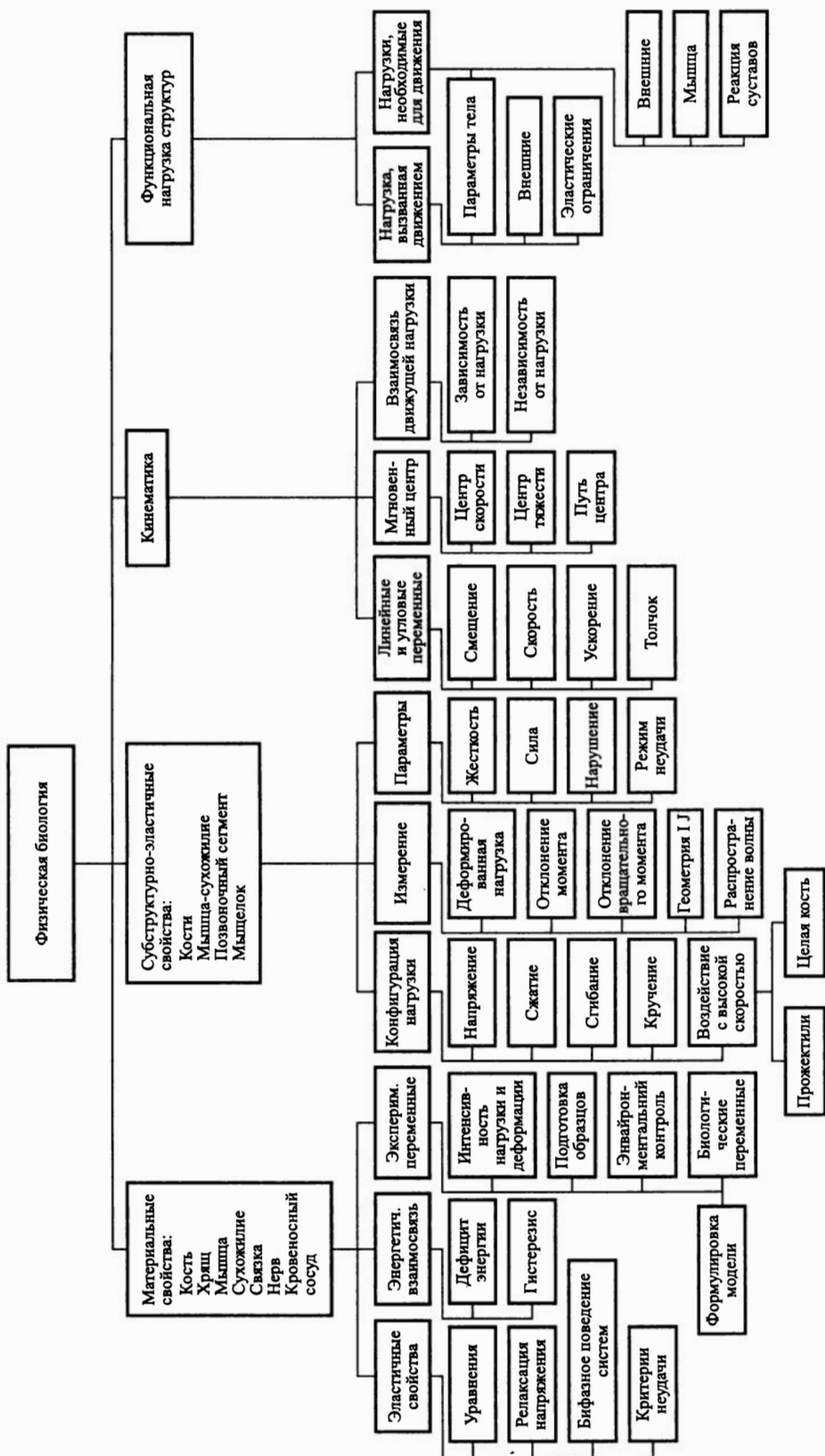


Рис. 5.1. Схема изучения физической биологии с точки зрения опорно-двигательного аппарата (Frankel, Burnstein, 1974)

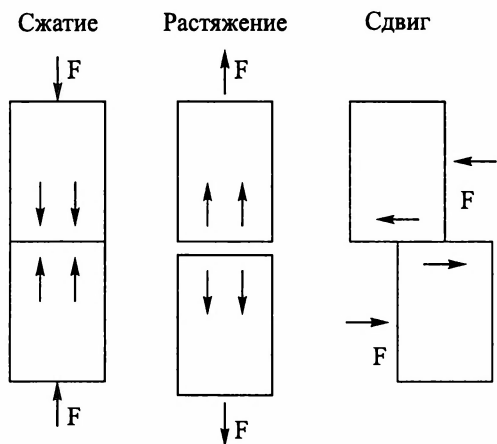


Рис. 5.2. Схематическое изображение трех основных видов напряжения: сжатия, растяжения и сдвига

вающая или горизонтальная сила, его длина увеличивается. Такое удлинение называется осевой деформацией, или деформацией растяжения. И наконец, в результате действия на объект сдвигающих сил возникает третий вид деформации — деформация сдвига.

Эластичность представляет собой свойство, позволяющее ткани восстановить свою исходную форму или размер после устранения действия силы. Эластичность определяют количеством силы противодействия в материале. Поскольку эластичное растягивание характеризуется пружиноподобным поведением, его нередко

изображают при помощи зигзагообразной линии, символизирующей пружину. Его также называют «Гуковским элементом» (рис. 5.3).

Напряжение. При действии на тело или материал какой-либо силы возникает противодействующая ей сила тела, называемая *напряжением*. Напряжение — это внутреннее сопротивление внешней силе. Его измеряют величиной приложенной к единице площади силы, которая вызывает или стремится вызвать деформацию тела, т.е. величину воздействующей силы делят на площадь поперечного сечения материала, который ей противодействует. Единицами напряжения являются фунт·фут⁻², н·м⁻² и дина·см⁻². Таким образом,

$$\text{Напряжение} = \frac{\text{Сила}}{\text{Площадь поверхности, на которую действует сила}} = \frac{F}{A}$$

Существует три основных вида напряжения: нормальное напряжение сжатия, растягивающее и напряжение сдвига. *Нормальное напряжение сжатия* представляет собой возникающую в материале силу, которая противостоит его сжатию. Она является результатом двух сил, направленных навстречу друг другу вдоль одной и той же прямой линии. *Растягивающее напряжение* — сила материала, противодействующая его растягиванию или разделению. Она является производной двух сил, направленных друг от друга вдоль одной и той же прямой линии. *Напряжение сдвига* — это сила материала, противодействующая двум силам, направленным параллельно друг другу, но не вдоль одной и той же линии.

Относительная деформация. *Относительная деформация*, или *натяжение*, представляет собой изменение длины или количества деформации вследствие приложенной силы. Ее определяют в виде отношения длины после нагрузки к исходной длине. Так как это соотношение только таких

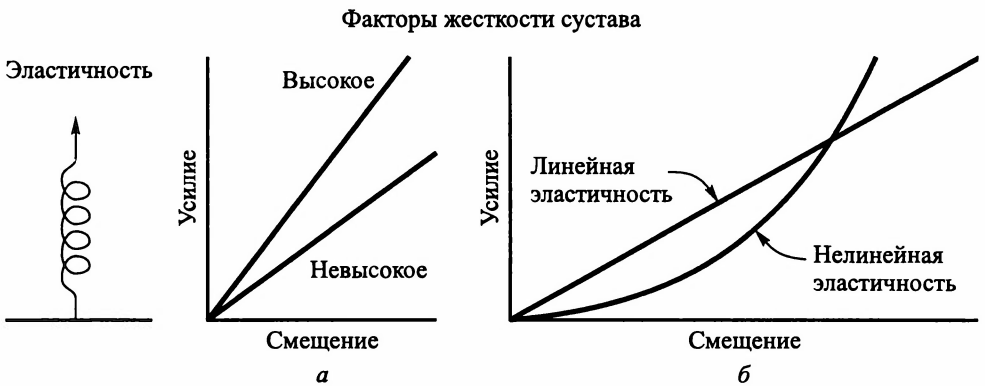


Рис. 5.3. Эластичная жесткость, представленная в виде идеальной пружины, демонстрирующей линейную взаимосвязь между усилием и смещением: более жесткая пружина проявляет более высокую степень жесткости (более крутая кривая) (а); линейная и нелинейная эластичность общего типа, при которой жесткость увеличивается по мере смещения (б) (Wright, Johns, 1960)

параметров, как длина, относительная деформация не имеет единиц измерения. Это — чистое число или процент исходной длины. Таким образом,

$$\text{Продольная деформация} = \frac{\text{Изменение длины}}{\text{Исходная длина}} = \frac{L}{l}$$

Количество относительной деформации, обусловленной напряжением, определяется электрохимическими силами между атомами материала. Чем больше эти силы, тем выше напряжение перед производством данного количества относительной деформации. Все вышеизложенное достаточно точно описали Метьюз, Стейси и Гувер (1964). Молекулы материала удерживаются вместе силами притяжения. При отсутствии воздействия внешней силы длина материала определяется соотношением сил притяжения и отталкивания между молекулами. Когда материал удлиняется, расстояние между молекулами увеличивается; силы притяжения также увеличиваются, тогда как силы отталкивания уменьшаются. «Таким образом, в молекулах материала генерируется сила, которая тянет концы образца в положение без нагрузки. Это — эластичная сила».

Жесткость. В биофизике жесткость — это отношение силы к деформации. По мере увеличения силы деформация также увеличивается, однако ее степень, обусловленная любой данной силой, зависит от ткани. Жесткость можно изобразить кривой нагрузки–деформации; она отмечается наклоном в соотношении нагрузка–деформация. О ткани (такой, как кость), график которой характеризуется крутой кривой нагрузки–деформации, говорят, что она обладает высокой жесткостью. Такая ткань будет подвергаться деформации в меньшей степени при данном количестве силы. О ткани же, график которой характеризуется более покатым наклоном при данном количестве силы (например, хрящ), говорят, что она обладает невысокой жесткостью. Она будет подвергаться деформации в относительно большей степени.

Закон Гука и модуль упругости

Роберт Гук первым выявил многочисленные взаимоотношения между напряжением и деформацией. Согласно закону Гука, существует постоянная или пропорциональная арифметическая взаимосвязь между силой и удлинением. Одна единица силы производит одну единицу удлинения, две единицы силы производят две единицы удлинения и так далее. В контексте закона Гука ткани тела могут быть совершенно упругими или эластичными. Чтобы материал был совершенно упругим, необходимо соблюдение двух условий. Первое — эластичный элемент должен полностью восстанавливаться и в точности восстанавливать свои исходные размеры после деформации. Второе — мгновенное действие силы или ее устранение должно сопровождаться соответствующим изменением размеров без задержки.

Постоянной величиной в уравнении закона Гука является модуль упругости материала. Для разных материалов этот показатель неодинаков. Материалы, имеющие более высокий модуль упругости, характеризуются более высокой жесткостью.

Таким образом, чтобы вызвать деформацию в более жестком материале, необходима более высокая нагрузка. Модуль эластичности — это отношение единицы напряжения к единице деформации, где Y — пропорциональная постоянная. Следовательно, модуль эластичности равен величине нагрузки, вызывающей одну единицу деформации.

$$Y = \frac{\text{Продольное напряжение}}{\text{Продольная деформация}} = \frac{F/A}{L/l} = \frac{Fl}{AL}$$

Поскольку деформация — соотношение, не имеющее размеров, единицы Y идентичны единицам нагрузки, а именно: сила·длина⁻². Таким образом, Y можно выразить так: фунт·дюйм⁻², Н·м⁻² или дин·см⁻². Значение Y разное для разных материалов и не зависит от размеров материала. Для поперечно соединенного полимера (материала, имеющего молекулы, «составленные» из большого числа более или менее похожих единиц) оно зависит от расстояния между поперечными соединениями. Чем меньше длина молекулы между двумя поперечными соединениями, тем выше модуль упругости и, следовательно, тем труднее материал подвергается растягиванию (R.M.Alexander, 1975, 1988).

Предел эластичности

В материалах, которые не являются совершенно упругими, арифметическое соотношение силы и удлинения достигает значения, которое называют пределом эластичности. Эластичный предел — наименьшая величина нагрузки, необходимая для того, чтобы вызвать постоянную деформацию в теле. Ниже эластичного предела материалы восстанавливают свою исходную длину при устранении силы деформации. Если же приложить силу, превышающую предел эластичности, то после ее устранения матери-

ал не восстанавливает свою исходную длину. Разница между исходной и новой длиной называется остаточной деформацией. Это постоянное удлинение называют также пластическим растяжением. Когда нагрузка превышает предел эластичности, между силой и деформацией уже не наблюдается линейной пропорциональной зависимости и материал удлиняется значительно больше с каждой единицей силы, превышающей предел эластичности.

При величине нагрузки, лишь немного превышающей предел эластичности, деформация происходит без дополнительной нагрузки. Это свойство называется пределом текучести. При воздействии силы, превышающей предел эластичности, кривая, как правило, выравнивается. Дальнейшее приложение силы приводит к возникновению постепенной недостаточности в сопротивляемости ткани к воздействующей на нее силе. В конце концов определяется максимальная сила, которую может выдержать ткань. Максимальная нагрузка, т. е. единица нагрузки на грани разрыва, называется пределом прочности материала.

Знание этих свойств ткани актуально не только для спортсменов, но и для обычных людей. Если человек намерен снизить вероятность или степень повреждения ткани в результате чрезмерного растяжения, ему необходимо в первую очередь укрепить те части тела, которые скорее всего могут пострадать. Так, в спорте для укрепления мышц и соответствующих тканей (связок и сухожилий) широко применяются различные формы силовой тренировки (например, использование отягощений, тренажеров), в результате чего ткани адаптируются к более высокому уровню нагрузок и их предел прочности повышается.

Факторы, влияющие на жесткость

Степень жесткости может изменяться под воздействием таких факторов, как старение, иммобилизация, повторение нагрузок. Во всех этих случаях степень жесткости снижается, сопротивление тканей относительно прикладываемой силы уменьшается, следовательно, увеличивается вероятность повреждений.

Пластичность — это способность материала к постоянной деформации под воздействием нагрузки, превышающей ее диапазон упругости. Следовательно, восстановление не происходит. После преодоления предела текучести пластическая реакция ткани включает значительное количество деформации с незначительным увеличением силы. По-видимому, не существует совершенно пластичных материалов (рис. 5.4).

Пластичность имеет большое значение для лечения различных травм. Известно, что длительная, периодически возникающая микротравма может привести к деформации тканей, которые проявляют пониженную стабильность, ведущую к снижению эффективности и качества жизни. Классическим примером является неправильное положение тела при нахождении на стуле. Со временем тело адаптируется к нагрузкам, увеличивая деформацию тканей спины и сокращая длину тканей передней час-

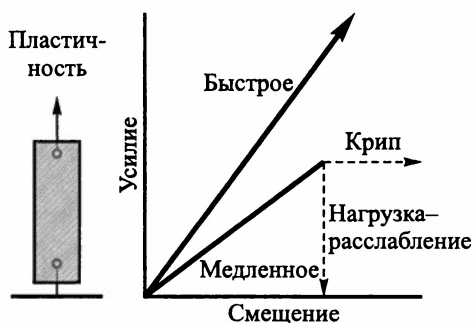


Рис. 5.4. Пластичная или упруговязкая жесткость. Эластичная жесткость пластической субстанции обычно выше при более быстром растяжении (более крутой наклон). Сохранение постоянного усилия приводит к непрерывному удлинению (крип). Если растянуть и поддерживать постоянную длину, величина необходимого усилия снижается (нагрузка-расслабление) (Wright, Johns, 1960)

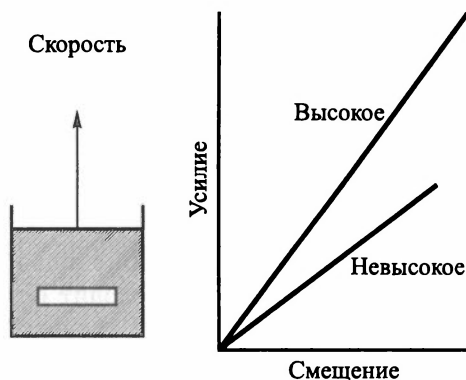


Рис. 5.5. Вязкая жесткость, иллюстрируемая при помощи пластины, перемещающейся в идеально вязкой жидкости, которая демонстрирует линейную взаимосвязь между усилием и скоростью. Увеличение вязкости приводит к повышению вязкой жесткости (более крутой наклон) (Wright, Johns, 1960)

ти туловища, что приводит к сокращению диапазона движения, возникновению дискомфорта и боли.

С другой стороны, использование упражнений на растягивание и других ремоделирующих процедур играет важную роль с точки зрения улучшения функций или реабилитации. Спортсмены знают, что упражнения на растягивание (тренировка пластичности) способствуют улучшению гибкости, т. е. ткани адаптируются к силам растягивания путем увеличения гибкости. Важную роль играет развитие пластичности в реабилитационных процедурах.

Вязкость — это свойство материалов противодействовать нагрузкам, вызывающим сдвиг и нарушения. В отличие от эластичности и пластичности вязкость зависит от времени. Плунжер, погруженный в вязкую жидкость, классически иллюстрирует свойства вязкости. Чем быстрее вы стараетесь перемещать плунжер, тем выше давление в жидкости (рис. 5.5).

Вязкость особенно важна в спорте. Спортсмены знают о необходимости разминаться. Одна из причин этого — снижение вязкости тканей. В результате разминки ткани и жидкости организма разогреваются. Это понижает вязкость, вследствие чего увеличивается растяжимость.

Упруговязкость. Большинство биологических материалов не являются ни абсолютно эластичными, ни абсолютно пластичными. Они проявляют оба свойства, т. е. характеризуются упруговязким поведением. Под воздействием небольших нагрузок они проявляют эластичность, более высоких — пластичность. Кроме того, при продолжительном воздействии нагрузок ткани проявляют вязкую деформацию.

Гистерезис представляет собой феномен, связанный с потерей энергии упруговязкими материалами, когда они подвергаются циклам

нагрузки и разгрузки (рис. 5.6). Вращение сустава начинается в среднем положении (O) и продолжается до полного сгибания (A). После этого происходит выпрямление (A, B, C) и сгибание (C, D, A). Очевидно, что эластичная жесткость (наклон) нелинейная и что имеет место гистерезис. Как считает Фрост (1967), когда эластичная ткань подвергается нагрузке-разгрузке, кривая нагрузки-деформации оказывается идентичной во время обеих фаз. Если же мы имеем дело с упруговязким материалом, кривые оказываются неидентичными. Если нагрузка прекращается до недостаточности ткани и осуществляется тест разгрузки, ниспадающая кривая понижающейся нагрузки не совпадает с восходящей кривой, несмотря на отсутствие остаточной деформации в конце. Участок между нагрузочной и разгрузочной кривой отражает потерю энергии (конвертируемую в тепло).

Как и пластичность, гистерезис играет важную роль в различных терапевтических процедурах. Заслуживают внимания два момента, отмеченные Гардом (1988). Во-первых, гистерезис — желаемый эффект процедур, вызывающих положительную деформацию, направленную на достижение более благоприятного положения. Если бы ткани после начальной и отрицательной деформации оставались упругими, то изменения состояния не произошло бы. Следовательно, не произошла бы благоприятная деформация. Во-вторых, не следует забывать, что гистерезис является также частью патологического деформирующего цикла, обусловленного макротравмой или повторяющейся микротравмой.

МЯГКИЕ ТКАНИ

Ткани можно разделить на две категории: жесткие и мягкие. К первым относятся кости, а также зубы, ногти и волосы. К мягким тканям относятся сухожилия, связки, мышцы, кожа и большинство других тканей (Mathews, Stacy и Hoover, 1964). Мягкие ткани разделяют на две группы: сократительные и несократительные.

Свойства мягких тканей. Мягкие ткани отличаются своими физическими и механическими характеристиками (рис. 5.7). Как сократительные, так и несократительные ткани являются растяжимыми и эластич-

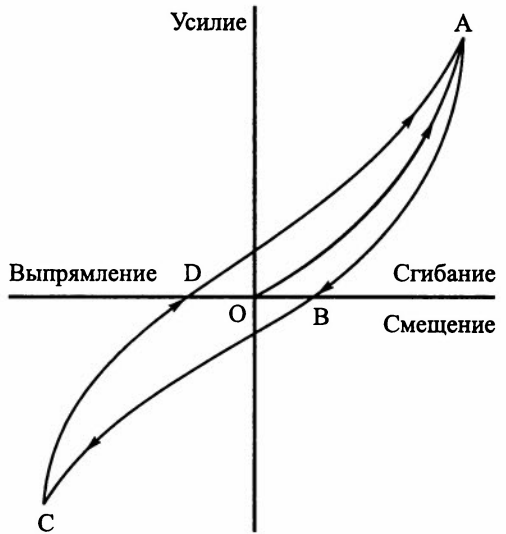


Рис. 5.6. Диаграмма жесткости суставов с выпрямлением влево, сгибанием вправо и вертикальным усилием (вращательный момент) (Wright, Johns, 1960)

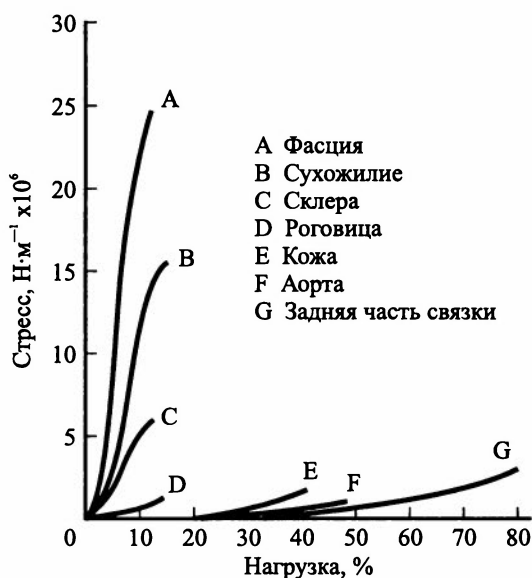


Рис. 5.7. Кривые нагрузки–деформации для различных соединительных тканей (Soden, Kershaw, 1974)

ными, однако первые являются еще и сжимаемыми. Сокращаемость представляет собой способность мышцы укорачиваться и производить напряжение вдоль своей длины. Растяжимость — это способность мышечной ткани растягиваться в ответ на приложенную извне силу. Чем меньше силы, производимые в мышце, тем больше степень растяжения.

Взаимосвязь между механическими свойствами мягких тканей и растягиванием. Чем выше жесткость мягкой ткани, тем большую силу следует приложить, чтобы вызвать ее удлинение. Ткань, имеющая малую степень жесткости, не способна противостоять растягивающему усилию в той же

мере, что и ткань с высокой степенью жесткости, и поэтому для производства такой же деформации требуется значительно меньшая сила, а мягкие ткани с более высокой степенью жесткости менее подвержены травмам (включая разрывы связочной ткани и сократительной, или мышцы).

Мягкие ткани не являются совершенно эластичными. Если превышен предел эластичности, то после прекращения действия силы они не способны восстановить свою исходную длину. Разница между исходной и новой длиной называется количеством потерянной эластичности. Эта разница коррелирует с минимальным повреждением ткани. Следовательно, в случае незначительного растяжения мягкие ткани не восстанавливают исходную длину после устранения чрезмерной нагрузки, что ведет к постоянной нестабильности сустава.

Возникает естественный вопрос: надо ли для развития гибкости растягиваться до предела эластичности или следует только слегка превышать его? Большинство авторитетов рекомендуют растягиваться до появления чувства дискомфорта или напряжения, но не боли. Однако в чем заключается разница между дискомфортом и болью? Значение этих понятий в медицине (и других дисциплинах) можно интерпретировать по-разному, в зависимости от того, кто осуществляет интерпретацию (de Jong, 1980). В 1979 г. была создана Международная ассоциация по изучению боли с целью разработать общеприемлемое определения понятия «боль», а также систему классификации болевых синдромов. Было дано определение боли и названы еще 18 общих терминов (de Jong, 1980, Merskey, 1979). Нас интересуют только три:

Боль — неприятные ощущения, связанные с действительным или возможным повреждением ткани или охарактеризованные как подобное повреждение.

Болевой порог — наименьшая интенсивность стимула, при которой человек испытывает боль.

Уровень болевой толерантности — наибольшая интенсивность стимула, вызывающая боль, которую готов перенести человек.

Исходя из этих определений, большинство специалистов делают вывод, что растягиваться следует по меньшей мере до болевого порога. Но так как эти три определения основаны на субъективных факторах, тренеры не могут установить уровень болевого порога у своих подопечных. Такого понятия, как «средний человек», не существует, каждый человек уникален в своих ощущениях и восприятиях, которые к тому же постоянно изменяются.

Особое внимание необходимо обратить на следующее. У лиц, проходящих реабилитацию и восстанавливающих поврежденные ткани, еще до возникновения боли может быть достигнуто состояние, при котором возможен разрыв этих тканей. Поэтому при воздействии на них следует соблюдать особую осторожность.

Кроме того, возникает еще один вопрос: находится ли точка дискомфорта ниже, на уровне или выше предела эластичности? Согласно результатам исследований вид силы, ее продолжительность, а также температура ткани во время и после растягивания определяют, является ли удлинение постоянным и обратимым.

Соотношение длина–напряжение и нагрузка–деформация. Длина мягкой ткани зависит от отношения внутренней силы, развиваемой тканью, ко внешней силе, обусловленной сопротивлением развитию внутренней силы или нагрузкой. Если внутренняя сила превышает внешнюю, ткань сокращается. Если же внешняя сила превышает внутреннюю, ткань удлиняется.

Нагрузка–расслабление и крип при пассивном напряжении. Живые ткани характеризуются наличием зависимых от времени механических свойств. К ним относятся нагрузка–расслабление и крип. Если находящуюся в состоянии покоя мышцу внезапно растянуть и постоянно удерживать достигнутую длину, то через некоторое время произойдет медленное снижение напряжения. Это поведение называют нагрузка–расслабление (рис. 5.8, а). С другой стороны, удлинение, которое происходит при воздействии постоянной силы или нагрузки, называется крип (рис. 5.8, б).

Каким же образом эти зависимые от времени механические свойства действуют на мышечные клетки и соединительные ткани. Несомненный интерес представляют следующие вопросы:

- Как передается растягивающая сила через саркомер и структуры различных соединительных тканей?
- Как влияет растягивающая сила на сарколемму, саркоплазму и цитоскелет саркомера?
- Где и через какие структуры саркомера осуществляется явление крип и нагрузка–расслабление?

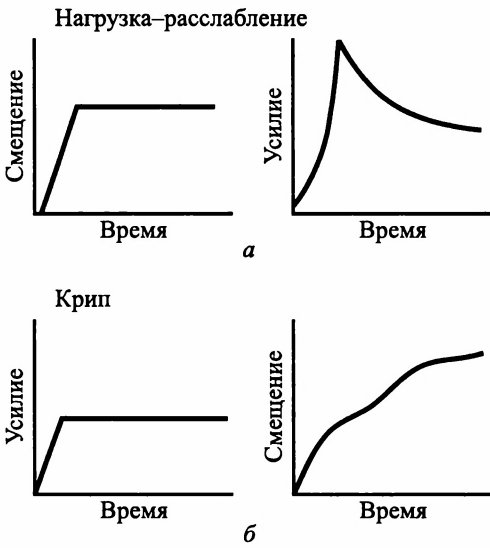


Рис. 5.8. Реакция тканей на усилие: нагрузка-расслабление имеет место при снижении усилия в случае, если длина ткани сохраняется постоянной (а); крип представляет собой удлинение, имеющее место при действии постоянной силы в течение периода времени (б)

Рассмотрим рис. 5.8. Допустим, что каждый сегмент является жестким, тогда как суставы между сегментами — гибкими. Также допустим, что молекулы сегментов свободно передвигаются.

Все молекулы двигаются сравнительно хаотично. Однако при снижении температуры их движение становится не таким свободным. При достижении температуры абсолютного нуля (-273°C) движение прекращается. Вследствие хаотичного движения молекул в определенный момент расстояние от одного конца сегмента до другого может иметь значение от 0 (если концы соприкасаются) до na (если молекулы вытянуты). Наиболее вероятная длина молекулы равна $n^{1/2}a$.

В «нормальном» состоянии молекулярные цепочки сети продолжают двигаться. Расстояние между концами конкретной цепочки изменяется, однако среднее расстояние в образце, содержащем много цепочек, всегда будет $n^{1/2}a$.

Рассмотрим рис. 5.9. Допустим, что на соединительную ткань действует внешняя растягивающая сила (5.9, а). Сетка подвергнется деформации (рис. 5.9, б), и цепочки расположатся в направлении растяжения. Следовательно, цепочки, расположенные в направлении растягивающей силы (например, АВ), будут иметь среднюю длину больше $n^{1/2}a$. Цепочки же, расположенные поперек направления растяжения (ВС), будут иметь среднюю длину меньше $n^{1/2}a$. В результате этого расположение уже не является хаотичным. После устранения действия силы цепочки снова принима-

• Каково взаимоотношение (если таковое существует) между крипом и нагрузкой-расслаблением в саркомере и градиентами давления, потоком жидкости и потенциалами течения структур различных соединительных тканей?

Молекулярный механизм эластичной реакции соединительной ткани. Соединительные ткани представляют собой сложные материалы, которые, соединяясь, образуют длинные гибкие цепочки. Двумя важнейшими переменными, влияющими на жесткость (или эластичность) соединительных тканей, являются расстояние между поперечными соединениями и температура. Представим, например, длинную гибкую молекулу, состоящую из определенного числа сегментов. Количество сегментов обозначим буквой n . Каждый сегмент имеет определенную длину, обозначенную буквой a .

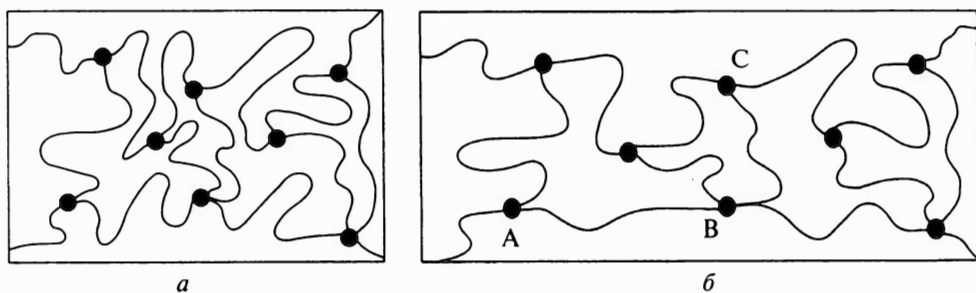


Рис. 5.9. Диаграмма резинового полимера. Синусоидой показаны молекулы полимера, точками — поперечные соединения (Alexander, 1988)

ют хаотичную конфигурацию. Таким образом, соединительная ткань восстанавливает свою исходную форму; она эластично возвращается к исходному уровню.

Р.М.Александр (1988) пишет:

«Теория, созданная на основании этих идей, позволяет определить величину силы, необходимую для уравнивания деформированной сети и, следовательно, модуля упругости. Модуль сдвига G и модуль Юнга E можно получить из уравнения

$$G = NkT = E/3,$$

где N — количество цепочек на единицу объема материала; k — постоянная Больцмана; T — абсолютная температура. Особую роль играет число цепочек. Если имеется большее число поперечных соединений, разделяющих молекулы на множество более коротких цепочек, жесткость материала увеличивается. Кроме того, модуль пропорционален абсолютной температуре, поскольку энергия, связанная со скручиванием (сплетением) молекул, увеличивается при повышении температуры. Также по мере повышения температуры увеличивается давление газа при постоянном объеме, так как при этом увеличивается количество кинетической энергии молекул.»

Данные исследований, касающиеся растягивания соединительной ткани. При воздействии растягивающей силы на соединительную ткань или мышцу ее длина увеличивается, а площадь поперечного сечения (ширина) уменьшается. Существуют ли такие виды сил или состояний, при которых прилагаемая сила может обеспечить оптимальное изменение соединительной ткани? Сапега с коллегами (1981) отмечают следующее:

«При непрерывном воздействии растягивающих сил на модель организованной соединительной ткани (сухожилие) время, в течение которого происходит необходимое растягивание ткани, обратно пропорционально прилагаемым силам (C.G.Warren,

Lehmann, Koblanski, 1971, 1976). Таким образом, при использовании метода растягивания с небольшой силой требуется больше времени, чтобы достичь такой же степени удлинения, как при использовании метода растягивания с большой силой. Однако процент удлинения ткани, который имеет место после устранения растягивающего усилия, оказывается выше при использовании продолжительного метода с небольшой силой (C.G. Warren и др., 1971, 1976). Кратковременное растягивание с большой силой способствует восстанавливающейся деформации эластичной ткани, тогда как продолжительное растягивание с небольшой силой — остаточной, пластической деформации (C.G. Warren и др., 1971, 1976; Laban, 1962). Результаты лабораторных исследований показывают, что при постоянном удлинении структур соединительной ткани имеет место определенное механическое ослабление, хотя разрыв и не происходит (C.G. Warren и др., 1971, 1976). Степень ослабления зависит от способа растягивания ткани, а также от степени растяжения.

Температура существенно влияет на механическое поведение соединительной ткани в условиях растягивающего напряжения. При повышении температуры ткани степень жесткости уменьшается, а степень растяжимости увеличивается (Laban, 1962; Rigby, 1964). Если температура сухожилия превышает 103°F , количество постоянного удлинения в результате данного количества исходного растягивания увеличивается (Laban, 1962; Lehmann, Masock, Warren и Koblanski, 1970). При температуре около 104°F происходит термальное изменение микроструктуры коллагена, которое значительно усиливает расслабление вязкости после нагрузки коллагеновой ткани, что обеспечивает более высокую пластическую деформацию при растягивании (Mason и Rigby, 1963). Механизм, лежащий в основе этого термального изменения, пока не известен, однако предполагают, что происходит частичная дестабилизация межмолекулярной связи, усиливающая вязкие свойства текучести коллагеновой ткани (Rigby, 1964).

Если соединительную ткань растягивают при повышенной температуре, условия, в которых ткань может охладиться, в значительной мере могут повлиять на качество удлинения, которое остается после устранения действия растягивающего напряжения. После растяжения разогретой ткани сохраняющаяся растягивающая сила во время охлаждения ткани значительно увеличивает относительную пропорцию пластической деформации по сравнению с разгрузкой ткани при все еще повышенной температуре (Lehmann и др., 1970). Охлаждение ткани до устранения напряжения позволяет коллагеновой микроструктуре больше рестабилизироваться к ее новой длине (Lehmann и др., 1970).

При растягивании соединительной ткани при температурах, находящихся в обычных терапевтических пределах (102–110° Ф), количество структурного ослабления, обусловленное данным количеством удлинения ткани, обратно пропорционально температуре (С. G. Warren и др., 1971, 1976). Это явно связано с прогрессивным увеличением свойств вязкого течения коллагена по мере увеличения температуры. Вполне возможно, что термальная дестабилизация межмолекулярной связи обеспечивает удлинение при меньшем структурном повреждении.

Факторы, влияющие на упруговязкое поведение соединительной ткани, можно обобщить, отметив, что эластичной, или обратимой, деформации больше всего способствует кратковременное растягивание с большой силой при нормальной или несколько пониженной температуре тканей, тогда как пластическому, или постоянному, удлинению в большей степени способствует более длительное растягивание с меньшей силой при повышенной температуре, если только охлаждение ткани осуществляется до устранения напряжения. Кроме того, структурное ослабление, обусловленное остаточной деформацией ткани, оказывается минимальным, когда продолжительное воздействие небольшой силы сочетают с высокими температурами, и максимальным — при использовании больших сил и более низких температур. Эти данные обобщены в табл. 5.1–5.3».

Исследования, проводившиеся другими учеными (Becker, 1979; Glazer, 1980; Light и др., 1984), также показывают, что растягивание при низких–средних уровнях напряжения, является действительно эффективным.

Таблица 5.1. Факторы, влияющие на пропорцию пластичного и эластичного растяжения

Фактор	Эластичное растяжение	Пластичное растяжение
Количество прикладываемого усилия	Высокое усилие	Нevысокое усилие
Продолжительность прикладываемого усилия	Небольшая	Большая
Температура ткани	Низкая	Высокая

Таблица 5.2. Факторы, влияющие на упруговязкое поведение соединительной ткани

Эластичная деформация	Вязкая (пластическая) деформация
Кратковременное растягивание с большим усилием	Продолжительное растягивание с небольшим усилием
Нормальная или несколько пониженная температура тканей	Повышенная температура, охлаждение осуществляется до устранения напряжения

Таблица 5.3. Факторы, влияющие на количество ослабления ткани вследствие деформации

Минимальное структурное ослабление	Максимальное структурное ослабление
Более низкое усилие Более высокие температуры	Более высокое усилие Более низкие температуры

лен механизм, посредством которого ткани развивают эластичность. Нет исчерпывающих сведений о том, какие структурные или химические изменения происходят в тканях вследствие их растягивания. Подобных примеров можно привести много.

Резюме исследований.

Наиболее примечательный аспект проведенных исследований заключается в том, что в них поднято много вопросов, однако не на все даны ответы, поскольку мы все еще не имеем достаточных знаний о гибкости и растягивании. В частности, не вполне опреде-

МЫШЦА

Мы достаточно много знаем о различных механических свойствах мышц, так как их интенсивно исследовали многие ученые на протяжении не одного десятилетия. Существует множество причин, ввиду которых необходимо изучать механические свойства мышцы. Прежде всего, таким образом мы можем лучше понять как механические реакции всей мышцы, так и механические свойства сократительных компонентов (Zierler, 1974). В данном контексте необходимость изучения механических свойств мышцы объясняется тем, что таким образом мы можем понять и определить факторы, ограничивающие гибкость, а также лучшие способы ее увеличения.

Соединительные ткани мышц. Мышца состоит из трех независимых компонентов или элементов, которые можно классифицировать либо как эластичные, либо как вязкие. Важность этих компонентов объясняется тем, что они противодействуют деформации и, таким образом, играют важную роль в определении уровня гибкости человека. Эластичные компоненты в ответ на изменение длины производят возвращающую силу. Вязкие компоненты производят усилие в ответ на интенсивность (скорость) и продолжительность изменения длины. Тремя механическими компонентами являются:

1. Параллельный эластичный компонент (ПЭК).
2. Серийный эластичный компонент (СЭК).
3. Сократительный компонент (СК).

Параллельный эластичный компонент

Компонент, отвечающий за пассивное растягивающее напряжение в мышце, называется параллельным эластичным компонентом (ПЭК). Его название объясняется тем, что он располагается параллельно сократительному механизму (рис. 5.10). Если мышцу удалить из тела, то ее длина сок-

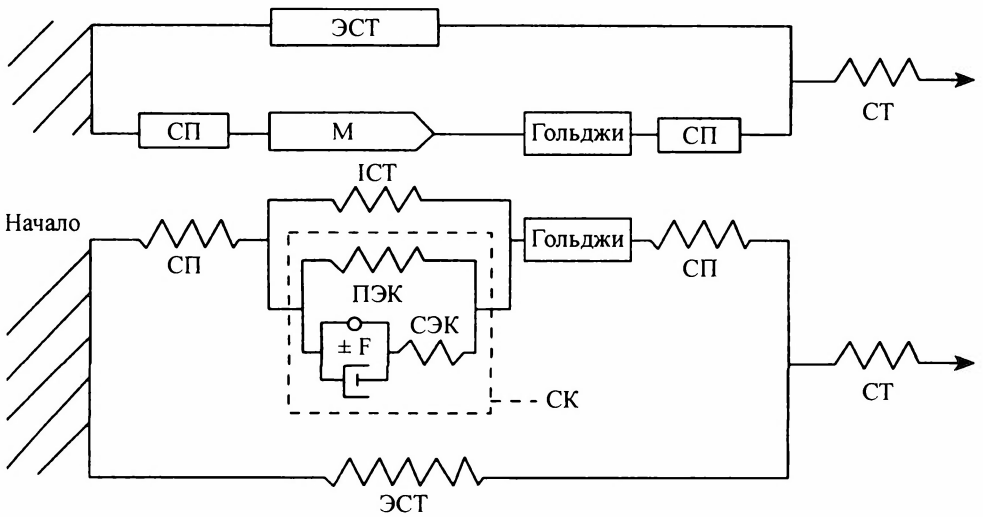


Рис. 5.10. Диаграмма упруговязких компонентов мышечного волокна и окружающей соединительной ткани с нервно-сухожильным веретеном. СП — сухожильные пучки; ЭСТ — экстрасоединительная ткань; М — мышечное волокно; Гольджи — нервно-сухожильное веретено; ПЭК, СК, СЭК, ИСТ — внутримышечная соединительная ткани; СТ — сухожилие

ратится примерно на 10 % по сравнению с первоначальной (Garamvolgyi, 1971). Такое сокращение длины мышцы не зависит от пассивного сокращения. Длина изолированной, несокращенной мышцы называется ее длиной равновесия; это укорачивание означает, что мышцы находятся под напряжением при нетронутой длине. Длина *in situ* несокращенной или нерастянутой мышцы называется длиной покоя и обозначается R_l или L_0 .

Находящаяся в покое мышца эластичная и противодействует удлинению. При длине, уступающей длине равновесия ($0,90 L_0$), напряжение покоя отсутствует и ПЭК слабый. Однако когда нестимулированную мышцу растягивают, она развивает напряжение нелинейным образом. Другими словами, при начальном растягивании производится невысокое напряжение, которое по мере продолжения растягивания значительно увеличивается.

Первоначально считали, что ПЭК состоит, главным образом, из сарколеммы, саркоплазмы и эластичных волокон — эпимизия, перимизия и эндомизия. Спустя некоторое время Х.Е. Хаксли и Хенсон (1954) выдвинули предположение об S-филаменте, который, как считали, соединял концы актиновых филаментов на обоих концах. Однако уже через год Х.Е. Хаксли (1957) исключил из своей модели мышцы S-филаменты без каких-либо объяснений. Другая трактовка пассивного напряжения покоя была связана с электростатической силой. Например, известно, что объем мышечных волокон остается постоянным даже при растягивании мышцы. Площадь же поперечного сечения (ширина) мышцы должна уменьшиться, как и расстояние между филаментами актина и миозина, по мере их приближения друг к другу. Однако если между филаментами существует электростатическая сила взаимного отталкивания, то, чтобы сблизить филаменты, дол-

жна быть выполнена работа. Следовательно, должна существовать сила, способствующая сохранению расположения филаментов. Таким образом, сила, необходимая для сближения филаментов, преодолевающая силу взаимного отталкивания, будет представлена напряжением покоя или «параллельным» сопротивлением растяжению (Davson, 1970; Н.Е. Huxley, 1967). Хотя электростатическая сила может способствовать напряжению покоя при высокой степени растягивания, исследования показывают, что она не может быть доминирующим источником этого процесса.

Как мы уже знаем из главы 3, основным источником эластичности мышц является титин. Это доказательство было получено в результате разрушения филаментов титина во время регистрации степени напряжения мышцы под нагрузкой. В первом исследовании титин преимущественно разрушили радиацией (Horowitz и др., 1986). Результатом оказалось снижение напряжения покоя. Год спустя Горовитц и Подольски (1987) опубликовали данные другого исследования, подтверждающие гипотезу, что эластичные филаменты титина обеспечивают большую часть напряжения покоя в мышце. В другом исследовании (Yoshioka и др., 1986) титин преимущественно разрушали путем контролируемого протеолиза, использования гидролитических (пищеварительных) ферментов. Снова отмечали снижение напряжения покоя. Еще в одном, более позднем исследовании (Funatsu, Higuchi, Ishiwata, 1990) также наблюдали снижение напряжения покоя при дегградации титина в результате ферментного сжигания (гезолином плазмы).

Что же происходит, когда саркомер растягивается и отпускается? Как было показано в главе 3, длина актинового тонкого и толстого (миозинового) филаментов во время растягивания не изменяется. Они просто скользят относительно друг друга (теория скольжения филаментов). При растягивании саркомер противодействует силе деформации напряжением покоя. Вначале напряжение покоя среднее. После значительного растягивания оно резко увеличивается и противодействует последующему растяжению (эластичная жесткость). Ответственным за такое поведение является титин. После прекращения растягивания растянутые филаменты титина возвращаются в исходное положение. Таким образом, титин может накапливать потенциальную энергию.

Если титин способствует напряжению покоя, то что можно сказать о небулине? Исследования показывают, что небулин представляет собой набор нерастяжимых филаментов, прикрепленных к одному концу Z-линии, и что его филаменты идут параллельно филаментам титина (Wang, Wright, 1988). Таким образом, небулин может быть потенциальным четвертым филаментом саркомера. Согласно исследованиям, при расщеплении небулина напряжение покоя не снижается (Funatsu, Higuchi, Ishiwata, 1990). Следовательно, небулин не обеспечивает эластичность.

Серийный эластичный компонент

При растягивании мышцы сократительный компонент (т. е. филаменты актина и миозина и их поперечные мостики), ПЭК и СЭК способствуют развитию напряжения. Серийный эластичный компонент (СЭК) полу-

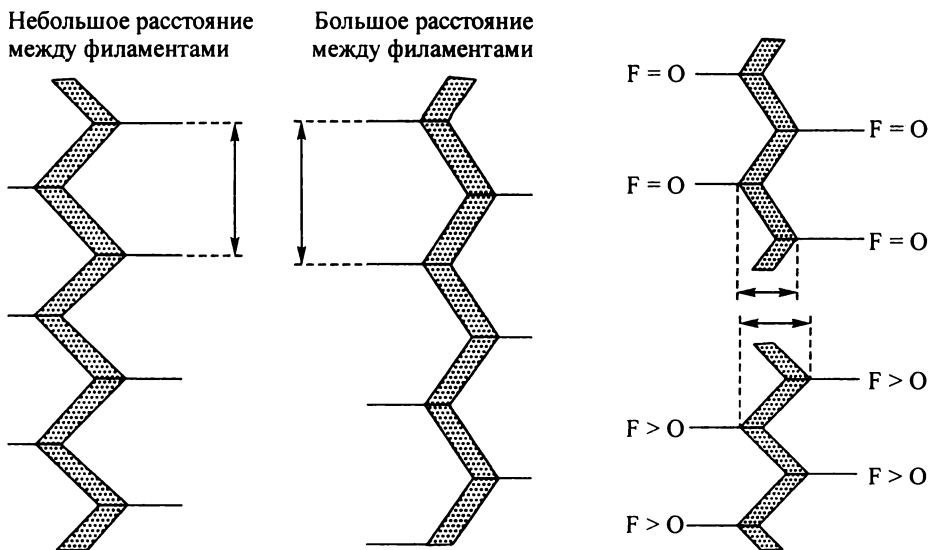


Рис. 5.11. Влияние изменения расстояния между филаментами на структуру Z-линии. Z-линия осуществляет эти изменения, меняя угол между соприкасающимися элементами

Рис. 5.12. Сила, действующая на тонкие филаменты (F), усиливает зигзагообразный паттерн структуры Z-линии, что приводит к изменению эффективной «ширины» последней. Подобные напоминающие гармошку изменения могут обусловить серийную эластичность

чил такое название потому, что эластичные компоненты располагаются непосредственно в соответствии с сократительными компонентами (см. рис. 5.10). СЭК выполняет важную функцию сглаживания резких изменений мышечного напряжения. Одной из главных анатомических частей, образующих СЭК, по мнению специалистов, является сухожилие. Следует отметить, что, по мнению Поллака (1990), Z-линия также может представлять собой определенный источник серийной эластичности саркомера. Эта функция осуществляется тонкими филаментами, которые тянут Z-линию. Например, когда сила, действующая на тонкие филаменты, передается на Z-линию, степень латерального разделения между филаментами снижается (рис. 5.11). Вместе с тем чтобы адаптировать сокращение межфиламентного пространства, угол изгиба в структуре Z-линии становится более острым (рис. 5.12). Следовательно, Z-линия эффективно утолщается, создавая своеобразную «эластичность».

Сократительный компонент

Способность мышцы увеличивать напряжение называется сократительным компонентом (СК). СК мышцы можно рассматривать как генератор напряжения. Он состоит из филаментов и их поперечных мостиков. Если напряжение пропорционально числу химических связей, установленных между двумя филаментами, то с увеличением степени взаимного перекрытия филаментов большее число участков связывания может взаимо-

действовать и большее напряжение может быть развито. Предполагают, что максимальное сократительное напряжение развивается при длине саркомера, обеспечивающей наиболее полное отдельное перекрытие филаментов актина и миозина. При большей длине мышцы число поперечных соединений уменьшается по мере снижения степени перекрытия филаментов, что приводит к снижению напряжения. Если продолжать растягивание, развиваемое напряжение может уменьшаться до тех пор, пока оно не превысит напряжение, наблюдаемое в пассивной мышце. Это происходит потому, что при подобной длине филаменты актина и миозина больше не соприкасаются. Таким образом, они в лучшем случае развивают незначительное напряжение.

Общее напряжение активной мышцы во время растягивания. Максимальное общее активное напряжение наблюдается в том случае, когда длина мышцы превышает исходную длину или длину в покое в 1,2–1,3 раза. При большей длине общее активное напряжение снижается до тех пор, пока длина мышцы не превышает ее длину в покое примерно в 1,5 раза; в этом случае производство активного напряжения равно нулю. При длине выше $1,3 L_0$ количество поперечных соединений снижается, степень перекрытия также сокращается, что приводит к уменьшению напряжения. Более того, хотя ПЭК возрастает в своем производстве пассивного напряжения, этот показатель не соответствует снижению активного напряжения сократительных компонентов. Следовательно, величина общего напряжения снижается. При экстремальной длине мышцы пассивное напряжение, генерируемое СЭК, существенно увеличивается, компенсируя тем самым снижение активного напряжения, что приводит к увеличению общего напряжения. Диаграмма длины–напряжения для пассивного растягивания нестимулированной мышцы показана на нижней кривой С. Кривая А, иллюстрирующая общее изометрическое напряжение при стимулировании мышцы различной длины от максимального растяжения до умеренного сокращения, представляет собой сумму активного сокращения (В) плюс напряжение, обусловленное пассивным растягиванием (С). Активное напряжение (кривая В), обусловленное исключительно мышечным сокращением, можно получить, вычитая величину пассивного напряжения С из величины общего напряжения А. Нормальная длина мышцы в покое 100 % (рис. 5.13).

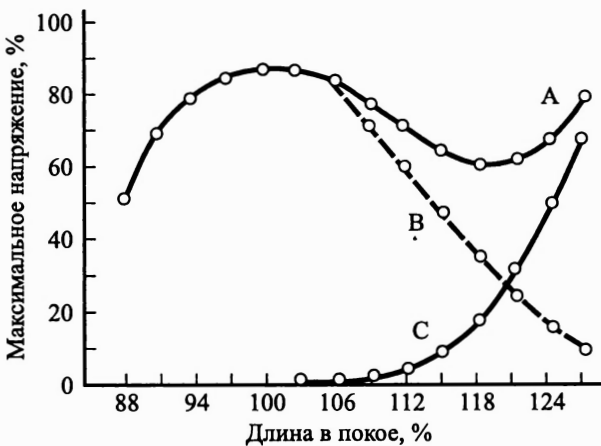


Рис. 5.13. Диаграмма длины–напряжения общего и пассивного напряжения

Растягивание мышцы во время сокращения при большой длине. Ткани при растягивании развивают напряжение, называемое реакцией на

растяжение; оно не зависит от ЦНС и представляет собой механическое свойство растягиваемой ткани. С другой стороны, рефлекс растяжения представляет собой реакцию, обусловленную ЦНС, которая вынуждает растянутую мышцу сокращаться в ответ на стимул растяжения (Gowitzke и Milner, 1988).

Одним из основных аргументов против использования баллистического растягивания является то, что оно вызывает рефлекс растяжения. Однако если выполнять такое растягивание при длине, превышающей $1,5 L_0$, то рефлекс растяжения не должен привести к увеличению напряжения в СК, поскольку при такой длине филаменты не способны соприкоснуться и производить напряжение. Причем это справедливо только в том случае, если все саркомеры мышечного волокна растянуты в одинаковой степени. Но это происходит не всегда. Например, саркомеры, расположенные вблизи сухожилий, растягиваются значительно меньше тех, что находятся в середине мышцы, поэтому они могут проявлять рефлекс напряжения и влиять на степень растяжения. Таким образом, активация рефлекса растяжения, даже если длина мышечного волокна превышает $1,5 L_0$, по-видимому, приведет к производству дополнительного напряжения СК.

СОСУДИСТАЯ ТКАНЬ

Во время движения и особенно во время растягивания многочисленные структуры тела подвергаются воздействию различных сил. В первую очередь это соединительные ткани (например, сухожилия, связки и фасции) и мышцы. Однако не следует забывать и о двух других категориях структур — сердечно-сосудистой и нервной системах. В следующих разделах мы проанализируем влияние растягивания на эти структуры.

Анатомия сердечно-сосудистой системы. Сердечно-сосудистая система состоит из многообразия кровеносных сосудов, по которым движется кровь через все тело. Существует три основных вида кровеносных сосудов: артерии, вены и капилляры.

Артерия — кровеносный сосуд, по которому кровь идет от сердца. Все артерии (за исключением легочной и ее ответвлений) переносят насыщенную кислородом кровь. Артериальный сосуд, имеющий диаметр меньше 0,5 мм, называется артериолой. В зависимости от превалирующего компонента ткани в стенках артерий их можно разделить на эластичные и мышечные. Эластичными артериями являются такие крупные сосуды, как аорта, сонная, подключичная и подвздошная артерии. Подавляющее большинство артерий относится к категории мышечных. Посредством сужения и расширения артерий осуществляется регуляция кровотока (рис. 5.14).

Вена — кровеносный сосуд, по которому кровь поступает к сердцу. Все вены (за исключением легочной) содержат дезоксигенированную кровь. Небольшие вены называются венулами. Главное различие между венами и артериями — сравнительная слабость средней оболочки стенок вен. Значительно меньшее содержание в них мышечных и эластичных во-

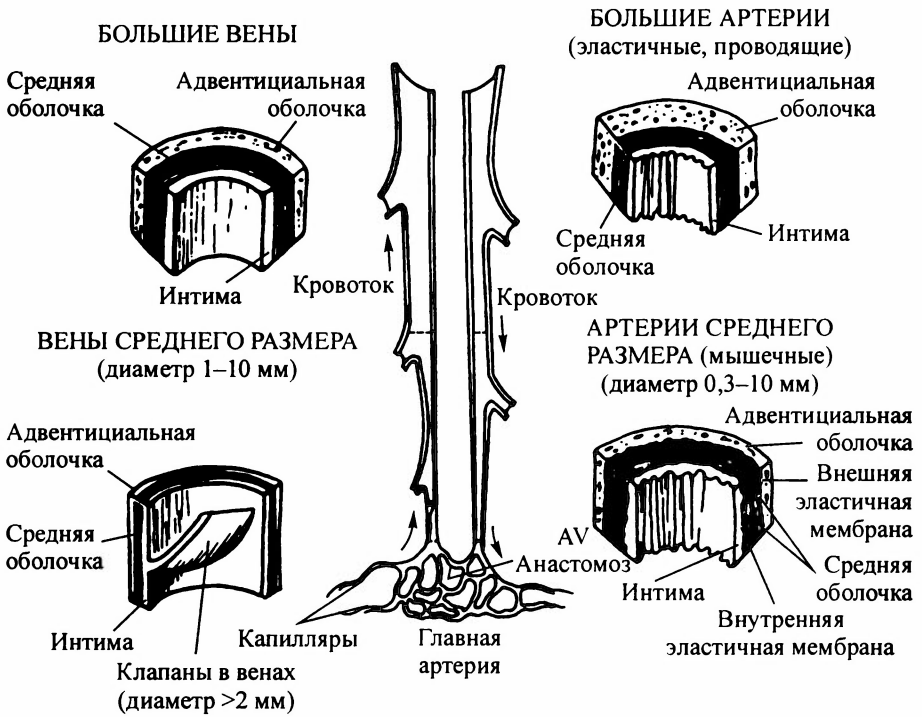


Рис. 5.14. Структурные характеристики основных сегментов кровеносных сосудов млекопитающих

локон связано с намного более низким давлением венозной крови. Кроме того, в отличие от артерий, большинство вен имеют клапаны.

Капиллярами называются микроскопические кровеносные сосуды, соединяющие артериолы с венами. Их стенки состоят из одного слоя эндотелиальных клеток. Средний диаметр капилляров небольшой, от 7 до 9 мкм; длина колеблется от 0,25 до 1 мм. Капилляры выполняют разнообразные функции: транспорт крови со всеми необходимыми ее компонентами и их обмен с окружающими тканями, поддержание нормального давления и кровообращения; кроме того, они являются и резервуаром крови.

Растяжение кровеносных сосудов. Когда кровеносные сосуды подвергаются нагрузке (растяжение кровотоком или влияние мышечного растяжения на кровеносные сосуды), они проявляют типичные упруго-вязкие свойства в ответ на постоянное изменение нагрузки, сопровождающее каждый сердечный цикл.

Влияние длины саркомера скелетной мышцы на общую длину капилляров изучал Эллис с коллегами (1990), используя для этого длинный разгибатель пальцев крысы. Данные, полученные из шести капилляров, «показали, что четыре (сосуда) оказались растянутыми в такой же степени, как и мышца, один был растянут больше, и один — меньше». Было высказано предположение, что различия в степени растяжимости капилляров могут быть обусловлены различиями в диаметре сосудов, толщине стенок и степени привязывания к соседним мышечным клеткам.

Таким образом, исследование подтвердило гипотезу о том, что капилляры имеют извилистую конфигурацию и что вытяжение мышцы вынуждает их выпрямиться, при этом длина сосудов не изменяется. После выпрямления капилляров дальнейшее вытяжение мышцы приведет к их растягиванию и линейному увеличению длины отдельных сосудов с L_0 .

Исследования показывают, что длина артерий изменяется незначительно *in vivo*. Добрин (1983) со ссылкой на Лоутона (1957), Пателя и Фрая (1964) сообщает об увеличении длины торакальной аорты на 1 % и таком же уменьшении длины брюшной аорты во время каждого сердечного цикла. Длина восходящей аорты и легочных артерий изменяется на 5–11 %, однако это обусловлено движением сердца (Patel, Greenfield, Fry, 1963). Следует отметить, что длина артерий может изменяться при изменении положения тела. Брауз, Янг и Томас (1979) при помощи рентгенографии определили изменения длины и диаметра артерий, а также структур кровотока в бедренной и плечевой артерии у 10 мужчин. Начиная с положения «прямая нога» (угол коленного сустава равен 180°), ногу затем полностью сгибали в колене. Средняя величина сгибания составила 100° (с положения «прямая нога» до положения согнутой до 80°), это движение вызвало среднее сокращение длины бедренной артерии на 4,5 см, т. е. на 20 % по сравнению с исходной средней длиной; диаметр сосуда не изменился.

Механические характеристики кровеносных сосудов частично обусловлены свойствами соединительных тканей стенки, а именно эластина и коллагена. По мере развития отношение коллагена к эластину увеличивается, следовательно, увеличивается и степень жесткости. Жесткость сосудов при растяжении можно изобразить на графике как функцию ряда параметров; она зависит от того, находится ли сосуд в суженном или расслабленном состоянии.

Влияние растягивания на потребление кислорода мышцами и региональный кровоток. Известно, что во время выполнения физической нагрузки организм способен существенно увеличить объем крови, транспортируемой через сердечно-сосудистую систему. А как влияют на кровоток, потребление кислорода и его экстракцию следующие условия: растянутая мышца находится в расслабленном состоянии; сокращающаяся изометрически мышца находится в удлиненном состоянии; мышца сокращается эксцентрически? Последние достижения в области технологий позволили изучить эти и другие вопросы.

Более 100 лет тому назад Гаскелл (1877) продемонстрировал, что мышечный кровоток в организме собак снижается при сокращении икроножных мышц; это открытие было впоследствии неоднократно подтверждено. Что же происходит с кровотоком мышцы и ее потреблением кислорода во время и после растягивания? На эти вопросы попытались дать ответ Стеинсби, Фейлс и Лилиенталь (1956). Они установили, что при растягивании у собак икроножно-подошвенной мышечной группы интенсивность потребления кислорода снижается в среднем на 1/2 по сравнению с показателем, наблюдаемым в покое, и остается таким до устранения напряжения. После устранения напряжения показатель потребления кислорода достига-

ет значения, характерного для состояния покоя. Целый ряд гипотез был выдвинут для объяснения этого феномена.

Спустя несколько лет Грей и Стауб (1967) наблюдали, что во время пассивного растяжения кровотока снижается меньше, чем при активном растяжении такой же степени. Они предположили, что пониженный вследствие растяжения кровотока обусловлен локальным ущемлением сосудов. Хирше, Рафф и Грюн (1970), используя для расширения сосудов папаверин, обнаружили такое же увеличение сопротивления кровотоку, как при пассивном или активном мышечном напряжении. В исследовании Виснес и Киркебю (1976) было выявлено, что активное сокращение или растяжение икроножных мышц крыс механически нарушает мышечный кровоток, причем более явно в центральной, внутренней зоне при более высоком напряжении. Другими словами, кровоток во внутренних, центральных зонах мышечных групп снижался в большей степени, чем во внешних, периферических зонах. На этом основании ученые высказали следующее предположение: «... поскольку кровоток может регионально колебаться в отдельной мышце, измерения общего кровотока в органе не следует рассматривать как представляющие одинаковый кровоток в каждом участке органа». В более позднем исследовании ученые объяснили непропорциональное снижение кровотока в центральных зонах различиями в региональном давлении тканей. Они также полагают, что «гетерогенная структура направлений мышечных волокон и относительное смещение различных элементов во время выполнения физической нагрузки могут вызвать силы сдвига, обуславливающие различную фокальную обструкцию сосудов во время растягивания и сокращения».

Матчанов, Левтов и Орлов (1983) обнаружили, что продольное растягивание икроножных мышц кошки на 10–30 % исходной длины увеличивает пассивную силу и снижает кровоток. Пониженный кровоток зависел от показателя пассивного напряжения, но не от степени деформации. После растягивания развивалась постэлонгационная гиперемия (повышенный кровоток). В исследовании Матчанова, Шустовой, Шуваевой, Васильевой и Левтова (1983) было выявлено, что продольное растягивание икроножной мышцы кошки на 111–117 % исходной длины вызывало увеличение пассивной силы и механического проявления 15-секундных изометрических тетанусов. Кроме того, кровоток сосудов мышцы снижался в покое при продольном растягивании, в то время как извлечение кислорода (O_2) увеличивалось; потребление кислорода осталось прежним. В исследовании Шустова, Мальцева, Левковича и Левтова (1985) продольное растягивание икроножной мышцы кошки на 1–2 см вызывало ускорение капиллярного кровотока вплоть до полного отдыха. После 1 мин растягивания скорость кровотока увеличилась на $0,30 \pm 0,06$ мм·с⁻¹ в 148 капиллярах, снизилась на $0,22 \pm 0,07$ мм·с⁻¹ в 35 капиллярах и осталась прежней в 5 капиллярах. В более поздних исследованиях Шустов, Матчанов и Левтов (1985) изучали влияние сжатия сосудов икроножной мышцы кошек на мышечное кровоснабжение во время растягивания. Продольное растягивание мышцы на 10–20 % приводило к снижению кровотока с 5,0 до 3,0 мм·мин⁻¹. Ученые пришли к

выводу, что влияние продольного мышечного растягивания на сосуды не ограничивается сжатием, обусловленным внутримышечным давлением. В последнем из опубликованных Левтовым и соавторами исследований (1985) было выявлено увеличение средней скорости крови в капиллярах во время постэлонгационной гиперемии. В дистальных капиллярах скорость была ниже. Было также установлено, что скорость кровотока в капиллярах зависит от отношения общего сопротивления сосудов к сопротивлению капилляров.

ПЕРИФЕРИЧЕСКИЕ НЕРВЫ

В нормальных условиях активные и пассивные движения суставов могут свободно осуществляться в широком диапазоне. Во время подобных движений нервы подвергаются различным нагрузкам, которые обычно переносятся без боли или какого-либо функционального нарушения. Однако в определенных условиях нервы могут травмироваться. Повреждения периферических нервов представляют существенную клиническую проблему, поэтому знание особенностей, связанных со сжатием и растяжением нервов, имеет большое значение. Так, спортсменам, танцорам и тренерам очень важно учитывать ограничительные факторы, которые могут влиять на физическую работоспособность или предрасполагать к травме. Для врачей сжатие и растяжение нервов представляет собой практические клинические проблемы с точки зрения лечения и реабилитации. Так, например, периферические нервы могут подвергаться растяжению во время наложения швов.

Структура нерва и оболочки. В течение более чем 100 лет различные ученые изучали структуру периферических нервов. Благодаря новейшим технологиям этот процесс стал более успешным. В периферической нервной системе нервные волокна группируются в пучки, образующие нервы.

Нервы имеют три отдельные оболочки соединительной ткани: эпиневррий, периневррий и эндоневрий (рис. 5.15). Очевидной функцией оболочек соединительной ткани является обеспечение структурной поддержки периферическому нерву и эластичности, позволяющей нерву растягиваться во время движений тела. Исследования также показывают, что некоторые из оболочек служат своеобразным барьером, защищающим нервное волокно от различных пагубных агентов, ограничивают проникновение макромолекул, а также могут контролировать прохождение ионов. И наконец, оболочки служат для отделения и компартиментализации нервных волокон.

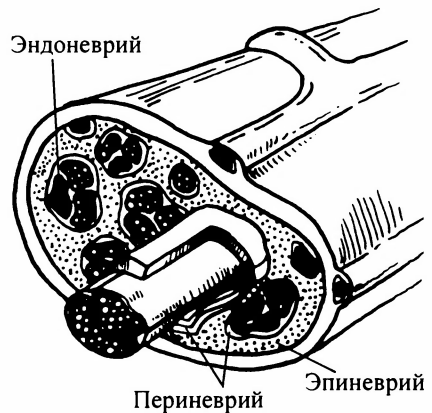


Рис. 5.15. Микроанатомия нервного ствола. Аксоны собраны в пучки, окруженные периневрием

Эпиневрий

Эпиневрий — внешняя фиброзная оболочка нерва из плотной соединительной ткани. Эта наиболее крайняя оболочка окутывает весь нерв и лежит между пучками волокон. Она содержит волокна соединительной ткани, кровеносные сосуды и небольшие нервные волокна, иннервирующие сосуды. Компоненты эпиневрия, наиболее заметными из которых являются коллагеновые фибриллы, ориентированы преимущественно продольно. Эпиневрий включает также эластичные волокна.

Периневрий

Периневрий расположен в глубине эпиневрия и отдельно окутывает каждый пучок нервных волокон. Таким образом, каждый пучок окружен периневрием, включающим 3–10 концентрических слоев клеток. Количество слоев зависит от размера нервного пучка и его удаления от ЦНС. Клетки в этих слоях плотно соединяются, превращая периневрий в барьер для прохождения большинства макромолекул. Коллагеновые фибриллы здесь более тонкие, чем в эпиневрии, и содержат меньший процент эластичных волокон.

Эндоневрий

Эндоневрий представляет собой наиболее глубоко расположенную нервную оболочку, окутывающую каждое отдельное нервное волокно. Он состоит из тонкого слоя коллагеновых фибрилл, ориентированных в основном продольно. Диаметр этих фибрилл практически такой же, как фибрилл, находящихся в периневрии.

Растягивание нервов. Исследования поведения периферических нервов, подвергающихся растяжению (растягивающей нагрузке), начали проводить еще в конце XIX ст. Несмотря на это, наши сведения о биомеханических свойствах периферических нервов, а также о пределе растягивания нерва весьма ограничены.

Результаты исследований показывают, что в хронически травмируемых нервах могут изменяться механические свойства, например увеличивается жесткость (Beel, Groswald, Luttgess, 1984).

Если нерв подвергать постепенно увеличивающейся растягивающей нагрузке, наблюдается линейная взаимосвязь между нагрузкой и удлинением до определенного момента, когда нерв прекращает вести себя как эластичная структура (Sunderland, 1978, 1991). Основным компонентом, сообщающим эластичность нервному стволу и обуславливающим его предел прочности, является периневрий. Диапазон эластичности составляет 6–20 % по сравнению с длиной в покое.

Если растягивание продолжать после преодоления предела эластичности, прямо пропорциональная взаимосвязь между деформацией и силой исчезает. По мере прикладывания сил большей величины кривая выравни-

вается до уровня максимальной нагрузки или предела прочности, т. е. достижения разрыва.

Данные, касающиеся величины растяжения, вызывающей структурные изменения, являются весьма немногочисленными, а показатели удлинения колеблются от 11 до 100 %. Эти структурные изменения в значительной мере зависят от величины и характера деформирующей силы, а также от продолжительности ее воздействия.

Свойства напряжения — деформации периферического нервного ствола. Сандерленд и Бредли (1961) провели серию экспериментов, изучая явление напряжения–деформации в растянутых периферических нервах человека, подвергавшихся постепенно увеличивающимся нагрузкам вплоть до механического повреждения. У лиц в возрасте 30–50 лет были взяты и сразу же подвергнуты анализу образцы срединного (n=24), локтевого (24), медиального подколенного (13) и латерального подколенного (15) нервов спустя 12 часов после смерти.

Проведенные тесты позволили получить следующую информацию о диапазоне максимальной нагрузки (кг):

срединный	7,3–22,3
локтевой	6,5–15,5
медиальный подколенный	20,6–33,6
латеральный подколенный	11,8–21,4.

Максимальный предел прочности нервного ствола

Нервы не являются гетерогенными структурами и не ведут себя как совершенные цилиндры. Диапазон максимального растягивающего напряжения ($\text{кг}\cdot\text{мм}^{-2}$) определяли на площади поперечного сечения нервного ствола:

срединный	1,0–3,1
локтевой	1,0–2,2
медиальный подколенный	0,5–1,8
латеральный подколенный	0,8–1,9.

Максимальное удлинение нервного ствола

Если при растягивании нерва не был превышен его предел эластичности, то нерв восстанавливает свою исходную длину. Исследования также показывают, что при устранении нагрузки нерв восстанавливает и свои эластичные свойства. Если же предел эластичности превышен, нерв не восстанавливает свою исходную длину, а оказывается деформированным. Тесты выявляют линейную (эластичную) взаимосвязь между нагрузкой и удлинением в диапазоне удлинения, которую можно представить следующим образом (%):

срединный	6–20,
локтевой	8–21,
медиальный подколенный	7–21,
латеральный подколенный	9–22.

Процент удлинения при механическом повреждении

Максимальное удлинение при пределе эластичности составляет около 20 %. При максимальном удлинении порядка 30 % происходит полный механический разрыв. Удлинение при механическом повреждении нервного ствола как процент от длины в покое составляло (%):

срединный	7–30,
локтевой	9–26,
медиальный подколенный	8–32,
латеральный подколенный	10–32.

Значение нервного растяжения для специалистов в области медицины. Ридевик с коллегами (1990) выяснили некоторые факторы, имеющие практическое значение для специалистов в области медицины. Во-первых, было установлено, что при механическом повреждении нервный ствол оказывается в целом неповрежденным, несмотря на многочисленные разрывы периневральных оболочек. «Таким образом, чисто визуально невозможно определить структурную целостность нервного ствола». Кроме того, разрывы периневральных оболочек имеют место не в одном участке. Этот факт «указывает на то, что травмы от растяжения периферического нерва могут быть не локальными, а происходить вдоль всей длины нерва» (рис. 5.16).

Внутриневральный капиллярный кровоток. Важным последствием растягивания нерва является воздействие на внутриневральный капиллярный (микроваскулярный) кровоток (рис. 5.17). При растяжении нерва площадь его поперечного сечения постепенно уменьшается. Это изменение приводит к сжатию, вызывающему дальнейшую деформацию нервного волокна, а также нарушение его кровоснабжения. Важность адекватного кровоснабжения для функции нерва хорошо известна. Поэтому можно ожидать, что растягивание, отрицательно влияющее на внутриневральный капиллярный кровоток, нарушает нервную функцию. Исследования, проведенные Лундборг (1975), Лундборг и Ридевик (1973) и Огата и Наито (1986), показали нарушение внутриневрального капиллярного кровотока при удлинении нерва на 8 %. Полная

деформация нервного волокна, а также нарушение его кровоснабжения. Важность адекватного кровоснабжения для функции нерва хорошо известна. Поэтому можно ожидать, что растягивание, отрицательно влияющее на внутриневральный капиллярный кровоток, нарушает нервную функцию. Исследования, проведенные Лундборг (1975), Лундборг и Ридевик (1973) и Огата и Наито (1986), показали нарушение внутриневрального капиллярного кровотока при удлинении нерва на 8 %. Полная

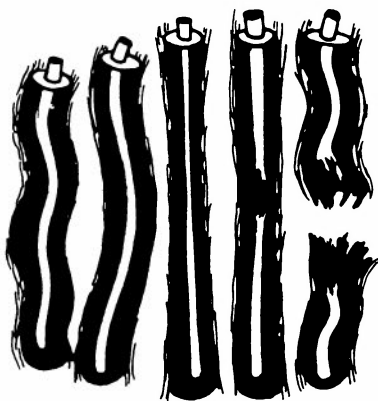


Рис. 5.16. Поведение пучка и находящихся в нем нервных волокон нервного ствола, растянутых до точки механического повреждения

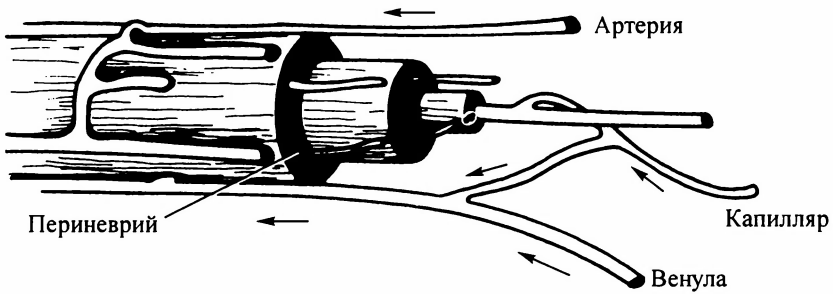


Рис. 5.17. Архитектура микрососудов внутри пучка, определенная в результате исследований периневрия, артериолы, венулы, капилляров. Обратите внимание на капиллярные петли, которые иногда располагаются в плоскостях, перпендикулярных продольной оси нерва. Стрелками отмечено направление кровотока

внутринервная ишемия (снижение кровоснабжения) возникала при удлинении на 15 %. После расслабления, следовавшего за растяжением, кровообращение восстанавливалось.

Влияние растягивания на нервную передачу. Другим немаловажным последствием растяжения нервов является нарушение электрической проводимости. Нарушение проводимости наблюдали при растягивании на 6–100 %, в зависимости от вида подопытного животного. Не так давно Уолл с коллегами (1992) высказали предположение, что начальное (раннее) нарушение проводимости обусловлено не ишемией, а механической деформацией.

Защитные структуры нервных стволов. Каким образом периферические нервы ног позволяют человеку стоять прямо, наклоняться вперед, не сгибая ноги в коленях, и упираться ладонями в пол? Ведь во время выполнения этих движений ткани, вовлеченные в растягивание, иногда удлиняются до 5 см! Ответ заключается в следующем. Для большинства периферических нервов характерны три особенности, защищающие их от физической деформации: ненапрянутость, ход (расположение) нервов относительно суставов и эластичность.

Ненапрянутость нервного ствола и нервных волокон

Нервный ствол проходит волнообразно. Такой же волнообразный ход в оболочках эпинеурия характерен и для пучков волокон, а также для каждого нервного волокна внутри пучка. Если напряжение небольшое или отсутствует вообще, нервы сокращаются подобно гармошке (J.W.Smith, 1966). Вследствие этого длина нервного ствола и нервных волокон между любыми двумя фиксированными точками конечности значительно превышает линейное расстояние между этими точками (рис. 5.18).

При начальном растягивании волнистость нерва устраняется. По мере продолжения растягивания она исчезает в пучках и, наконец, в отдельных нервных волокнах. Таким образом, только при этом оконча-

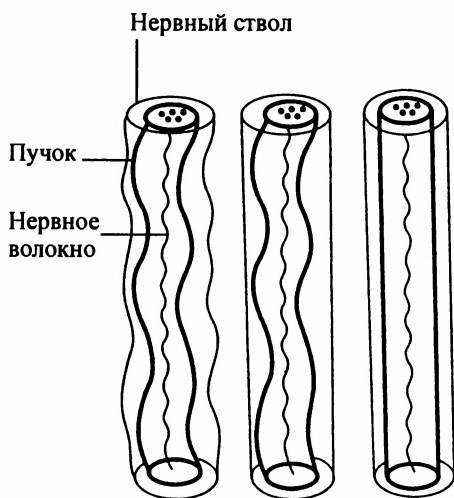


Рис. 5.18. Диаграмма, иллюстрирующая характерную волнистость нервов, пучков и нервных волокон, которая защищает нервы при их растягивании во время движения конечностей с полной амплитудой

тельно исчезает волнистость и нервные волокна подвергаются напряжению. Если растягивание продолжается, проводимость в нервных волокнах постепенно ухудшается и затем полностью нарушается до тех пор, пока не происходит разрыв нервных волокон внутри пучка. В последнюю очередь структурным повреждениям подвергается периневрий.

Важность этой волнистой системы трудно переоценить. Как отмечает Сандерленд (1991), «такая волнистость позволяет абсорбировать и нейтрализовать силы тяги, производимые во время движений конечности; таким образом, нервные волокна оказываются постоянно защищенными от перерастяжения».

Ход нерва относительно суставов

Вторым важным свойством, обеспечивающим защиту нервов, является ход, или расположение, нерва относительно суставов. Все нервы, за исключением двух, пересекают сгибательный аспект суставов («внутреннюю часть» сустава, когда он согнут). Поскольку диапазон сгибания сустава намного превышает диапазон выпрямления, нерв, пересекающий сгибательный аспект сустава, остается в расслабленном состоянии в момент сгибания и только немного растягивается при выпрямлении. С другой стороны, нерв, пересекающий выпрямляющий аспект сустава, находится в расслабленном состоянии во время выпрямления и подвергается значительному напряжению во время сгибания. Вполне понятно, что нервы, пересекающие выпрямительный аспект сустава, имеют преимущество с точки зрения воздействия на них сил, генерируемых во время движений конечностей.

Исключение составляют локтевой нерв, пересекающий разгибательный аспект локтевого сустава, и седалищный нерв в точке, в которой он пересекает разгибательный аспект тазобедренного сустава. Вследствие этого оба нерва периодически подвергаются чрезмерному напряжению при полном сгибании. Так как движения, включающие сгибание туловища вперед при выпрямленных коленях, встречаются во многих видах спорта и физической деятельности, этот факт, безусловно, заслуживает внимания.

Сандерленд (1991) указывает, что в месте пересечения седалищным нервом разгибательной части тазобедренного сустава эпинеуральная ткань

составляет до 88 % площади поперечного сечения нерва. Он выдвигает предположение, что эта структура, по-видимому, является специальным защитным механизмом.

Эластичность нервных стволов

Третьим свойством, предохраняющим нерв от деформации, является его эластичность. Эластичность — это сопротивление материала растяжению, т. е. свойство, позволяющее ему восстановить свою первоначальную форму или размер. Основным компонентом, обуславливающим эластичность нервного ствола, является периневрй. Как свидетельствуют результаты исследований, диапазон эластичности периферических нервов составляет 6–20 %.

Факторы, ограничивающие эластичность и подвижность нервов.

Периферические нервы проявляют такие качества, как прочность, эластичность и подвижность. Однако со временем эти свойства могут изменяться. Следующие факторы способны трансформировать механические характеристики нервных волокон:

- адгезия и образование рубцов;
- изменения соотношения коллагеновой и эластичной ткани нерва;
- деформации;
- травмы;
- швы.

Влияют ли тренировочные занятия на периферические нервы? На сегодняшний день мы не знаем, как влияют различные виды традиционных режимов и методов растягивания на силу, эластичность и подвижность периферических нервов, поскольку никаких исследований в этом направлении не проводилось.

ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА СОЕДИНИТЕЛЬНЫХ ТКАНЕЙ И МЫШЦ

На поведение соединительных тканей (коллагеновых или эластичных) и мышц, находящихся под воздействием нагрузки, влияет целый ряд факторов, в том числе:

- расположение или ориентация волокон;
- воздействие различных структур взаимного переплетения коллагеновых молекул в каждой фибрилле;
- наличие межфибриллярных субстанций;
- количество волокон и фибрилл;
- площадь поперечного сечения волокон;
- соотношение количества коллагена и эластина;
- химический состав тканей;
- степень гидратации;

- степень расслабления сократительных компонентов;
- температура ткани до и во время приложения силы;
- температура ткани перед устранением действия силы;
- количество прикладываемой силы (нагрузка);
- продолжительность прикладывания силы (время);
- тип прикладываемой силы (баллистическая или статическая).

НЕОБХОДИМОСТЬ ДАЛЬНЕЙШИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Процесс познания является бесконечным. В области механики мягких тканей имеется множество проблем, на которые следует обратить внимание. На две из них указал Г.К.Ли (1980):

1. Мягкая ткань в основном состоит из жидкости. Движение этой составной части — жидкости — играет важную роль в реакции ткани на деформирующие силы. Кроме того, реакции ткани на деформацию определяются механическими, электрическими и биохимическими характеристиками клеточных и молекулярных составляющих ткани. Предполагают, что эти факторы обуславливают зависимость от интенсивности сущность биомеханической реакции мягких тканей. Проведение исследований в этом направлении является весьма желательным.

2. В основном реакции мягких тканей в большей или меньшей степени контролируются и координируются нервной системой. Пассивные механические свойства эластичных волокон и биологических мембран изучены достаточно подробно многими учеными. Однако необходимо выяснить сущность взаимодействия мышц с пассивными компонентами мягких тканей.

Р Е З Ю М Е

Все ткани (соединительная, мышечная, нервная и сосудистая) подвергаются прогнозируемым изменениям при воздействии на них какой-либо силы. Под действием чрезмерной растягивающей силы происходит разрыв всех тканей. Степень повреждения определяется такими факторами, как величина силы, скорость ее приложения и продолжительность воздействия.

Исследования показывают, что оптимальное эластичное, или восстанавливающееся, удлинение имеет место при кратковременном растягивании с высоким усилием при нормальной или несколько пониженной температуре ткани. Пластическое, или остаточное, удлинение имеет место при продолжительном растягивании с невысоким усилием при повышенной температуре с последующим охлаждением ткани перед устранением напряжения. Кроме того, минимальное структурное ослабление связано с растягиванием с невысоким усилием в сочетании с повышенной температурой, тогда как максимальное ассоциируется с высоким усилием и более низкой температурой.

Таким образом, идеальная программа растягивания, обеспечивающая оптимальное увеличение длины ткани без повреждений, предусматривает повышение температуры перед растягиванием (путем выполнения физических упражнений или терапевтических процедур, вызывающих повышение внутренней температуры тела), использование усилий небольшой интенсивности, поддержание растягивающего усилия в течение более продолжительного периода времени и охлаждение ткани до нормальной температуры перед устранением растягивающей силы.

Кровеносные сосуды и периферические нервы также обладают способностью растягиваться. Растягивание кровеносных сосудов приводит к снижению кровотока. Чрезмерное растяжение нервов вызывает нарушение функции и постепенно ведет к механическому повреждению.

НЕЙРОФИЗИОЛОГИЯ ГИБКОСТИ: НЕВРАЛЬНАЯ АНАТОМИЯ И ФИЗИОЛОГИЯ

Нервная система представляет собой одну из основных коммуникационных систем организма. Поэтому она играет важную роль в определении возможного количества движения. Нервная система состоит из центральной нервной системы — ЦНС (головной и спинной мозг) и периферической нервной системы (черепные и периферические нервы). Упрощенную модель функциональных элементов нервной системы иллюстрирует рис. 6.1.



Рис. 6.1. Структура нервной системы

СТРУКТУРНАЯ ОСНОВА: КЛЕТОЧНАЯ НЕЙРОАНАТОМИЯ

Структурной и функциональной единицей нервной системы является нейрон (нервная клетка). Чтобы понять сущность нервной системы, необходимо знать, как функционирует нейрон. Нейроны, подобно всем остальным клеткам организма, имеют структурное строение, соответствующее их основной функции — приему и передаче электрических импульсов. Чтобы нервная система функционировала, необходимы три условия. Во-первых, должны быть средства выявления стимулов или изменений в окружающей среде (например растягивание). Эту функцию выполняют структуры, называемые рецепторами. Во-вторых, после приема стимула его необходимо передать, что обеспечивают проводники нервной системы — нейроны. И наконец, реагирующие органы должны пере-

дать соответствующие реакции стимулу. За это ответственны эффекторы (такие, как мышцы и железы).

Нейрон. В структурном строении нейрона имеется четыре обособленных морфологических участка: клеточное тело (сoma), один или больше дендритов, отдельный аксон и пресинаптический терминал (рис. 6.2). Клеточное тело, или сoма, содержит ядро и протоплазму. Протоплазма представляет собой всю живую субстанцию в клетке, окружающую ядро. Ядро отвечает за контроль над всеми процессами, происходящими в клетке.

Дендрит представляет собой тип нервного волокна, простирающегося из клеточного тела. Дендриты имеют обширные ответвления. Слово дендрит происходит от греческого *dendron* — дерево. Его функция заключается в приеме и передаче импульсов к клеточному телу, что представляет собой так называемый афферентный процесс.

Длинная часть нейрона, идущая от клеточного тела, называется аксоном. Большинство аксонов отводят импульсы от сомы. В то же время они могут передавать импульсы в другом направлении. Аксоны обычно имеют ответвления, которые называются коллатералью. Конечной точкой аксона, включенного в синапс, является пресинаптический терминал. Эта структура является местом соприкосновения, обеспечивающим нейрон возможностью передачи сигнала к клетке-мишени. Большие аксоны покрыты жировой изолирующей оболочкой миелина. В периферических нервах миелин производят шванновские клетки. Интервалы между соседними шванновскими клетками называются перехватами Ранвье. В этих участках заряженные ионы могут пересекать мембрану аксона, что позволяет регенерировать электрические сигналы. Аксоны образуют так называемую эфферентную систему.

Нервы. Пучки нейроновых волокон называются нервами. Они соединяются друг с другом оболочками соединительной ткани (эпиневрй, периневрй и эндоневрий). Почти все нервы являются смешанными (то есть содержат как афферентные, так и эфферентные волокна). Афферентные волокна проводят импульсы к ЦНС. В зависимости от размера и



Рис. 6.2. Четыре морфологических участка типичного нейрона: дендриты, сома, аксон и пресинаптические терминалы (Епока, 1988)

проводимости их делят на группы I–IV. Ни одна из функций организма человека не может осуществиться без какого-либо контроля со стороны ЦНС. Даже простая реакция на стимул включает, по крайней мере, спинной мозг. Эфферентные волокна, наоборот, проводят импульсы от ЦНС к эффекторам.

ЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ПОТЕНЦИАЛ НЕРВА

Функция нерва заключается в передаче сигналов в виде нервных импульсов из одной части тела в другую. Эта передача импульсов представляет собой электрохимический процесс. Мы рассмотрим два вида электрических потенциалов.

Потенциал покоя. Нейроны являются поляризованными. Иначе говоря, они имеют неодинаковое количество различных видов ионов внутри мембраны и за ее пределами. Ион представляет собой атом, который приобрел или утратил один или несколько своих электронов и, следовательно, несет положительный или отрицательный заряд. Ионы движутся через жидкость в ответ на электрическое поле или градиент концентрации (разница в концентрации ионов между двумя жидкими участками).

Когда нейрон находится в покое, на внешней стороне мембраны находится больше ионов натрия (Na^+), чем на внутренней, в то же время ионов калия (K^+) содержится больше на внутренней, чем на внешней стороне мембраны; ионы натрия при этом могут транспортироваться наружу через мембрану благодаря транспортному механизму, который называется натрий-калиевым насосом. Чтобы поддержать в таком виде потенциал покоя мембраны, требуется непрерывный расход энергии. Ионы калия могут проходить через мембрану благодаря пассивному транспорту. Таким образом, некоторые из них выйдут из клетки. Их возвращение в клетку обеспечивает натрий-калиевый насос в обмен на Na^+ , которые выкачиваются наружу.

Разница в концентрации ионов по обеим сторонам мембраны нейрона является основой для установления потенциала мембраны. Внутренняя часть клеток, находящихся в покое, является отрицательно заряженной относительно интерстициальной жидкости. Следовательно, нейрон можно рассматривать как своеобразную батарейку с отрицательным терминалом внутри. Разность потенциалов мембраны в покое составляет приблизительно 0,1 В.

Производство потенциалов действия. При стимулировании аксона изменяется его потенциал. Стимул изменяет степень проницаемости нервной мембраны. В результате стимулирования степень проницаемости мембраны для ионов натрия (Na^+) повышается. Последние быстро диффундируют в нервное волокно. Это направленное вовнутрь движение ионов натрия изменяет остаточный потенциал покоя мембраны, т.е. внешняя часть нервного волокна становится отрицательной относительно внутренней. Следовательно, меняется и полярность нерва. Происходит деполя-

ризация нервного волокна; когда она достигает критического уровня напряжения, образуется потенциал действия. Таким образом, потенциал действия и деполяризация взаимосвязаны, но не являются синонимами. Деполяризация представляет собой поток ионов, инициирующий потенциал действия. При пике деполяризации поступление ионов натрия в клетку замедляется и мембрана становится непроницаемой для натрия.

Параллельно происходит изменение степени проницаемости другой клеточной мембраны. После короткого интервала значительно повышается степень проницаемости мембраны для калия (K^+). Калий способен легко диффундировать наружу ввиду его высокой концентрации внутри мембраны. В результате ионы калия начинают покидать клетку, унося с собой положительные заряды. Отток ионов калия восстанавливает исходный отрицательный заряд внутри мембраны. Следовательно, разница напряжения мембраны возвращается к своей норме. Этот процесс, называемый реполяризацией, вызывает прекращение потенциала действия (рис. 6.3).

Чтобы мембрана восстановила свой исходный потенциал покоя, ионы натрия должны вернуться на внешнюю, а ионы калия — на внутреннюю часть мембраны. Натрий-калиевый насос является активным транспортным механизмом, возвращающим ионы на исходные позиции. Так восстанавливается исходный потенциал мембраны.

Закон «все или ничего». Если стимул (например, растяжение) является достаточно мощным, чтобы инициировать нервный импульс в аксоне, он вызывает производство полноценного потенциала действия. Это явление известно как закон «все или ничего», его можно сравнить с процессом стрельбы. Как только сила тяги, направленная на курок, оказывается достаточной, чтобы привести в действие ударный механизм, звучит выстрел. Это критическое значение называется порогом. Увеличение силы тяги не меняет скорость полета пули, поскольку не сила тяги вызывает реакцию (Sage, 1971). Иными словами, либо стимул является достаточно мощным, чтобы стимулировать волокно, либо нет. Усиление стимуляции не приводит к увеличению потенциалов действия.

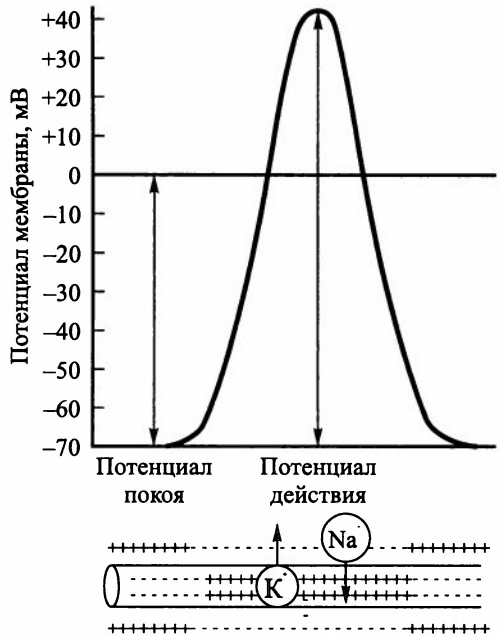


Рис. 6.3. Потенциал действия. Движение ионов через мембрану нервного волокна (внизу) совпадает с изменениями электрического потенциала (вверху). Когда ионы натрия быстро перемещаются в аксон, потенциал мембраны становится положительным. После этого происходит движение ионов калия во внешнюю часть волокна (Alter, 1988)

Передача информации в ЦНС об интенсивности растягивания. Каким же образом нерв осуществляет дифференциацию различной интенсивности растягивания? Нерв имеет две возможности передачи информации о растягивании с разной интенсивностью. Во-первых, он может одновременно передавать ощущения растягивания различному числу нервных волокон. Поэтому более высокая интенсивность ощущений растягивания может привести в действие большее число чувствительных нервных волокон. Этот процесс называется рекрутированием. Следовательно, интенсивность растягивания можно увеличить, увеличив рекрутирование рецепторов и чувствительных нейронов. Например, слабый стимул растягивания активирует только рецепторы растяжения, имеющие наименьший порог. Однако по мере увеличения интенсивности активируется все большее число менее возбудимых тензорецепторов, что увеличивает число чувствительных единиц.

Кроме того, нерв может передавать различное число импульсов за единицу времени в одно и то же волокно. Вследствие этого изменения интенсивности растягивания могут отражаться различной интенсивностью разрядки нервных импульсов в отдельных волокнах: чем выше интенсивность растягивающего стимула, тем выше частота растягивающего импульса. Этот процесс называется интенсивностью кодирования частоты.

Итак, чем мощнее растягивающий стимул, тем больше число активных сенсорных нейронов и тем выше частота импульсов в каждом из них. Таким образом, бомбардировка мотонейронов в спинном мозге и в кортикальных центрах головного мозга становится более интенсивной, что ведет к повышенной рефлекторной двигательной активности и усилению ощущений.

Адаптация чувствительных нервных окончаний. При воздействии стимула на чувствительное нервное окончание с постоянной силой рецептор, как правило, первоначально реагирует высокой интенсивностью разрядки. Генерируемый потенциал вначале пропорционален интенсивности стимула. Однако во время устойчивого стимулирования он постепенно снижается, вследствие чего интенсивность разрядки уменьшается. Это явление называется адаптацией. Если же воздействие стимула прерывается даже на очень короткий момент, имеет место «взрыв» импульсной активности и процесс повторяется.

Тензорецепторы делятся на быстро- и медленноадаптирующиеся. Быстроадаптирующиеся единицы проявляют более быстро снижающуюся интенсивность разрядки при сохранении растягивания (так как в этих единицах потенциал снижается значительно быстрее). С другой стороны, медленноадаптирующиеся единицы проявляют непрерывную интенсивность разрядки при поддерживаемом стимулировании. Они проявляют продолжительно сохраняющиеся потенциалы. Понятия *фазные* и *тонические* используются для обозначения быстро- и медленноадаптирующихся рецепторов соответственно (рис. 6.4).

Исследования показывают, что быстроадаптирующиеся рецепторы, такие, как тельца Пачини (рецепторы кожи и суставов), ведут себя как ме-

ханические высокочастотные фильтры. Предполагают, что эти фильтры состоят из вязких и упругих компонентов. Если усилие воздействует на вязкие компоненты в течение достаточно короткого промежутка времени, оно передается непосредственно в сердцевину рецептора, где происходит нагрузка нервного окончания. Этот динамический компонент быстро снижается, независимо от продолжительности действия стимула. Однако сила, накопленная в растянутых эластичных компонентах, передается затем с заметным снижением в сердцевину рецептора. В результате этого отсутствует стабильный потенциал.

С другой стороны, медленноадаптирующиеся рецепторы, такие, как мышечные волокна (являющиеся рецепторами длины мышцы), не имеют механических высокочастотных фильтров у нервных окончаний. Следовательно, в результате стабильного растягивания образуются стабильные потенциалы. Степень адаптации, которая имеет место, обусловлена, по-видимому, присутствием вязких компонентов в самом веретене.

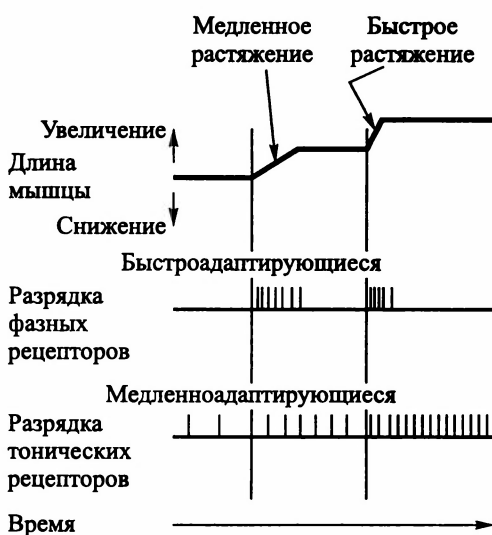


Рис. 6.4. Разрядка фазных и тонических рецепторов. Быстроадаптирующиеся, или фазные, рецепторы характеризуются более быстро снижающейся интенсивностью разрядки при поддерживаемом растяжении, поэтому их частота разрядов пропорциональна интенсивности изменения. Медленноадаптирующиеся, или тонические, рецепторы, с другой стороны, проявляют непрерывную интенсивность разрядки при продолжающемся стимулировании (Alter, 1988)

ЧУВСТВИТЕЛЬНЫЕ РЕЦЕПТОРЫ, СВЯЗАННЫЕ С РАСТЯГИВАНИЕМ

Три вида рецепторов непосредственно связаны с растягиванием и поддержанием оптимального диапазона движения. Это нервно-мышечные веретена, нервно-сухожильные веретена и суставные механорецепторы. Далее мы рассмотрим их структуру, функции и взаимосвязь с растягиванием.

Нервно-мышечные веретена. Основными тензорецепторами мышцы являются нервно-мышечные веретена. Это наиболее подробно изученные проприорецепторы — рецепторы, расположенные в мышцах, сухожилиях и преддверии уха. Их рефлексy связаны с локомоцией или положением тела. В разном количестве их можно обнаружить в большинстве скелетных мышц тела. Особенно много нервно-мышечных веретен содержится в небольших мышцах кисти и глаза. Поскольку мышечные

волокна заключены в веретенообразную капсулу (оболочку соединительной ткани, окутывающую рецептор), их называют интрафузальными волокнами. Экстрафузальные волокна являются обычными сократительными единицами мышцы. Веретена прикрепляются к обоим концам экстрафузальных волокон и, таким образом, располагаются параллельно им. Следовательно, при растягивании мышцы веретено также подвергается растягиванию.

Веретено интрафузальных мышечных волокон

Существует два основных типа интрафузальных волокон: волокна ядерного мешочка и волокно ядерной цепочки. Первые содержат в большом количестве саркоплазму и клеточные ядра в расширенной, напоминающей мешок структуре. Эта несократительная структура находится в центральном, или экваториальном, участке интрафузального волокна. Отсюда и название — интрафузальное волокно ядерного мешочка. На дистальных, или полярных, концах волокна ядерного мешочка находятся исчерченные сократительные филаменты, которые возле веретен прикрепляются к экстрафузальным волокнам. Не так давно было установлено, что существует два подвида волокон ядерного мешочка. Их назвали мешочек₁ и мешочек₂ (Gladden, 1986; рис. 6.5).

Второй тип интрафузального мышечного волокна — волокно ядерной цепочки — более тонкое и короткое, чем волокно ядерного мешочка. Оно содержит всего один ряд ядер, расположенных в виде цепочки по несократительному экваториальному участку. Подобно волокнам ядерного мешоч-

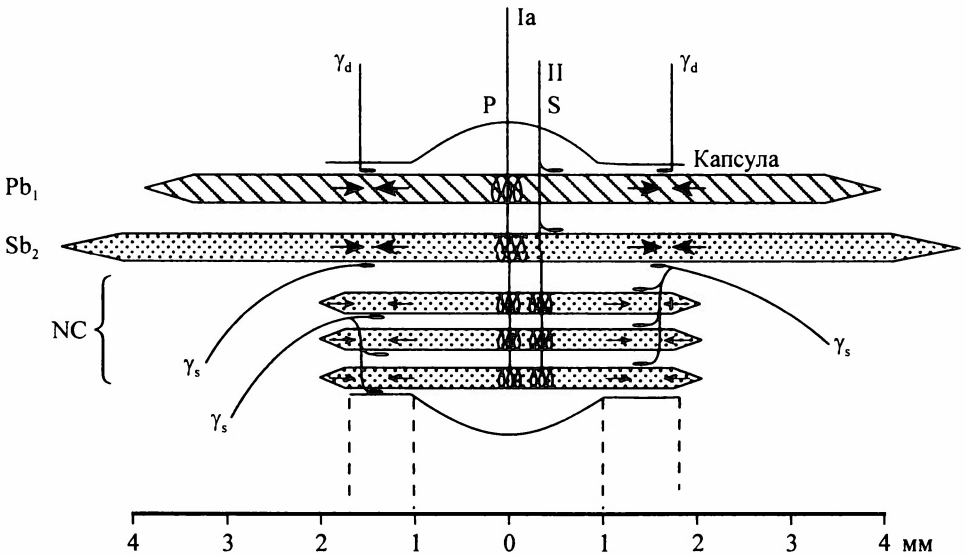


Рис. 6.5. Взаимосвязь первичного (P) и вторичного (S) чувствительных нервных окончаний, иннервируемых аксонами группы Ia и II, соответственно с тремя видами интрафузальных волокон, мешочек₁ (b₁), мешочек₂ (b₂) и волокнами ядерной цепочки (NC) и их двигательными окончаниями (Gladden, 1986)

ка, полярные концы волокна ядерной цепочки также состоят из исчерченных сократительных филаментов. Их концы нередко соединяются с волокнами ядерного мешочка, которые, в свою очередь, прикрепляются к эндомизию экстрафузальных волокон.

Чувствительные нервы веретен

Существует два вида чувствительных нервных (афферентных) окончаний в каждом веретене: первичные и вторичные. Первичные окончания заканчиваются, спиралевидно окружая центральный участок волокна ядерного мешочка и выпуская боковое ответвление к волокну ядерной цепочки. Афферентные аксоны первичных нервных окончаний относятся к волокнам большой группы I. Чтобы отличить эти чувствительные нервные окончания от других, относящихся к этой же группе, большие афференты веретена называют афферентами группы Ia.

Первичные нервные окончания имеют очень низкий порог растяжения и поэтому легко возбуждаются. Их реакции могут быть как фазными (динамическими), так и тоническими. Фазная реакция определяет интенсивность или скорость растягивания путем изменения частоты нейронных импульсов во время растягивания. Частота разрядки быстро увеличивается при начальном растягивании. Затем, по достижении новой длины, она снижается до постоянного уровня, соответствующего новой тонической длине. Следовательно, тоническая реакция определяет длину мышцы. Иными словами, первичные нервные окончания определяют длину и скорость растягивания.

Вторичные нервные окончания образуют разветвленные, напоминающие цветок окончания. Они содержатся в основном в околоэкваториальном сегменте (вблизи экватора) волокон ядерной цепочки. Аксоны вторичных нервных окончаний относятся к афферентным волокнам группы II. В отличие от первичных нервных окончаний, вторичные нервные окончания определяют только тоническую длину мышцы.

Эти мотонейроны вызывают сокращение мышечных филаментов в полярных концах интрафузальных мышечных волокон. При сокращении этих концов в центральном экваториальном участке наблюдается пассивное растягивание (там находятся чувствительные нейронные рецепторы). Таким образом, активация гамма-мотонейронов ЦНС может увеличивать количество растяжения, испытываемого чувствительными нервными окончаниями (Banker, 1980).

Двигательные нервы веретена

Двигательные нервы, иннервирующие каждое интрафузальное мышечное волокно в его полярных участках, называются *γ-афферентными волокнами*, образующими *фузимоторную систему*. Различают два вида γ -аксонов в зависимости от их воздействия на первичные и вторичные чувствительные нервные окончания. Стимулирование так называемого статического γ -аксона (γ_s) может усиливать чувствительность первично-

го нервного окончания к длине, не влияя (или незначительно влияя) на восприятие (чувствительность) скорости. С другой стороны, динамические γ -аксоны (γ_d) могут существенно усиливать восприятие скорости первичного нервного окончания, практически не влияя на чувствительность к длине.

Функция γ -системы заключается в контроле чувствительности веретена к растягиванию. Этот процесс сенситизации веретена при помощи γ -эфферентов известен как γ -смещение (Norback и Demarest, 1981). Активация γ -мотонейронов приводит к сокращению или укорачиванию интрафузальных мышечных волокон в их полярных участках. При сокращении интрафузальных волокон экваториальный участок растягивается. Эта центральная деформация приводит к перетягиванию колец в аннулоспиральную часть первичных окончаний и увеличению интенсивности разрядки афферентов групп Ia и II.

Вторая функция γ -мотонейронов — поддержание чувствительности веретена во время сокращений мышцы. Когда мышцы укорачиваются, веретено также пассивно укорачивается. Это пассивное сближение двух концов веретена снимает напряжение как с его первичных окончаний (разгрузка веретена), так и со вторичных; такая разгрузка лишает головной мозг информации из веретена относительно изменений мышечной длины. Чтобы предотвратить разгрузку веретена и отрегулировать его чувствительность, γ -мотонейроны активируют.

Процесс возбуждения нервно-мышечного веретена

Процесс возбуждения нервно-мышечного веретена можно охарактеризовать следующим образом. Во-первых, к нервно-мышечному веретену прикладывают минимальный растягивающий стимул. Во-вторых, в чувствительном нейронном окончании происходит изменение степени проницаемости, что приводит к производству генерирующего тока (передача заряда через мембрану нервного терминала). Последний, в свою очередь, вызывает деполяризацию, которая называется генератор потенциала. При несколько большей степени растягивания его амплитуда в окончаниях нервно-мышечного веретена увеличивается. Когда деполяризация достигает порога, возникает проведенный потенциал действия. При дальнейшем увеличении степени растягивания может наблюдаться серия проводимых нервных импульсов. Этапы возбуждения нервно-мышечного веретена приведены ниже:

(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
Стимул (растягивание)	Локальное изменение проницаемости	Генератор тока (передача заряда)	Локальная деполяризация (генератор потенциала)	Проведенный потенциал действия

Нервно-сухожильные веретена. Нервно-сухожильные веретена — это чувствительные к сокращению механорецепторы скелетных мышц

млекопитающих, иннервируемые быстропроводящими афферентными нервными волокнами группы Iб, имеющими большой диаметр (Jami, 1992). Впервые нервно-сухожильные веретена были обнаружены и описаны Гольджи в 1903 году. Ввиду технических трудностей нервно-сухожильные веретена не так хорошо изучены, как нервно-мышечные. Тем не менее их важность с точки зрения развития гибкости нельзя недооценивать.

Местонахождение и структура нервно-сухожильных веретен

Нервно-сухожильные веретена находятся почти исключительно у апоневрозов или мышечно-сухожильных соединений, но не в сухожилиях (рис. 6.6). Так, Пенг, исследовав (цитируется по Bavker, 1974) 1337 рецепторов из различных участков мышц кошек, установил, что 92,4 % их располагались у мышечно-сухожильных соединений и только 7,6 % — в самом сухожилии.

У млекопитающих нервно-сухожильные веретена представляют собой расположенные вдоль сухожильных пучков не покрытые оболочкой рецепторы (пучки коллагеновых волокон). У млекопитающих же, напротив, они покрыты оболочкой и, как уже упоминалось, располагаются у мышечно-сухожильных или мышечно-апоневротических соединений. Значение этого различия, по мнению исследователей, состоит в следующем. Во-первых, окруженные оболочкой веретена являются более чувствительными к данной величине стимула и более точными в определении и передаче информации в ЦНС. Во-вторых, местонахождение нервно-сухожильных веретен обеспечивает их экстремальную чувствительность к любому изменению напряжения отдельных мышечных волокон, к которым они прикреплены (J.C. Moog, 1984).

Нервно-сухожильные веретена располагаются последовательно, в отличие от нервно-мышечных веретен, расположенных параллельно мышечным волокнам. В исследовании Пэнга количество мышечных волокон, соединенных последовательно с нервно-сухожильными веретенами, колеблется от 3 до 50. Каждое нервно-сухожильное веретено, как правило, иннервируется отдельным быстропроводящим афферентным нервным волокном группы Iб (Jami, 1992).

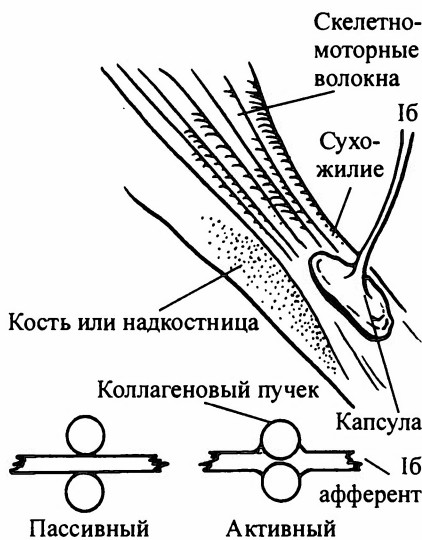


Рис. 6.6. Сухожильный аппарат Гольджи. Покрытый оболочкой афферент Iб окружает сухожилия нескольких скелетно-моторных волокон. Сокращение этих волокон вызывает сжатие коллагеновых пучков (сухожилие) и, таким образом, активирует афферент Iб (Епока, 1988)

Функция нервно-сухожильных веретен

На данном этапе мы лишь частично знаем многочисленные функции нервно-сухожильных веретен. Последние исследования показывают, что эти рецепторы являются более сложными, чем первоначально считалось (J.C.Moore, 1984). Сейчас мы знаем, что нервно-сухожильные веретена контролируют все степени мышечного напряжения. В то же время они более всего чувствительны к напряжению, производимому в результате мышечных сокращений (см. рис. 6.6). Предполагают также, что нервно-сухожильные веретена вносят свой вклад в сознательные восприятия. Это предположение основано на том факте, что импульс из нервно-сухожильных веретен достигает коры головного мозга, той его части, которая осуществляет интерпретацию сенсорной активности тела (Roland и Ladegaard-Pedersen, 1977).

Кроме того, высказывается мнение, что нервно-сухожильные веретена способствуют снижению мышечного утомления (Barr, 1979; Kandel, Swartz, 1981; Lundberg, 1975). По мере увеличения напряжения в группе мышечных волокон нервно-сухожильные веретена и их афференты группы Ib посылают увеличивающееся число сигналов в ЦНС. Эти чувствительные нервы заканчиваются в спинном мозгу на небольших интернейронах, которые затем ингибируют клеточные тела мотонейронов, активирующих сокращающуюся мышцу. Данный процесс называется автогенным ингибированием, так как сокращения мышцы ингибируются ее собственными рецепторами. Результирующее снижение мышечной силы уменьшает активацию нервно-сухожильных веретен и количество ингибиторной обратной связи, поступающей в ЦНС из этих мышц. Такое мгновенное ингибирование обратной связи способствует увеличению напряжения в мышцах.

Неправильные представления о нервно-сухожильных веретенах

За прошедшее время появилось немало ошибочных представлений о нервно-сухожильных веретенах. Одно из них касается взаимосвязи между нервно-сухожильными веретенами и измерением растягивающих усилий. Нервно-сухожильные веретена нередко называют «рецепторами растяжения». Этот термин подразумевает, что пассивное напряжение, сопровождающее растягивание мышцы, может также представлять собой адекватный стимул для нервно-сухожильных веретен. Нервно-сухожильные веретена, действительно, могут активироваться в результате пассивного напряжения, однако их порог для данного вида стимулов является очень высоким. Поэтому для активизации нервно-сухожильных веретен необходимо очень интенсивное растягивание (Houk, Singer, Goldman, 1971). Кроме того, рядка нервно-сухожильных веретен очень редко продолжается во время поддерживаемого растяжения мышцы.

Другое неверное представление относительно нервно-сухожильных веретен заключается в том, что их чувствительность является недостаточ-

ной для активизации сократительного напряжения. Исследования показали, что нервно-сухожильные веретена проявляют очень низкий порог и весьма ощутимую динамическую чувствительность при тестировании с применением адекватного стимула. Таким образом, нервно-сухожильные веретена способны сообщать об очень незначительных и быстрых изменениях в силах сокращения (Houk и Henneman, 1967; Houk, Singer, Goldman, 1971; Jami, 1992).

Некоторое время существовало мнение, что функция нервно-сухожильных веретен заключается в автогенном ингибировании, т. е. ингибировании агонистов и синергистов и содействии антагонистам. В настоящее время доказано, что это лишь одна из многих функций нервно-сухожильных веретен, которым помогают в этом, по меньшей мере, еще два рецептора: низкопороговые рецепторы суставной капсулы и низкопороговые кожные рецепторы (J.C.Moore, 1984). Цель такого аутогенного ингибирования связывают с защитными функциями.

Таблица 6.1. Характеристика системы суставных рецепторов

Тип	Морфология	Местонахождение	Источник нервных волокон	Бихевиоральная характеристика
I	Шарообразные частицы (100 мкм · 40 мкм), покрытые тонкой оболочкой в трехмерных кластерах, состоящих из 3–8 частиц	Фиброзные капсулы суставов (в поверхностных слоях)	Небольшой миелинированный (6–9 мкм)	Статические и динамические механорецепторы: низкий порог, медленноадаптирующиеся
II	Конические частицы (280 мкм · 120 мкм), покрытые толстой оболочкой, отдельные или в кластерах по 2–4 частицы	Фиброзные капсулы суставов (в глубоких субсиновиальных слоях). Суставные жировые тела	Средний миелинированный (9–12 мкм)	Динамические механорецепторы: низкий порог, быстроадаптирующиеся
III	Веретенообразные частицы (600 мкм · 100 мкм), покрытые тонкой оболочкой, отдельные или в кластерах по 2–3	Поверхность суставных связок (коллатеральные и внутренние)	Большой миелинированный (13–17 мкм)	Динамические механорецепторы: высокий порог, медленноадаптирующиеся
IV	(а) Трехмерные сплетения немиелинированных нервных волокон	Фиброзные капсулы суставов. Суставные жировые тела. Адвентициальные оболочки кровеносных сосудов	Очень маленькие миелинированные (2–5 мкм) и немиелинированные (< 2 мкм)	Болевые рецепторы: очень высокий порог, неадаптирующиеся. Гемочувствительные (к аномальным метаболитам ткани) болевые рецепторы
	(б) Свободные немиелинированные нервные окончания	Суставные связки (коллатеральные и внутренние)		

Также известно, что влиянию нервно-сухожильных веретен могут противостоять дополнительные сигналы, поступающие из высших центров. Процесс снижения к минимуму влияния нервно-сухожильных веретен называется растормаживанием мотонейронов-агонистов. О важности этого процесса для спорта говорили Брукс и Фехи (1987):

«Использование растормаживания применяется в спортивной тренировке с целью довести физическую работоспособность до пределов возможности тканей. В таком виде спорта, как армрестлинг, иногда встречаются разрывы мышц и сухожилий и переломы костей. У высокомотивированных спортсменов и у расторможенных индивидуумов сочетание активного мышечного сокращения и напряжения, производимого соперником, может превысить силу тканей».

Суставные механорецепторы (рецепторы суставов). Все синовиальные суставы тела имеют четыре различных нервных окончания. Эти суставные рецепторы ощущают механические силы, действующие на суставы, такие, как давление растяжения, и поэтому их называют суставными механорецепторами. Выделяют четыре типа суставных механорецепторов (табл. 6.1). Такая классификация основана на соответствующих морфологических и биохимических характеристиках нервных окончаний. В следующих разделах мы рассмотрим эти четыре вида суставных механорецепторов.

Суставные рецепторы типа I

Механорецепторы типа I состоят из кластеров тонких, покрытых оболочкой шарообразных частиц. Они находятся главным образом во внешних (поверхностных) слоях фиброзной суставной капсулы. Каждый кластер состоит приблизительно из 8 частиц. Каждая частица иннервируется отдельным миелинированным волокном группы II (диаметром 6–9 мкм). Плотность этих механорецепторов более высокая в проксимальных (например, тазобедренный), чем в дистальных (например, голеностопный) суставах.

С физиологической точки зрения частицы типа I ведут себя как низкороговые медленноадаптирующиеся рецепторы. Следовательно, они реагируют на очень незначительную механическую нагрузку и продолжают выпускать нервные импульсы на протяжении действия механического стимула. Чтобы стимулировать их, достаточно усилие порядка 3 г. Более того, часть этих рецепторов низкого порога всегда активна при любом положении сустава и даже в том случае, когда он неподвижен. Их интенсивность разрядки в покое обычно имеет частоту примерно 10–20 Гц (импульсов в секунду).

Механорецепторы типа I имеют целый ряд функций, включая сообщение направления, амплитуды и скорости движений суставов; регуляцию изменений давления в суставе; содействие постуральным и кинестетическим ощущениям; содействие ЦНС в регуляции постурального мышечного тонуса, а также тонуса мышц при движениях сустава; осуществление ингибиторного влияния на поток болевой афферентной активности из суставной рецепторной системы типа IV. Рецепторы типа I можно разделить на статические и динамические механорецепторы.

Суставные рецепторы типа II

Рецептор типа II представлен крупными коническими частицами, имеющими плотную оболочку. Они располагаются в фиброзной суставной капсуле, однако в более глубоких ее слоях. Каждый кластер обычно состоит из 2–4 частиц. Кроме того, каждый компонент кластера иннервируется ответвлением миелинированных суставных нервных волокон группы II (диаметром 9–12 мкм). Наибольшая плотность механорецепторов типа II также наблюдается в более дистальных суставах (например, голеностопный), чем в более проксимальных (например, тазобедренный).

С физиологической точки зрения рецепторы типа II, подобно рецепторам типа I, имеют низкий порог. Однако они ведут себя как быстроадаптирующиеся механорецепторы и не разряжаются в покое. Следовательно, они полностью пассивны в неподвижных суставах. Рецепторы типа II статически не разряжаются, поскольку их разрядка зависит от скорости. Поэтому их называют динамическими механорецепторами, или механорецепторами ускорения. Во время стимулирования каждый кластер осуществляет кратковременный высокочастотный «всплеск» импульсов в течение менее чем 1 с, а нередко и менее 0,5 с. Главная функция этих рецепторов — определение быстрых изменений в движении, таких, как ускорение и замедление.

Суставные рецепторы типа III

Механорецепторы типа III представляют собой покрытые тонкой оболочкой частицы, заключенные во внутренние (в пределах суставной капсулы) и внешние (снаружи суставной капсулы) связки большинства суставов. Они отсутствуют в связках позвоночного столба. Это самые большие суставные частицы, которые, подобно нервно-сухожильным веретенам, ведут себя как высокопороговые медленноадаптирующиеся механорецепторы. Они иннервируются миелинированным афферентным аксоном группы I, диаметр которого может достигать 17 мкм.

С физиологической точки зрения, механорецепторы суставных связок имеют высокий порог. Рецепторы типа III являются полностью пассивными в неподвижных суставах и реагируют только при генерировании высокого напряжения в суставных связках.

При стимулировании рецепторы типа III проявляют частоту разрядки, являющуюся непрерывной функцией величины напряжения. Так как это медленноадаптирующиеся рецепторы, разрядка снижается очень медленно (в течение многих секунд), если поддерживается смещение удаленного сустава или тяговое усилие сустава.

Механорецепторы типа III имеют две основные функции. Первая — контроль направления движения. Вторая — значительное рефлекторное ингибирование активности некоторых мышц сустава. Таким образом, они могут служить тормозящим механизмом, предупреждающим чрезмерную нагрузку на сустав.

Суставные рецепторы типа IV

В отличие от механорецепторов, нервные окончания типа IV не имеют оболочки. Они делятся на два вида. Окончания типа IVa представлены решетчатыми сплетениями, которые можно обнаружить в жировых прослойках суставов, а также в суставной капсуле. В то же время они полностью отсутствуют в синовиальной ткани, внутрисуставных менисках и суставных хрящах. Рецепторы типа IVб — это свободные нервные окончания, не связанные со специализированными структурами. Они содержатся во внутренних и внешних связках.

Рецепторы типа IVa и IVб представляют собой систему болевых рецепторов суставных тканей. В нормальных условиях эти рецепторы являются полностью пассивными. Они проявляют активность, когда суставные ткани, в которых они содержатся, подвергаются существенной механической деформации или химическому раздражению. Примерами химических раздражителей являются такие агенты, как брадикинин, простангландин-Е, молочная кислота, полипептиды, гистамины. Эти вещества появляются в условиях ишемии (нехватка крови) и гипоксии (нехватка кислорода). Как утверждает Уайк (1972):

«Рецепторы категории IV полностью отсутствуют в синовиальной выстилке каждого изученного сустава, а также в менисках коленного и височно-нижнечелюстного суставов и межпозвоночных дисках. Таким образом, не существует механизма, посредством которого могла бы возникать боль непосредственно в синовиальной ткани или мениске любого сустава, следовательно, хирургическое удаление синовиальной ткани или мениска сустава не означает, таким образом, удаление чувствительной к боли суставной ткани».

Следовательно, подобное хирургическое вмешательство не приведет к снятию боли.

РЕФЛЕКСЫ И ДРУГИЕ СПИННОМОЗГОВЫЕ НЕВРАЛЬНЫЕ ЦЕПИ

Рефлекс представляет собой нейронную цепь, состоящую из чувствительного нейрона, ассоциативного или промежуточного нейрона и мотонейрона со своим эффектором. При действии на окончание рецептора соответствующего стимула инициируется импульс, который проходит вдоль афферентного отростка к спинному мозгу, где он синапсирует с соединяющим нейроном. Мотонейрон возбуждается, и нервный импульс проводится по эфферентному волокну в клетку мышцы или железы. Иными словами, рефлекс — это реакция на стимул.

Рефлекс растяжения мышцы. Согласно классическому определению рефлекса растяжения мышцы, всякий раз, когда мышца растягивается, в действие вступает механизм рефлекса растяжения. Растягивание мышцы приводит к удлинению как экстрафузальных мышечных волокон, так и

нервно-мышечных веретен (т. е. внутрифузальных волокон). Происходящая в нервно-мышечных веретенах деформация активирует первичные и вторичные окончания, в результате чего возникают потенциалы действия в чувствительных нейронах групп Ia и II. Эти нейроны достигают спинного мозга, где заканчиваются на клеточных телах α - (больших) мотонейронов. Если чувствительные афференты обеспечивают достаточную деполяризацию мотонейрона, он генерирует потенциалы действия. Его аксон, идущий к скелетной мышце, передает импульс, вызывающий рефлекторное сокращение. Схематически это показано на рис. 6.7. Аксон Ia передает афферентную информацию из нервно-мышечного веретена в центральную нервную систему. Аксон Ib обеспечивает такую же передачу, но с нервно-сухожильного веретена; а — гомонимная взаимосвязь — нервно-мышечные и нервно-сухожильные веретена, расположенные в мышце, соединяются с α -мотонейронами, которые активируют эту же мышцу. Афферентные и эфферентные аксоны, иннервирующие мышцы, расположенные в правой части тела, входят и выходят из спинного мозга справа, и наоборот; б — такие же соединения группы мышц агонистов-антагонистов (например, подколенные сухожилия и четырехглавые мышцы правой ноги), однако с выделением сложности межнейронных соединений. \circ — возбуждательные соединения, \bullet — ингибиторные воздействия. α — α -мотонейрон, γ — γ -мотонейрон, i — интернейрон, l-1a — ингибиторный интернейрон, Ia — афферент нервно-мышечного веретена, Ib — афферент нервно-сухожильного веретена, R — клетка Реншоу.

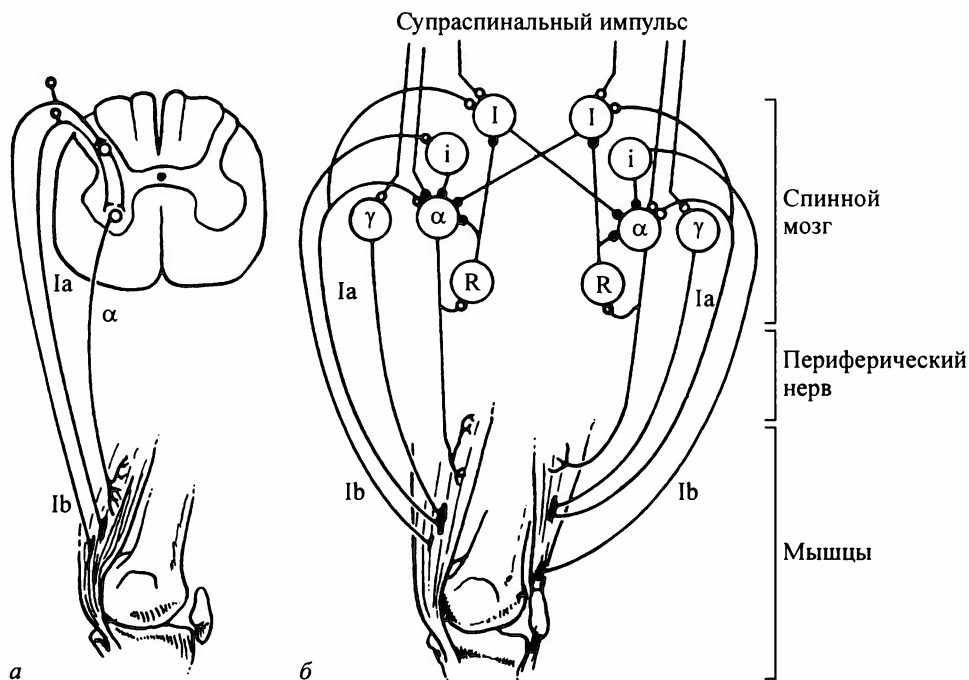


Рис. 6.7. Спинномозговые соединения между чувствительными рецепторами, находящимися в мышце, и α -мотонейронами (Енока, 1988)

Реакция рефлекса растяжения имеет две составляющие: фазную и тоническую. Фазная реакция представляет собой начальный всплеск потенциалов действия, ведущий к быстрому повышению мышечного напряжения, пропорциональному скорости растяжения. Тоническая реакция является заключительной фазой медленного (низкочастотного) генерирования потенциалов, которое продолжается в течение всего растягивания и которое пропорционально количеству растяжений.

Классическим примером фазного типа рефлекса растяжения является коленный, или пателлярный, рефлекс. Так, если легко ударить по пателлярному сухожилию (находящемуся под коленом), нервно-мышечные веретена, расположенные параллельно мышечным волокнам четырехглавой мышцы, растягиваются, вызывая деформацию нервно-мышечных веретен. Вследствие этого увеличивается интенсивность разрядки афферентов нервно-мышечных веретен группы Ia (первичное окончание возбуждается сильнее, чем вторичное, поскольку первое находится в более растяжимом центральном участке веретена интрафузального мышечного волокна). Сообщение затем направляется в спинной и головной мозг. Завершая рефлекторный акт, спинной мозг направляет эфферентные нервные импульсы в четырехглавую мышцу и вынуждает ее кратковременно сокращаться, что приводит к укорачиванию мышцы и снятию напряжения с нервно-мышечных веретен (рис. 6.8, где: *a* — влияние гомонимных α -мотонейронов; *b* — передача реципрокно-ингибиторного рефлекса через Ia-ингибиторный интернейрон (I); *c* — супраспинальный импульс, поступающий в четырехглавую мышцу, активирует реципрокно-ингибиторную цепочку в подколенных сухожилиях; *d* — возвратное торможение α -мотонейрона и Ia-ингибиторного интернейрона через клетку Реншоу (R). I — Ia ингибиторный интернейрон, i — интернейрон, R — клетка Реншоу, α — α -мотонейрон, γ — γ -мотонейрон).

Другим видом рефлекса растяжения является рефлекс статического, или тонического, растяжения. Стимулом при этом служит поддерживаемое растяжение, а реакцией — соответствующее поддерживаемое сокращение. Реакция на поддерживаемое растяжение частично обусловлена действием афферентов группы II. Примером тонической реакции может служить постратуральная реакция на растяжение, которая проявляется в сокращении икроножной мышцы с целью коррекции чрезмерного смещения центра тяжести вперед в положении стоя.

Реципрокная иннервация. Обычно мышцы «работают» в паре: когда одна группа мышц — агонисты — сокращается, противоположная группа мышц — антагонисты — расслабляется. Такая организация называется реципрокной иннервацией. Например, при сгибании руки в локтевом суставе благодаря сокращению двуглавой мышцы трехглавая мышца, выпрямляющая руку в локтевом суставе, должна быть расслабленной. В противном случае обе мышцы противодействовали бы друг другу и движение выполнить невозможно.

Если мотонейроны, идущие к одной мышце, получают возбуждающие импульсы, ведущие к мышечному сокращению, мотонейроны, идущие к противоположной мышце, должны получить невральные сигналы, сни-

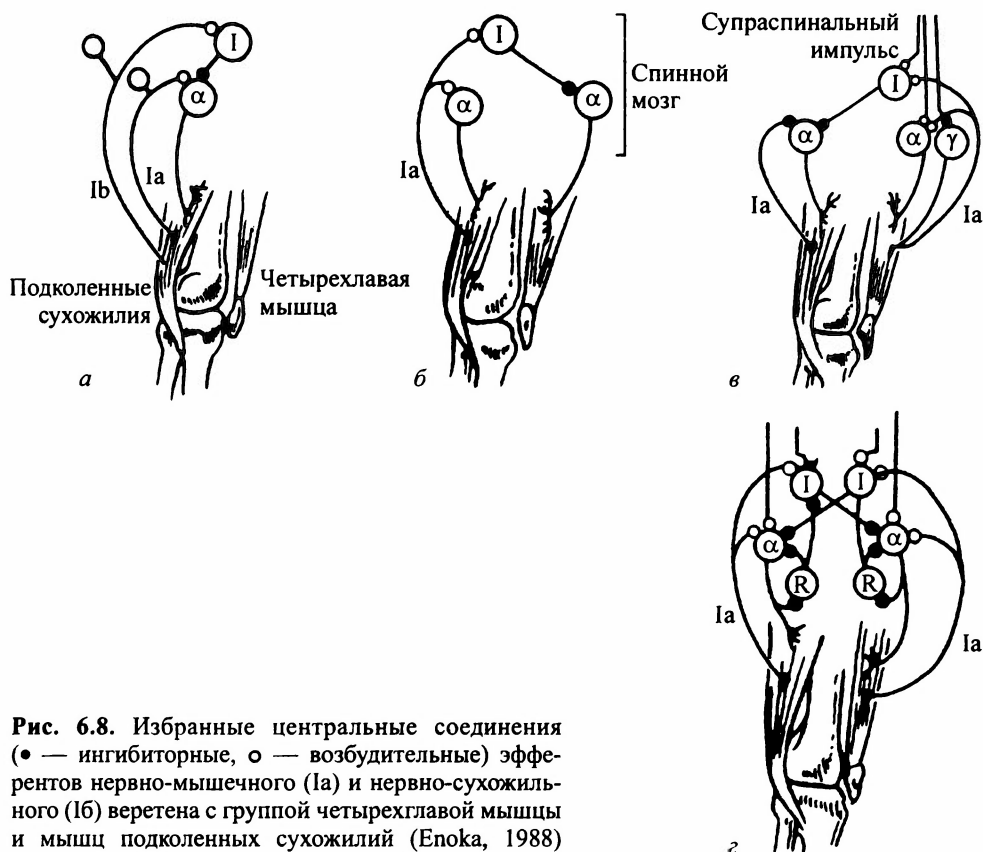


Рис. 6.8. Избранные центральные соединения (• — ингибиторные, о — возбудительные) эфферентов нервно-мышечного (Ia) и нервно-сухожильного (Iб) веретена с группой четырехглавой мышцы и мышц подколенных сухожилий (Епока, 1988)

жающие вероятность их разрядки и производства мышечных сокращений (ингибирование).

Антагонисты, таким образом, ингибируются практически в тот же самый момент, когда сокращаются агонисты. Рефлекторное торможение контролируется небольшим ингибиторным нейроном (который находится в спинном мозгу), идущим к мотонейронам, иннервирующим антагонистическую мышцу реципрокной пары. С другой стороны, при растяжении антагонистической мышцы мышца-агонист должна подвергнуться реципрокному торможению. Без этой реципрокной иннервации координированная мышечная активность была бы невозможной.

Коактивация (сосокращение). Коактивацию можно определить как сокращение двух противоположных мышц с «высоким уровнем активности мышц-агонистов и одновременно с низким уровнем активности мышцы-антагониста в одном и том же суставе» (Solomonow, D'Ambrosia, 1991). Любопытно, что еще в 1909 г. Шеррингтон указывал на то, что мышцы-антагонисты могут сокращаться одновременно. Он объяснил это двойной реципрокной иннервацией. Спустя несколько лет Тилни и Пайк (1925) пришли к выводу, что «мышечная координация зависит главным образом от синхронной сосократительной связи в группе мышц-антагонистов». Левин и Кабат (1952) в результате своих наблюдений отметили, что нормальное

произвольное движение человека не дает основания для предположения о том, что реципрокная иннервация играет доминирующую роль в координировании сокращений мышц-антагонистов. Более того, «сокращение скорее закономерность, нежели исключение».

В исследованиях последних лет было установлено, что имеет место центральный и периферический контроль коактивации агонистов-антагонистов при различных видах движения суставов (DeLuca, 1985; Kudina, 1980; Rao, 1965).

Выявив факт существования сосокращения, следует выяснить и его цель. Соломонов и Д'Амбросия (1991), проведя анализ литературы, определили две очевидные цели. Во-первых, сосокращение обеспечивает плавное, тщательно регулируемое и точное движение сустава. Без такого регулирования выполнение двигательных задач повседневной деятельности, а также занятия спортом были бы невозможными. Во-вторых, сосокращение обеспечивает стабильность сустава и делает его более жестким. Следовательно, выполнение движения затрудняется (Епока, 1988). Таким образом, мышцы обеспечивают значительную и весьма важную основу для сохранения стабильности сустава посредством сосокращения.

Аутогенное ингибирование (обратный рефлекс растяжения мышцы). Чем сильнее мышца растягивается, тем выше сопротивление движению. Увеличение сопротивления объясняется рефлексом растяжения мышцы. Однако по достижении определенного предела сопротивление внезапно снижается, подобно тому, как закрывается лезвие перочинного ножа. Это явление нередко называют «реакцией закрытого ножа»; физиологи именуют его удлинённой реакцией. Первоначально считали, что оно вызвано действием нервно-сухожильных веретен.

В настоящее время полагают, что оно обусловлено афферентным импульсом нервных окончаний группы II, идущих из нервно-мышечных веретен и, возможно, из миелинированных волокон, передающих болевые ощущения из суставов (Моогe, 1984). Для подтверждения этой гипотезы требуются дополнительные исследования.

ПЛАСТИЧНОСТЬ НЕВРАЛЬНЫХ ЦЕПЕЙ СПИННОГО МОЗГА

Механизмы памяти или длительного адаптационного изменения в ЦНС давно интересуют ученых. Согласно Волпау и Керп (1990):

«Спинальный мозг в целом и рефлексы спинного мозга в частности давно считают стабильными и стереотипно реагирующими на импульсы, поступающие из периферических или супраспинальных участков. Это распространенное представление является ошибочным. Нейроны и синапсы спинного мозга, как и нейроны и синапсы коры головного мозга и других супраспинальных структур, изменяются в процессе развития и в ответ на повреждения».

Не так давно было установлено, что активность нейронов может вызывать постоянные изменения в ЦНС. Эти пластические изменения, такие, как образование новых синаптических соединений или модификация ионной проводимости определенных мембран, по мнению ученых, обуславливают последующие изменения активности ЦНС, которые выражаются в измененном поведении (Wolpaw и Lee, 1989). Изучение этого феномена требует организации и проведения ряда исследований.

Метод изучения пластичности и полученные результаты. С начала 1980 гг. ученые стали изучать способность приматов изменять степень рефлекса спинального растяжения, проводя системное исследование анатомических и физиологических субстратов, управляющих памятью. Исследуемый рефлекс, или М1, представляет собой начальную реакцию на внезапное растяжение мышцы. Рефлекс спинального растяжения — это наиболее простое поведение ЦНС позвоночных (Matthews, 1972). Рефлекс Хоффмана (Н-рефлекс) сопоставим с рефлексом спинального растяжения, за исключением того, что он вызывается непосредственным электрическим стимулированием Ia афферентных волокон, а не механическим растяжением.

В серии экспериментов двуглавые мышцы плеча и трехглавые икроножные мышцы обезьян подвергли выработке оперантного условного рефлекса, имплантировав приспособление с ЭМГ-электродной обратной связью и используя в качестве поощрения сок. Обезьяны должны были выполнять задание, предусматривающее продолжительное изменение нейронной активности, влияющее на проводящий путь рефлекса спинального растяжения, и таким образом оно могло произвести след памяти, находящийся в этом проводящем пути (Wolpaw, 1983). Исследования, длившиеся 250 дней, показали способность обезьян увеличивать или снижать степень рефлекса спинального растяжения и Н-рефлекса (рис. 6.9). Начало импульса помечено стрелками, средняя продолжительность обусловленного импульсом выпрямления показана нижним следом. Фоновая (основная) ЭМГ стабильна в течение 4 серий. Амплитуда рефлекса спинального растяжения увеличивается, превышая контрольную, при минимальном (вверх) вызывании рефлекса, снижается при последующем вызывании (вниз) и снова увеличивается при повторном вызывании (вверх). Было установлено, что обезьян можно научить реверсировать измененную реакцию, т. е. проявлять адаптационную пластичность. Наиболее важным открытием было то, что даже после полного рассечения спинного мозга выше пояснично-крестцового участка проводящего пути рефлекса спинального растяжения (что устраняло влияние головного мозга) у животных, которых подвергали выработке оперантного условного рефлекса, по-прежнему наблюдался выработанный рефлекс. Это исследование подтвердило гипотезу о том, что измененная рефлекторная активность со временем модифицирует спинной мозг (Wolpaw, Lee, Carr, 1991).

Участок пластических изменений. По мнению ученых, в настоящее время существует три возможных местонахождения следов памяти спинного мозга, обуславливающих изменения степени спинального рефлекса

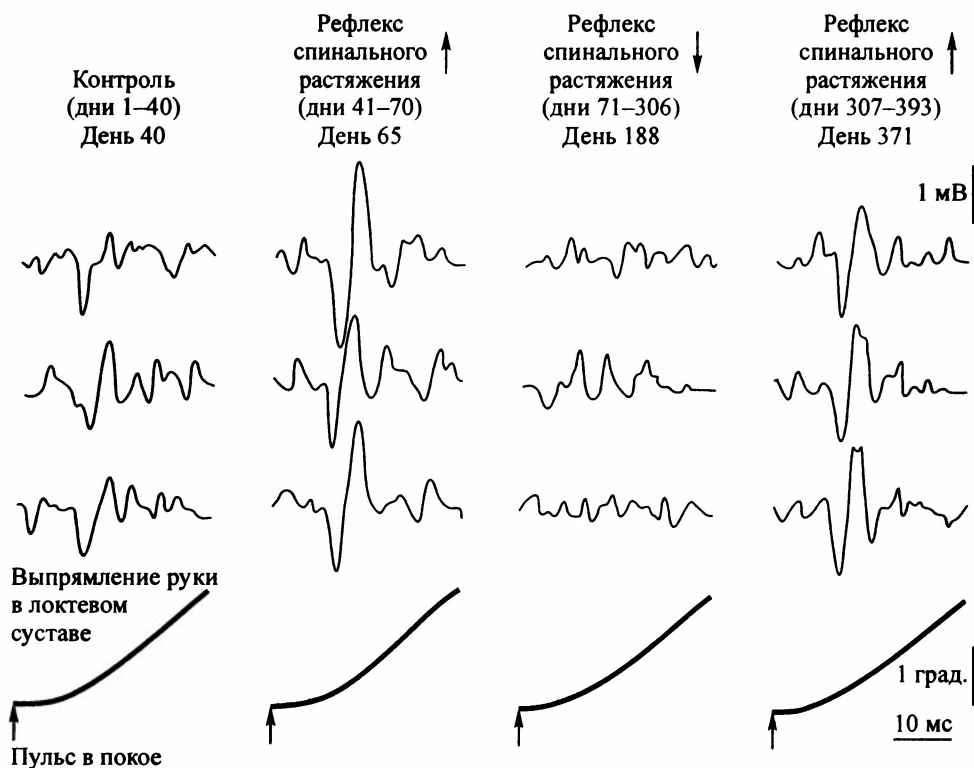


Рис. 6.9. Серии отдельных проб ЭМГ обезьяны в условиях контрольного режима — слева; после первоначального вызывания рефлекса спинального растяжения (вверх), после вызывания рефлекса спинального растяжения (вниз), и наконец, после повторного вызывания рефлекса (вверх) — справа (Wolpraw, 1983)

растяжения (рис. 6.10). В каждом случае изменение нисходящего влияния фазы I на участок проводящего пути рефлекса спинального растяжения (помечен стрелкой) со временем вызывает изменение фазы II (то есть следа памяти в участке). Наиболее вероятным местом является терминал афферента Ia на мотонейроне. След памяти здесь может быть произведен в результате длительного изменения пресинаптического торможения (рис. 6.10, а). Известно, что передача через Ia синапс ингибируется пресинаптическими импульсами, поступающими из ряда супраспинальных участков (Baldissora, Hultborn, Illert, 1981). Результаты недавних исследований показывают, что кратковременные изменения в пресинаптическом ингибировании играют важную роль в двигательном поведении (Caradaya, Stein, 1987а, б). Таким образом, хроническое или длительное изменение этого торможения может привести к модификации терминала Ia. Вольпай и Карп (1990) высказали предположение, что пресинаптическое ингибирование может влиять на обусловленное деполяризацией проникновение кальция и выделение транссмиттера и тем самым изменять величину возбуждательного постсинаптического потенциала, производимого в мотонейроне при стимулировании чувствительного афферента Ia.

Вторым возможным источником может быть след памяти, произведенный в результате продолжительного преобразования в мотонейроне, вызывающего изменение его реакции на любой импульс. К примеру, могут измениться свойства мембраны мотонейрона, контролирующей потенциал покоя и сопротивление импульсу, такие, как проницаемость ионов. Вполне понятно, что модификация свойств мембран мотонейрона оказывает влияние на его функцию и помогает определить его реакцию на любой импульс (рис. 6.10, б).

И наконец, третий фактор — очень локализованная постсинаптическая модификация. Этот процесс, вероятно, может проявляться в изменении рецепторной чувствительности или архитектуры дендритов. Проводящие пути, которые могут вызвать такую избирательную модификацию, в настоящее время не известны (рис. 6.10, в).

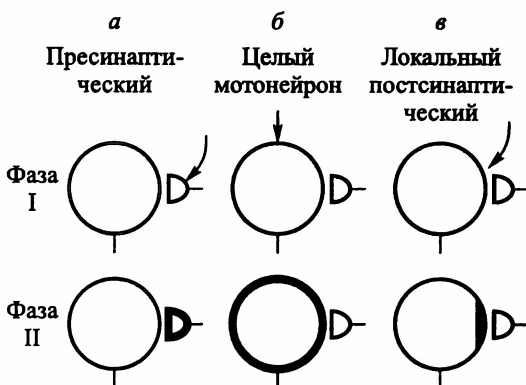


Рис. 6.10. Возможное нахождение следов памяти спинного мозга, обуславливающих изменения амплитуды рефлекса спинального растяжения, или Н-рефлекса (Wolpaw and Carp, 1990)

Клинические перспективы невральной пластичности

С клинической точки зрения представляет интерес вопрос возможности экспериментальной выработки рефлекса спинального растяжения у человека. Согласно Вулфу и Сигалу (1990), данные ряда исследований подтверждают возможность воздействия на нервную систему человека путем мониторинга и обратную связь рефлекса спинального растяжения (Evatt, Wolf, Segal, 1989).

Взаимосвязь между невральной пластичностью и усвоением двигательных навыков

Изменения рефлекса спинального растяжения наблюдаются на протяжении всей жизни человека. У детей постепенные изменения рефлекса спинального растяжения происходят в результате усвоения основных двигательных навыков (Myklebust, Gottlieb, Agarwal, 1986). На основании анализа литературы Вольпау, Ли Карп (1991) высказали предположение, что сопоставимые изменения имеют место и на более поздних этапах во время усвоения двигательных навыков, связанных с занятиями балетом (Goode, Van Hoven, 1982), аэробными и анаэробными видами деятельности (Rochcongav, Dassonville, Le Bars, 1979). Таким образом, «медленные, обусловленные физической активностью изменения в спинном мозгу и в каком-либо другом участке ЦНС могут определить в значительной мере процесс усвоения, а

также объяснить, почему приобретение многих умений и навыков требует длительной практики» (Wolpaw, Lee и Carr, 1991). Этот факт имеет большое значение для спорта, эргономики, медицины, физиотерапии и т. д.

Выявление пластичности спинного мозга имеет особое значение в спортивной медицине. Например, аномальные структуры походки после травмы могут быть причиной болевых ощущений в области стопы, колена, бедра и спины (Day, Wildermuth, 1988; Subotnick, 1979). Более того, эти изменения могут вызвать пластические трансформации в спинном мозгу, затрудняющие и задерживающие полное восстановление. Исследования показывают, что около 33 % больных с хроническими растяжениями имеют остаточные симптомы в течение длительного времени после завершения реабилитации (Bosien, Staples, Russel, 1955; и др., 1982). Было высказано предположение, что последующая функциональная нестабильность может быть вызвана потерей или невозстановлением проприоцепции суставов, конечностей и тела (Freeman, Dean, Hanham, 1965). Вполне возможно, что эта потеря отчасти является следствием пластических изменений в спинном мозгу.

Влияние методов растяжения на невральную пластичность

Поскольку различные повреждения тела могут привести к пластическим изменениям в спинном мозгу, возникает закономерный вопрос: какие клинические методы в отдельности или в сочетании могут быстро и достаточно эффективно откорректировать физические изменения спинного мозга. Необходимо также изучить возможное влияние на этот процесс различных медикаментозных средств.

Взаимосвязь невральной пластичности со спортом и спортивной реабилитацией

В спорте известно, что процесс корректировки неправильно усвоенного требует вдвое больше времени, чем процесс усвоения. Таким образом, при усвоении неправильной техники могут произойти невральные пластические изменения. Поэтому в процессе корректировки нежелательную двигательную структуру предстоит «забыть», чтобы соответствующим образом модифицировать пластические изменения, имевшие место во время начального усвоения.

НЕВРОЛОГИЧЕСКИЕ И ДРУГИЕ ФАКТОРЫ, СВЯЗАННЫЕ С ТРЕНИРОВКОЙ ГИБКОСТИ

Считается, что прирост мышечной силы обусловлен двумя основными факторами. В то время как мышечная гипертрофия (увеличение размера) имеет место на более поздних этапах тренировочного процесса (Епока, 1988; Коми, 1986; Sale, 1986), прирост силы, достигаемый в пер-

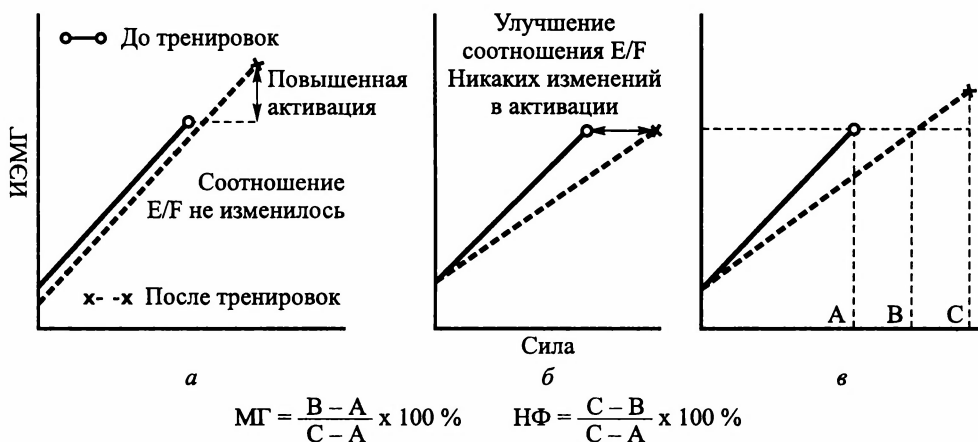


Рис. 6.11. Вклад нервных факторов (а) и мышечной гипертрофии (б) в прирост мышечной силы вследствие тренировочных занятий силовой направленности; оценка вклада (в) нервных факторов (НФ) и мышечной гипертрофии (МГ), % (Moritani, de Vries, 1979)

вые недели тренировочных занятий, отражает повышенную способность активации мотонейронов и, следовательно, имеет нервное происхождение (рис. 6.11). Результаты многочисленных исследований указывают на то, что вскоре после начала тренировочных занятий силовой направленности происходят нервные изменения. Произвольная сила быстро увеличивается прежде, чем мышцы гипертрофируются (Ikai, Fukunaga, 1970; D.A.Jones, Rutherford, 1987; Tesoh, Hjort, Balldin, 1983) и произойдет увеличение напряжения, обусловленное действием электрических сил (Davies, Young, 1983). Этот начальный прирост силы сопровождается увеличением интегрированной ЭМГ (Komi, 1986; Sale, 1986) и интенсификацией рефлексов (Sale и др., 1982; Sale, Upton, McComas, MacDougall, 1983).

Что же обуславливает начальное увеличение уровня гибкости в первые недели тренировочных занятий? Влияет ли тип тренировочных занятий (баллистические, статические и т.п.) на сущность этих изменений? Исследования показывают, что у танцоров по сравнению с обычными людьми некоторые рефлексy подвергаются модификации (Goode и Van Hoven, 1982; Nielsen, Stone, Hultborn, 1993). Однако это может быть не связано с нервными факторами. По мнению Кочоя, Бурк и Кемен (1991), продолжительные тренировки могут привести к изменению состава соединительного сухожилия, что может повлечь уменьшение нагрузки на аппарат нервно-мышечного веретена. Бирду (1973) удалось показать, что тренировочные занятия аэробной направленности вызывают меньшую степень напряжения на единицу площади поперечного сечения в сухожилиях хвоста крыс. Этот факт указывает на большую фракцию растворимого коллагена. Вииндику (1973) удалось продемонстрировать, что растянутое сухожилие проявляет тенденцию оставаться в таком состоянии. Следовательно, любая последующая нагрузка на сухожилие приведет к передаче в мышцу меньшей силы.

Что касается поставленного нами вопроса, то ему было посвящено всего одно исследование. Стивенс с коллегами (1974) протестировали 232 студента (физвоспитание), выявив 15 испытуемых, имевших наиболее податливую группу мышц подколенных сухожилий, и 15 испытуемых с наиболее жесткой группой. Они обнаружили более мощную ЭМГ-активацию в структурах растяжения подколенных сухожилий и других мышц, а также более раннее начало (последние 40° растягивающего движения) и более продолжительную активность рефлекса мышечного растяжения у лиц с более жесткими группами мышц. У испытуемых с более податливой группой мышц активация рефлекса растяжения приходилась на последние 20° растягивающего движения. Эти данные «говорят в пользу гипотезы о более высокой чувствительности нервно-мышечных веретен, большей возбудимости, направленной вниз цепи веретен, или о повышенной гамма-активности у лиц с более жесткой группой мышц».

В другом исследовании Стивенс с коллегами (1977) использовали вибрацию (чтобы вызвать тонический вибрационный рефлекс), действующую на сухожилие двуглавой мышцы плеча в течение 2 мин с последующим растяжением. Средняя интегрированная ЭМГ в группах существенно не отличалась. Вместе с тем

«... только у лиц с более жесткими группами мышц повторяющиеся растягивающие движения вызывали снижение градиента максимального угла и момент начала растягивающей деятельности (т.е. рефлекс растяжения начинался позже как функция повторяющихся растягивающих движений)».

По мнению ученых, эти результаты «могут указывать на то, что упруговязкие компоненты жесткой мышцы изменяются в результате растягивания, тогда как неврологические компоненты остаются без изменений». У более гибких испытуемых подобные тенденции не наблюдались.

Следует упомянуть еще о двух недавно проведенных исследованиях. Вуйнович и Доусон (1994) наблюдали значительное влияние пассивного мышечного растяжения на снижение активности нейронов в спинальном сегменте L5-S1 в результате как статического, так и баллистического растяжения, что коррелирует с более высоким уровнем гибкости. Хальбертсма и Гекен (1994) проанализировали гипотезу, согласно которой упражнения на растягивание удлиняют подколенные сухожилия, изменяя эластичность мышц. Результаты показали, что небольшое, но значимое увеличение растяжимости подколенных сухожилий сопровождалось значительным увеличением растягивающей силы, которую могли выдержать пассивные мышцы подколенных сухожилий. Уровень эластичности, однако, остался таким же. Был сделан вывод, что «упражнения на растягивание не удлиняют подколенные сухожилия и не делают их менее жесткими, а только влияют на толерантность к растяжению».

Применение терапевтического растягивания способствует увеличению амплитуды движения. Это объясняется механическим удлинением мышцы и соединительной ткани, а также снижением уровней нейронной

активности. Необходимо провести дополнительные исследования, чтобы определить, в какой степени оно модифицирует упруговязкий компонент мягких тканей и невральные реакции у различных групп населения, а также выявить наиболее эффективные методы, обеспечивающие необходимые результаты.

ПЛАНЫ НА БУДУЩЕЕ

Нервная система играет ключевую роль в определении качества и количества движения человека. В настоящее время, и особенно в последние годы, наши представления о нервной системе стали более глубокими. Появление новых технологий, быть может, даст нам возможность в ближайшие 10 лет получить информации больше, чем за прошедшие 100 лет. Это позволит специалистам, занимающимся проблемами развития и сохранения оптимального уровня гибкости, создать новые, более эффективные методы, которые существенно повысят качество жизни.

РЕЗЮМЕ

Структурной и функциональной единицей нервной системы является нейрон. Двумя главными механорецепторами являются нервно-мышечные и нервно-сухожильные веретена. Основными рецепторами растяжения в мышце являются нервно-мышечные веретена. С другой стороны, нервно-сухожильные веретена — главные чувствительные к сокращению механорецепторы. Суставные рецепторы, ощущающие действующие на суставы механические силы, называются суставными механорецепторами. На основании морфологических и бихевиоральных критериев эти нервные окончания можно разделить на четыре группы.

В основе деятельности нервной системы лежат сложные реакции, называемые рефlekсами (например, рефлекс растяжения мышцы, реципрокное торможение и обратный рефлекс растяжения). Проведенные в последние годы исследования показывают, что нейронная активность может вызвать стабильные изменения в ЦНС, которые называются пластическими изменениями. Последние имеют практическое значение для процесса реабилитации, усвоения двигательных умений и навыков и развития гибкости.

ГИПЕРМОБИЛЬНОСТЬ СУСТАВА

Одно из первых клинических описаний гипермобильности, или разболтанности, сустава приписывают Гиппократу. Он обратил внимание на интересную особенность скифов. Согласно Гиппократу, локтевые суставы скифов были настолько разболтанными, что они не могли натягивать тетиву лука! В 1880-х годах в ряде ведущих английских журналов появились публикации о «людях-змеях». В 1896 г. Гуд и Пайл опубликовали книгу «Отклонения и странности медицины», в которой кратко рассматривали вопрос гипермобильности суставов.

Первые подробные сообщения о гипермобильности суставов были подготовлены Финкельштейном (1916) и Ки (1927).

ОЦЕНКА ГИПЕРМОБИЛЬНОСТИ СУСТАВОВ

Для оценки гипермобильности, или разболтанности, суставов было предложено множество различных систем, начиная с простых клинических тестов (Carter, Wilkinson, 1964) и заканчивая наиболее совершенными методами с использованием радиологических измерений (Bird и др., 1980), маятникового механизма (Barnett, 1971) и измерительного прибора с фиксированным вращающим моментом (Silman, Haskard, Day, 1986).

Первая система подсчета, включавшая критерии определения гипермобильности, была предложена Картером и Уилкинсоном (1964); она определяла следующие движения суставов:

- пассивное противодействие большого пальца сгибающей стороне предплечья;
- пассивное вытяжение пальцев, вследствие которого они оказываются параллельными разгибающей (тыльной) стороне предплечья;
- способность выпрямить локтевые суставы более чем на 10° ;
- способность выпрямить коленные суставы более чем на 10° ;
- чрезмерный диапазон пассивного сгибания назад голеностопного сустава и выворота стопы.

Выполнение трех из пяти движений свидетельствовало о наличии общего ослабления суставов.

Более сложная оценка была предложена Кирк, Энселл и Байуотерс (1967). Однако процедура занимала слишком много времени, и от нее отказались. Спустя несколько лет Бейтон и Хоран (1969) внесли в нее некоторые изменения и использовали для определения разболтанности суставов у лиц с синдромом Элера-Данлоса — врожденной патологии соединительной ткани. Ввиду сложности выполнения пассивного выпрямления пальцев его заменили пассивным выпрямлением мизинца в пределах 90° при предплечьи, лежащем на столе. Кроме того, амплитуду движения голеностопного сустава заменили наклоном туловища вперед, кисти прямые на полу, колени полностью выпрямлены (ноги прямые). Оценка производилась по 5-балльной системе.

Кроме указанных выше методов, в которых оценка производится на основании нескольких суставов, существуют многие другие методы оценки ослабления суставов, в которых используется отдельный сустав. В гиперэкстензометрическом методе применяется пассивное выпрямление пястно-фалангового сустава мизинца и используется гониометр (прибор для измерения движения сустава) для измерения диапазона движения. Несколько позже Джоббинс, Бёрд и Райт (1979) создали прибор для измерения вращающего момента (силы движения сустава). Было установлено, что вращающий момент $2,6 \text{ кг}\cdot\text{см}^{-1}$ наиболее подходит для выявления гиперразболтанности суставов у белокожих людей.

ФАКТОРЫ, ОБУСЛОВЛИВАЮЩИЕ ГИПЕРМОБИЛЬНОСТЬ

Степень распространенности гипермобильности суставов у населения составляет 4–7 % (Carter, Wilkinson, 1964; Jesse и др., 1980). В то же время Клемп, Стивенс и Исаакс (1984) выявили гипермобильность у 9,5 % из 377 артистов балета. Какие факторы способствуют разболтанности суставов? В принципе, на диапазон движения влияют такие факторы, как напряжение кожи, мышечный тонус, длина мышечных волокон (количество саркомеров), виды соединительной ткани (например, фасция, связка, сухожилие) и структура сустава. На разболтанность сустава могут влиять также тренировки, температура, пол, генетическая предрасположенность.

Этнические и расовые различия. Как показывают результаты большинства исследований, существуют этнические различия с точки зрения гипермобильности суставов. Так, у представителей Азии наблюдается более высокая степень гипервытяжения большого пальца, чем у выходцев из Африки, которые, в свою очередь, превосходят в этом европейцев (Harris, Joseph, 1949; Wordsworth и др., 1987). В исследовании, проведенном Пунтеном (1992), было установлено, что показатели гибкости у 16–25-летних жителей Омана значительно ниже, чем у 20–24-летних жителей Ирака.

Генетические и биохимические дефекты, влияющие на гипермобильность суставов. Гипермобильность суставов может быть обуслов-

лена рядом причин. Тремя существенными факторами являются анатомические структуры сустава, ограничивающие движение, вклад мышечного тонуса в ограничение движения сустава и роль компонентов внеклеточной матрицы в механических свойствах соединительных тканей сустава (Beighton, Grahame, Bird, 1989). Поскольку в предыдущих главах мы рассматривали эти факторы, предположим, что наиболее важным из них является третий фактор и поэтому ограничимся рассмотрением гипермобильности, обусловленной преимущественно изменением концентрации коллагена.

Клетки соединительных тканей синтезируют коллаген в соответствии с инструкциями, заложенными в генах их ДНК. Любое отклонение в синтезе может привести к ослаблению и, следовательно, растяжению соединительной ткани. Бейтон, Грэхем и Бёрд (1983) высказали предположение, что феномен гипермобильности могут объяснять следующие отклонения в процессе метаболизма.

1. Синтез специфического мессенджера РНК (нуклеиновая кислота, несущая генетически закодированную информацию) для коллагена может быть аномальным, что приводит к изменению аминокислотного содержания.

2. Ошибки могут произойти на уровне (генетической) транскрипции, что приводит к изменению аминокислотного содержания.

3. Колебания могут наблюдаться в естественном (гормональном) механизме «настройки», благодаря которому аминокислотное содержание может быть несколько разным в различных участках в организме одного и того же человека.

4. Дефект может произойти в процессе расщепления проколлагена на коллаген.

5. Изменения могут произойти в ионных взаимодействиях, которые укрепляют волокна коллагена.

6. Дефект может произойти в поперечном соединении.

7. Несмотря на то, что коллаген является относительно инертным, изменения в интенсивности метаболизма коллагена могут у некоторых людей вызвать скорее количественные, чем качественные колебания.

ПОСЛЕДСТВИЯ ГИПЕРМОБИЛЬНОСТИ

Хотя общая гипермобильность может быть очевидным преимуществом для людей, занимающихся танцами, для спортсменов (Beighton, Grahame, Bird, 1989; Larsson и др., 1993), артистов цирка и т.п., ее последствия, тем не менее, могут быть неблагоприятными. Это — нарушение проприоцептивной остроты (Mallik и др., 1994), повышенный риск травм суставов, периодическое смещение, преждевременный остеоартроз (Beighton, Grahame, Bird, 1989; Grahame, 1971). Величина отрицательных последствий зависит от ряда факторов, таких, как степень гипермобильности, физическое состояние человека и многих других (Larsson и др., 1993; Stanitski, 1995).

ОБЩЕЕ ЛЕЧЕНИЕ ГИПЕРМОБИЛЬНОСТИ

Общее лечение лиц с синдромом гипермобильности (то есть наличием разболтанности сустава и жалоб по поводу функции скелетно-мышечной системы) зависит от ряда переменных. Среди них — степень гипермобильности, наличие любых других нарушений (например, ревматоидный артрит, синдром Марфана, травма), интенсивность болевых ощущений, род занятий человека.

Консервативное лечение гипермобильности. Наиболее консервативное лечение применяется в отношении лиц с минимальной степенью синдрома гипермобильности. В начале лечения больному следует объяснить, что его заболевание не представляет угрозы для жизни (Bigo, Gewantov, Baum, 1983). Затем ему дают рекомендации по поводу того, как жить с этим недугом (Rose, 1985). На этом этапе также анализируют факторы, влияющие на состояние пациента, и помогают ему соответствующим образом изменить свой образ жизни (Child, 1986). Это может быть отказ от занятий определенными видами спорта, смена рода занятий или изменение способа выполнения конкретной работы (Beighton, Grahame, Bird, 1989). Пациентам рекомендуют также какой-либо вид физической активности, обеспечивающий сохранение нормальной массы тела, а также максимальную поддержку мышц и связок (Child, 1986). Наиболее подходящим видом спорта является плавание. Для защиты суставов также рекомендуют использовать специальные ортопедические приспособления, корсеты и т.п. (Beighton, Grahame, Bird, 1989; Rose, 1985).

Более интенсивное лечение предусматривает непосредственное применение мануальной терапии (Beighton и др., 1989).

У многих пациентов избавление от симптоматической боли возможно в результате использования гидротерапии, включающей выполнение физических упражнений под наблюдением физиотерапевта в бассейне, температура воды в котором 35° С. Возможно также использование точечного массажа или чрескожной электростимуляции нерва.

Использование медикаментозных препаратов. Для снятия болевых ощущений, воспалительных процессов, а также для ускорения процесса заживления могут использоваться различные препараты. Чаще всего применяют нестероидные противовоспалительные препараты, например аспирин, анальгетики, например ацетаминофен, и кортикостероиды — гормоны, производимые надпочечником (Child, 1986; Rose, 1985). Однако следует отметить и возможные побочные действия этих препаратов.

Радикальное лечение. В тяжелых случаях приходится прибегать к радикальным методам, в частности, к хирургическому вмешательству. Радикальное лечение применяется, если консервативное и медикаментозное не дали никаких результатов. Хирургическое вмешательство используется при повреждении мягкой ткани (растяжения), постоянном синовите (воспаление синовиальной оболочки внутренней части суставной капсулы), смещениях, острых формах ревматоидного артрита и остеоартрита.

ВРОЖДЕННЫЕ СИНДРОМЫ

С разболтанностью суставов связан ряд генетических синдромов. Наиболее распространенным среди них является синдром Элерса–Данлоса. Это врожденное нарушение соединительной ткани, характеризующееся суставной гипермобильностью, гиперэластичностью кожи и подкожными рубцами.

Семейные недифференцированные синдромы гипермобильности связаны с чрезмерным диапазоном движения. Эти синдромы представляют собой гетерогенную группу расстройств, в которых основным клиническим проявлением является общая разболтанность суставов (Beighton, Grahame, Bird, 1989). Случаи семейной гипермобильности описывали Финкельштейн (1916), Ки (1927), Стурки (1941). Картер и Свитнем (1958, 1960) и Картер и Уилкинсон (1964) показали тесную взаимосвязь между семейной разболтанностью суставов и случаями смещения у близких родственников. Позднее Бейтон и Хоран (1970) описали две семьи; разболтанность суставов в этих семьях передавалась генетически.

Разболтанность суставов встречается и в ряде других врожденных расстройств. Это синдром Марфана, синдром Ларсена, врожденная скелетная дисплазия.

ПЕРСПЕКТИВЫ ИЗУЧЕНИЯ НАСЛЕДСТВЕННЫХ НАРУШЕНИЙ СОЕДИНИТЕЛЬНОЙ ТКАНИ

Термин «наследственные нарушения соединительной ткани» укоренился в медицинской литературе после появления в 1956 г. книги Виктора Мак-Кусика под одноименным заглавием. С тех пор было идентифицировано свыше 200 нарушений. Кроме того, появилось больше информации о соединительных тканях.

Известно, что многие из этих нарушений не только влияют на диапазон движения, но и существенно сказываются на физическом благополучии пациентов. За последние 10 лет проделана большая работа по выявлению молекулярных компонентов внеклеточной матрицы, изоляции и характеристики генов, кодирующих эти белки, определения характера взаимодействий между этими белками. Можно ожидать, что в ближайшее время мы получим более полное представление о факторах, влияющих на соединительную ткань и, в конечном итоге, определяющих индивидуальный диапазон движения.

Конторционизм. Конторционизм можно определить как искусство манипулировать частями своего тела, демонстрируя чрезвычайную гибкость и умение. Это искусство возникло давно и наблюдалось практически во всех древних цивилизациях (рис. 7.1–7.5).

Является ли такая уникальная способность врожденной или же приобретенной? Некоторые конторционисты имеют врожденную разболтанность суставов. Поэтому им нет надобности много тренироваться или

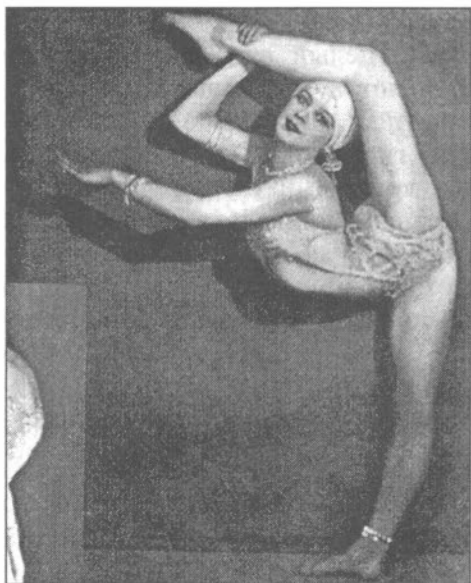


Рис. 7.1. В. Сейтон выполняет "ласточку"

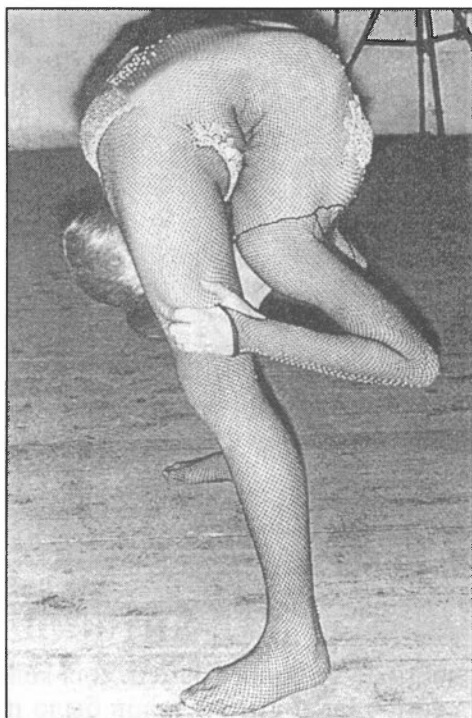


Рис. 7.4. Д. Беннетт выполняет наклон туловища назад



Рис. 7.2. Е.К. Биггерстафф выполняет наклон туловища вперед



Рис. 7.3. Д. Беннетт выполняет «мостик на груди» («голубь»)



Рис. 7.5. Мартин Лаурелло



Рис. 7.6. Феликс Уорли

разминаться. Как отмечают Бейтон с коллегами, целый ряд семей артистов цирка имеют аутосомальный доминантный признак, объясняющий их естественную гибкость. С другой стороны, многим конторционистам приходится развивать свои уникальные способности многолетними изнурительными тренировками. Им приходится ежедневно по несколько часов заниматься и достаточно долго разминаться перед выступлением. Более того, очень скоро при отсутствии тренировки у них наблюдается существенное увеличение тугоподвижности суставов.

РЕЗЮМЕ

Гипермобильность суставов известна с древних времен. Для количественного определения степени гипермобильности суставов было предложено множество различных систем. Проводились также многочисленные исследования с целью определить факторы, предрасполагающие к ее возникновению. Для лечения лиц с синдромом гипермобильности используется множество всевозможных методов. Характер лечения определяется степенью проявления симптомов.

РАССЛАБЛЕНИЕ (РЕЛАКСАЦИЯ)

Проблеме расслабления посвящено множество статей и книг. Что же такое расслабление и почему оно столь важно с точки зрения развития гибкости? Прежде чем рассмотреть эти вопросы, нам необходимо сначала определить понятие «расслабление».

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОНЯТИЯ «РАССЛАБЛЕНИЕ»

Определить понятие «расслабление» можно по-разному. В области усвоения двигательных умений и навыков расслабление можно представить как «способность таким образом контролировать мышечную деятельность, чтобы мышцы, непосредственно не участвующие в выполнении определенного задания, оставались «безмолвными», а участвующие в выполнении задания — работали на минимальном уровне, обеспечивающем достижение необходимого результата» (Coville, 1979). Таким образом, расслабление «можно рассматривать как двигательный навык, поскольку способность снижать мышечную активность является столь же важной для двигательного контроля, как и способность усиливать активность» (Coville, 1979). Следовательно, расслабление можно трактовать как фактор, определяющий оптимальный уровень физической деятельности.

Расслабление представляет собой экономное потребление энергии и сопротивляемость утомлению. Оно предусматривает минимальные энерготраты в соответствии с потребностями (Basmajian, 1975). Если активируется больше мышечных волокон, чем нужно, то имеет место неэффективный расход энергии. Это приводит к чрезмерной нагрузке сердечно-сосудистой системы, может отрицательно сказаться на выполнении задания, а также значительно быстрее вызвать утомление (Coville, 1979).

Расслабление может снижать риск травмы. У человека, находящегося в расслабленном состоянии, расходуется меньше энергии при более высоком уровне сопротивления утомлению. Кроме того, менее утомленный человек реже подвержен травмам (Rathbone, 1971).

Однако для нас особенно интересна связь расслабления с гибкостью. Как влияет расслабление на гибкость и почему перед растяжением важно,

чтобы мышца была расслабленной? Теоретически растяжение можно начинать при полном расслаблении мышцы, то есть когда сократительные компоненты производят минимальное количество напряжений. В результате такого пониженного внутреннего напряжения человек способен более эффективно осуществить растяжение соединительной ткани, которая ограничивает степень растяжимости. Мы помним, что каждая мышечная клетка способна увеличить свою длину как минимум на 50 % вследствие продольного скольжения филаментов актина и миозина. Как правило, эта фаза удлинения мышцы (фаза растяжения) выполняется медленно или с постоянной скоростью с тем, чтобы исключить вероятность активации рефлекса растяжения и, следовательно, сократительных компонентов мышцы.

ИЗМЕРЕНИЕ РАССЛАБЛЕНИЯ

Существуют различные методы измерения расслабления, такие, как электроэнцефалография (ЭЭГ), электромиография (ЭМГ) и т.д. Применение того или иного метода зависит от того, какую физиологическую реакцию хотят анализировать. Среди оцениваемых физиологических реакций отметим следующие: потребление кислорода, частота сердечных сокращений, артериальное давление, температура кожи, мышечное напряжение и т.д.

МЕТОДОЛОГИИ, СПОСОБСТВУЮЩИЕ МЫШЕЧНОМУ РАССЛАБЛЕНИЮ

Согласно мнению Хертлинга и Джонса (1990), методы тренировки расслабления и связанные с ними процедуры довольно трудно классифицировать, так как они включают сочетание стратегий и технологий. Среди них:

- соматический, или физический, подход, предусматривающий использование специальных способов дыхания и движения, специальных процедур растяжения, массажа и точечного массажа, различных манипуляционных воздействий;
- физиотерапевтические процедуры с использованием тепла, холода, игл, лазера;
- когнитивные, психические методы;
- новейшие технологии, такие, как обратная связь;
- лекарственные препараты.

Соматический подход. Стратегии, используемые в соматическом, или физическом, подходе делятся на две основные категории: пассивное отвлечение и активное. К первой относятся прогрессивное расслабление, массаж и некоторые способы дыхания. Вторая категория включает так называемую технику Александра, Фельденкрейса и Тай Чи. Тем, кого это интересует, рекомендуем прочесть книгу Хертлинга и Джонса (1990).

Техника дыхания

На протяжении многих тысячелетий использовались различные техники дыхания, способствующие расслаблению. Классическим примером является хатха-йога. Сегодня многие методы расслабления включают выполнение различных дыхательных упражнений в сочетании с физическими или психическими. В спортивной медицине давно выявлена и изучена тесная взаимосвязь между дыханием и двигательной системой — так называемый синкинез, имеющий место при сочетании определенного типа движения со вдохом или выдохом (Lewit, 1991). Так, например, ученые изучали у тяжелоатлетов натуживание, сопровождаемое задержкой дыхания и напряжением мышц выдоха, повышением внутригрудного и внутрибрюшного давления (проба Вальсальвы). Не меньший интерес представляет и взаимодействие между структурами дыхания и движениями в определенных видах спорта, таких, как езда на велосипеде (Bechbache и Duffin, 1977), гимнастика (Mironov, 1969а, б), гребля (Clark, Hagerman, Gelfand, 1983; Mahlor и др., 1991), бег (Pechinski, 1966), плавание (Holmer, Gullstrand, 1980) и ходьба (A.R.Hill и др., 1988).

Каким образом правильное дыхание может способствовать растяжению? Теоретически сочетание определенных движений с соответствующей (правильной) техникой дыхания может облегчить их выполнение. Целесообразно рассмотреть три основных аспекта этого явления: нейрофизиологический, механический и экспериментальный, или субъективный.

Проанализируем с этих точек зрения такое положение, как наклон позвоночного столба вперед.

Во-первых, во время наклона туловища вперед мышцы нижней части спины подвергаются пассивному напряжению. Чем больше напряжение, тем труднее сгибать верхнюю часть туловища по направлению к бедрам. Главная задача в этот момент — принять любые меры, чтобы свести к минимуму напряжение этих мышц. Такое расслабление может быть достигнуто в результате медленного выдыхающего усилия. Результаты исследований убедительно показывают, что глубокий вдох, при котором грудная клетка расширяется, а мышцы живота втягиваются, сопровождается активным сокращением мышц нижней части спины (Campbell, 1970; Roaf, 1977). Однако сокращение этих мышц является нежелательным, поскольку еще больше увеличивает сопротивление наклону вперед, а также инициирует вытяжение нижней части туловища, которое представляет собой движение, противодействующее наклону туловища вперед. Поэтому глубокий вдох при наклоне туловища вперед выполнять нецелесообразно. Наоборот, вам необходимо делать медленный выдох, чтобы облегчить расслабление мышц нижней части спины.

Во-вторых, чтобы облегчить процесс растяжения, можно «использовать» силу тяжести и соответствующую структуру дыхания. Во время вдоха легкие наполняются воздухом, подобно шарикю. Таким образом, создается эффект «поднимания» (рис. 8.1). Однако при наклоне туловища вперед мы стремимся опустить верхнюю часть тела, а не поднять. Если во вре-

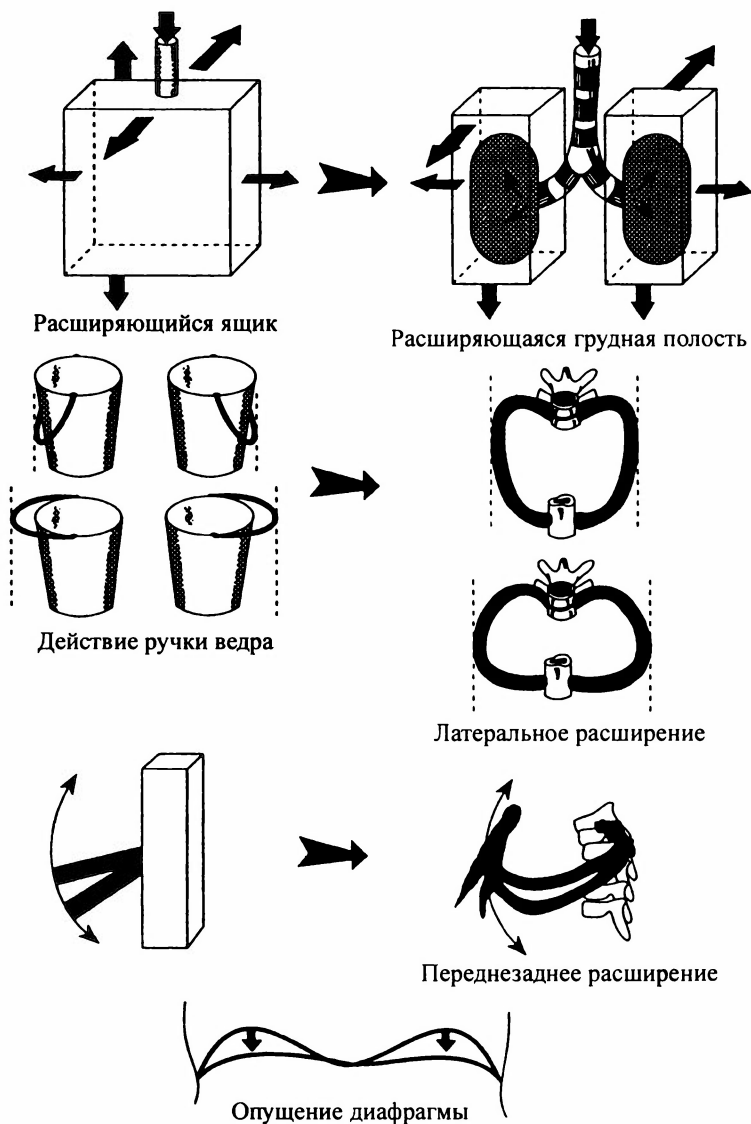


Рис. 8.1. Различные способы увеличения емкости грудной полости во время вдоха (Snell, 1992)

мя наклона туловища вперед легкие будут наполнены воздухом, то создаваемый эффект «поднимания» будет мешать выполнению необходимого движения. Когда из легких выпущен воздух, подъемная сила отсутствует и, таким образом, ничто не препятствует силе тяжести действовать на верхнюю часть туловища, способствуя ее опусканию к бедрам. Следовательно, целесообразно делать выдох во время растягиваний, включающих наклон верхней части туловища вперед к нижним конечностям, и вдыхать, поднимая туловище.

Во время наклона туловища вперед основной процесс сгибания спины происходит к моменту, когда туловище наклонено вперед под углом 45°. Дальнейший наклон вперед осуществляется благодаря вращению таза вокруг оси тазобедренных суставов, подобно качелям. Исследова-

ния, проведенные Митчеллом и Пруццо (1971), показали, что верхушка крестца движется назад во время выдоха, а ее противоположная часть — вперед. Таким образом, выдох способствует выполнению этого движения и, следовательно, наклону туловища вперед (рис. 8.2).

Исследования также показывают, что в положении стоя диафрагма оказывает выдыхающее воздействие на нижнюю часть грудной клетки, тогда как в положении лежа на спине — выдыхающее (De Trover, Loring, 1986). При сгибании туловища диафрагма постепенно поднимается. Частично этому способствует сила тяжести, стимулирующая выдыхающее действие.

В третьих, диафрагма, поднимаясь в процессе выдоха, давит на

сердце, замедляя его частоту. Поэтому медленное дыхание, при котором фаза выдоха более продолжительная, чем фаза вдоха, вызывает снижение частоты сердечных сокращений и артериального давления. Кроме того, во время выдоха снижается нагрузка на ребра, мышцы, стенку живота, соответствующие мышцы и фасции (см. рис. 8.1). Это уменьшение мышечного напряжения передается нервно-мышечными веретенами и другими проприорецепторами. Таким образом, будет иметь место субъективное восприятие меньшей нагрузки и большего расслабления. С другой стороны, фаза вдоха ассоциируется с повышенной частотой сердечных сокращений, повышенным артериальным давлением и более высокой нагрузкой на различные структуры организма.

Координирование дыхания и направления взгляда при мобилизации. Известно, что мышечная активность усиливается во время вдоха и снижается при выдохе, вместе с тем такое утверждение является весьма упрощенным (Lewit, 1991). В действительности существует целый ряд исключений, касающихся фазы выдоха. Так, Левит (1991) указывает на наличие тесной взаимосвязи между направлением взгляда вверх, вдохом и выпрямлением тела, а также направлением взгляда вниз, выдохом и сгибанием туловища. Это, однако, касается только шейного и поясничного отделов позвоночника (которые характеризуются высокой подвижностью), но не грудного. Что же касается последнего, то:

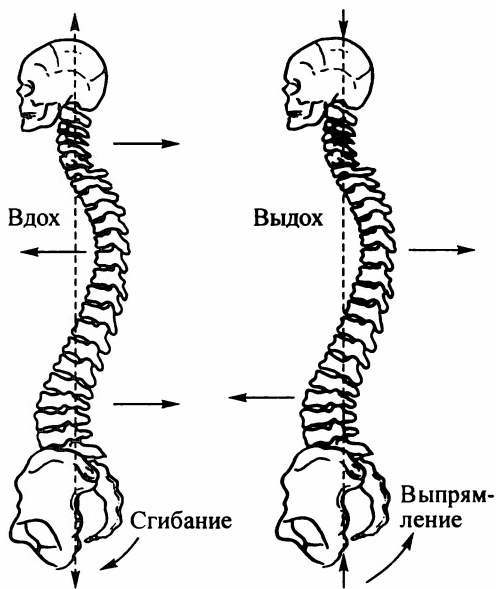


Рис. 8.2. Стандартное сгибание и выпрямление, имеющие место во время вдоха и выдоха (Faucret, 1980)

«В данном случае максимальный вдох способствует сгибанию, а максимальный выдох — разгибанию; глубокий вдох, по всей видимости, является наиболее эффективным способом мобилизации»

грудного отдела позвоночника на выполнение сгибания, тогда как максимальный выдох наиболее эффективен с точки зрения его разгибания (выпрямления)» (Lewit, 1991).

Левит (1991) со ссылкой на работу Гейменса (1980) отмечает чередование облегчения–торможения отдельных сегментов позвоночника во время наклонов в сторону.

При наклоне в сторону наблюдается увеличение сопротивления шейного и грудного отделов позвоночника в парных сегментах (первый шейный позвонок затылка, С2 и т.д., и снова в Т2, Т4 и т.д.) во время фазы вдоха; во время фазы выдоха эти сегменты подвергаются мобилизующему воздействию. Следовательно, во время выдоха увеличивается сопротивление в непарных сегментах (С1, С3, Т3, Т5 и т.д.), тогда как во время фазы вдоха имеет место мобилизация. Между С7 и Т1 наблюдается «нейтральная» зона. Характерной особенностью в движениях 1-го шейного позвонка является то, что фаза вдоха вызывает увеличение сопротивления не только наклона головы в стороны, но и во всех других направлениях, в то время как фаза Эндога увеличивает подвижность.

Каковы результаты исследований, касающихся координации положения глаз и дыхания для увеличения диапазона движения? Феллабаум (1993) изучал влияние положения глаз на гибкость во время сгибания в

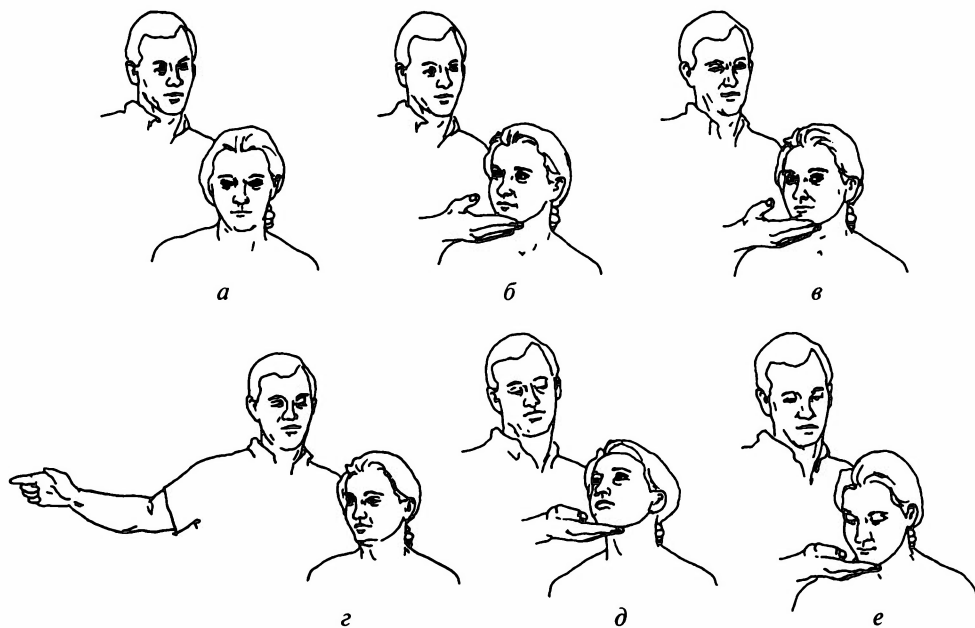
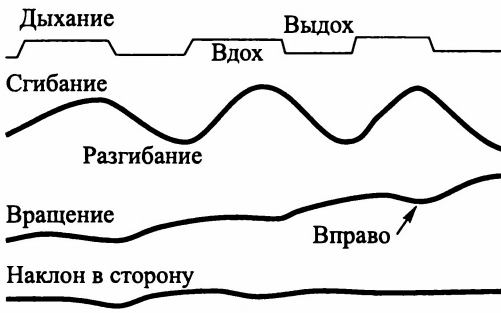
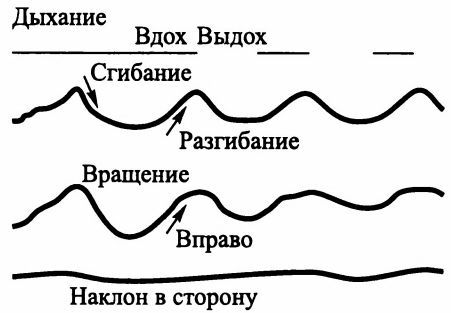


Рис. 8.3. Мобилизация ограниченного вращения вправо на уровне С2–3 в результате вертикальных движений глаз в соответствии с фазой вдоха и выдоха (Sachse and Berger, 1989)



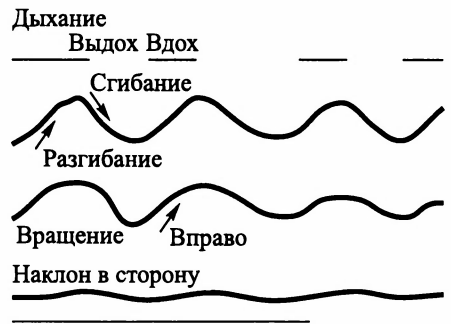
Пациент: Г.Х.
Активный цервикальный сегмент 2/3,
вращение вправо

Рис. 8.4. Цервикомотограмма циклов дыхания у физически здорового испытуемого (см. рис. 8.3), стабильно увеличивающегося вращение вправо (Sachse and Berger, 1989)



Пациент: М.А.
а — активный цервикальный сегмент 1/2,
вращение вправо

Рис. 8.5. Цервикомотограмма циклов дыхания в сегментах позвоночника C1–2 и C2–3 у физически здорового испытуемого (см. рис. 8.3): колебательный вращательный синкинезис, одинаковый в обоих сегментах (Sachse and Berger, 1989)



Пациент: М.А.
б — активный цервикальный сегмент 2/3,
вращение вправо

пояснице. Тестированию подверглись 30 испытуемых, которым раздали специальные очки. Линзы очков были покрашены таким образом, чтобы круг диаметром около 0,5 мм, расположенный на средней линии вертикальной плоскости, оставался на одной из них в положении «12 часов» (вверху) и на другой — в положении «6 часов» (внизу). Таким образом, половина испытуемых начинала тест, имея очки, позволяющие смотреть вверх, а вторая половина — очки, дающие возможность смотреть вниз. Гибкость испытуемых определяли, измеряя (в сантиметрах) расстояние от кончика кулака испытуемого до пола во время выполнения четвертой попытки при наклоне туловища вперед. «Полученные данные свидетельствуют, что направление взгляда (положение глаз) в вертикальной плоскости существенно не влияет на наклон туловища вперед, тогда как направленный вниз взгляд способствует наклону туловища вперед» (Fellabaum, 1993).

В другом исследовании Сачсе и Бергер (1989) изучали эффективность цервикальной мобилизации, обусловленной движением глаз. Как видно из рис. 8.3, а–г, сегмент C2–3 характеризуется ограниченным вращением вправо. Врач левой рукой стабилизирует позвоночную дугу позвонка C3. Кончики пальцев правой руки врача расположены на подбородке испыту-

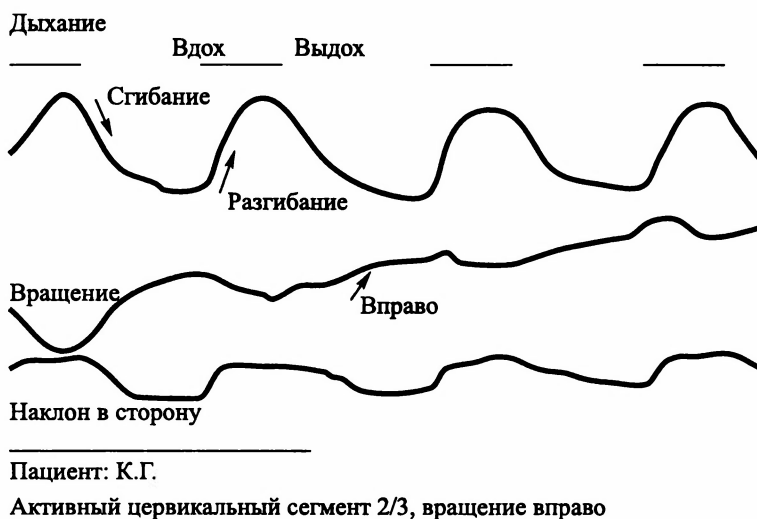


Рис. 8.6. Цервикомотограмма трех циклов дыхания физически здорового испытуемого (Sachse, Berger, 1989)

емого, голова которого повернута вправо, что обуславливает незначительное сопротивление в соответствующем сегменте. Затем,

не меняя положения головы, испытуемый смотрит вверх и дышит при этом как можно медленнее. При незначительном вытяжении головы можно ощутить симметричное сокращение разгибателей шеи (рис. 8.3, д). После глубокого вдоха испытуемый переводит взгляд вниз, делает выдох и полностью расслабляется (рис. 8.3, г). В конце второго или третьего цикла выдоха величина сопротивления в соответствующем сегменте снижается. Врач может теперь больше повернуть голову испытуемого, чтобы добиться такого же незначительного сопротивления в сегменте, как раньше. Приблизительно после пяти циклов дыхания вращение нормализуется (Sachse, Berger, 1989).

Целесообразность установления взаимосвязи между движением глаз, дыханием и движением тела можно продемонстрировать с помощью цервикомотограмм. У некоторых испытуемых вращение устойчиво увеличивается во время циклов дыхания (поворот головы вправо вызывает подъем кривой; рис. 8.4). У других отмечали колебательные увеличения и уменьшения угла вращения головы. Увеличение, как и ожидалось, можно было связать с выполнением выдоха. Однако в некоторых случаях увеличение угла вращения происходило в фазу вдоха–вытяжения, как видно из рис. 8.5, а. У одного испытуемого структура вращения сегмента С1–2 была такой же, как и сегмента С2–3 (рис. 8.5, а и б). Кроме того, у некоторых людей латеральное сгибание может коррелировать с ритмом сгибания–разгибания (рис. 8.6).

Стимуляция вдоха и выдоха во время мануальной терапии. Эти данные имеют большое практическое значение для физиотерапевтов, остеопатов и хиропрактиков. Методы мануальной терапии требуют уникального взаимодействия между пациентом и врачом. Оно может быть возможным только в случае полного расслабления пациента. При использовании методов мануальной терапии, предусматривающих выполнение надавливающих движений или поколачиваний, эти движения, как правило, совпадают по времени с выполнением выдоха, что особенно важно при работе с позвоночником, так как при выдохе снижается пневматическое сопротивление и расслабляются длинные мышцы-разгибатели и сгибатели тела (Hellig, 1969; Janse и др., 1947).

Растягивание

Растягивание можно использовать для облегчения процесса расслабления. Это достигается с помощью двух методов: метода статического растягивания и метода проприоцептивного улучшения нервно-мышечной передачи импульсов.

Статическое растягивание предусматривает растягивание мышцы до момента, когда дальнейшее ее движение ограничивается собственным напряжением. В этом положении достигнутое растяжение поддерживается в течение определенного периода времени, при этом происходит расслабление и снижение напряжения. Подобный феномен расслабления может быть объяснен следующим. Во-первых, рецепторы растяжения мышцы (то есть нервно-мышечные веретена) десенсибилизируются и со временем адаптируются к растяжению. Таким образом, рефлекс растяжения снижается. Во-вторых, если пассивное напряжение вследствие растяжения достаточно большое, происходит активация нервно-сухожильных веретен и суставных рецепторов, что вызывает аутогенный рефлекс торможения. Последний, в свою очередь, ингибирует мотонейрон растягиваемой мышцы. Следовательно, напряжение мышцы снижается, облегчая процесс расслабления. Исследования, проведенные Тигпенем (1984), показали, что кратковременное статическое растяжение снижает электрическую активность в мышце. Этнир и Эбрехем (1984) обнаружили, что статическое растягивание приводит к незначительному снижению возбудимости двигательного пула. Наконец, последнее объяснение основано на том факте, что мышца и соединительная ткань обладают зависимыми от времени механическими свойствами. Другими словами, при воздействии постоянной силы возникает крип, или постепенное изменение длины, наряду с плавным снижением напряжения.

Проприоцептивное улучшение нервно-мышечной передачи импульсов представляет собой метод расслабления мышцы. Его действие частично основано на физиологии нервно-мышечных и нервно-сухожильных веретен. Используя методику задержки-расслабления, конечность или мышцу растягивают до момента, когда дальнейшему движению в желаемом направлении противодействует напряжение мышцы-антагониста (то есть подвергаемой растяжению мышце). Последняя на этом этапе посте-

ленно производит максимальные изометрические сокращения в течение 5–10 с. Теоретически это сокращение вынуждает нервно-сухожильные веретена выпускать импульсы, что инициирует аутогенное торможение и расслабление растянутой мышцы.

Разновидность данного метода предполагает реципрокную иннервацию (см. гл. 6). При этом мышцу-антагонист растягивают до тех пор, пока дальнейшее движение оказывается невозможным вследствие напряжения в мышце. В этот момент используют либо изометрическое, либо изотоническое сокращение агониста. В результате напряжение в мышце-антагонисте должно снизиться благодаря реципрокной иннервации.

Можно предположить, что массаж является самым древним методом лечения, так как его инстинктивно применяют не только люди, но и животные. Понятие «массаж» в данном контексте мы используем для характеристики органных и системных манипуляций тканями тела с целью воздействовать на нервную и мышечную систему, а также на систему кровообращения (Кларк, 1990).

Воздействия массажа можно разделить на рефлекторные и механические. В первом случае чувствительные нервы кожи вызывают приятные ощущения расслабления, что обуславливает расслабление мышц и расширение кровеносных сосудов (Dubrovskii, 1990). Другим рефлекторным воздействием является снижение психического напряжения (Yates, 1990). Исследования показывают возможность снижения возбудимости мотонейронов в результате массажа икроножных мышц (Morelli, Seaborne, Sullivan, 1989).

Механические воздействия заключаются в стимулировании циркуляции венозной крови и движения лимфы в конкретном участке или из него, стимулировании метаболизма в нем и, следовательно, интенсификации выведения продуктов распада, стимулировании растяжения соединений между мышечными волокнами. Кроме того, результаты ряда работ показывают, что массаж — эффективное средство увеличения амплитуды движения (Crosman, Chateauvert, Weisberg, 1984). В исследовании Нордшоу и Бирмана (1962) последствием применения шведского массажа было статистически значимое увеличение мышечного расслабления у физически здоровых испытуемых (определенное во время сгибания туловища). В то же время в исследовании, проведенном Викторссон-Меллер и др. (1983), было установлено, что растяжение приводило к более значительному увеличению диапазона движений во всех тестируемых мышечных группах, тогда как массаж оказывал такое же воздействие лишь на одну группу мышц.

Существует три основные техники массажа. Поглаживание может быть поверхностным или глубоким. Движения выполняются медленно, ритмично и плавно. Главная задача этой техники массажа — улучшение циркуляции венозной крови и движения лимфы. Техника разминания включает собственно разминание, выжимание и растирание. Эта техника используется для воздействия на сращения (вплоть до их устранения). И наконец, техника поколачивания включает рубящие движения похлопывания и собственно поколачивание и используется для стимуляции.

Массаж противопоказан при малейшем подозрении на наличие злокачественной опухоли, сепсиса (инфекции) или тромбоза. Массаж не следует применять при раздражениях кожи или воспалительных заболеваниях суставов. Следует также отметить, что, по мнению Корбетт (1972), в определенных случаях использование массажа может привести к отрицательным психологическим последствиям. В частности, он подчеркивает, что «напряженные мышцы являются нередко симптомом тревожности и депрессии, и устранение этих состояний дает временный эффект, тогда как долгосрочным последствием нередко является зависимость больных от массажа и даже развитие привыкания к нему, как у наркоманов». При правильном применении массаж — весьма эффективное средство.

Манипуляции и хиропрактическая корректировка

Манипуляции можно определить как вид мануальной терапии, в котором пассивное движение направлено на восстановление диапазона движения и снижение болевых ощущений в области сустава. Использование манипуляций восходит к глубокой древности. Для объяснения снятия болевых ощущений или снижения мышечного напряжения в результате манипуляций или хиропрактической корректировки было предложено немало различных теорий. Шембау (1987) наблюдал в среднем 25 %-ное снижение мышечной активности и мышечного напряжения в результате хиропрактической корректировки. Снижение степени болевых ощущений в результате манипуляций наблюдали в ряде исследований (Kokjohn и др., 1992; Terveff, Vernon, 1984). Установлено также, что в контролируемых искусственных условиях манипуляционные воздействия на экспериментальную группу молодых мужчин привели к небольшому, но статически значимому повышению уровня содержания в плазме бета-эндорфина (вещества, содержащегося в головном мозгу и других тканях, которое, кроме иных воздействий, снимает боль; Vernon и др., 1986).

В то же время Сандерс с коллегами (1990) наблюдали значительное снижение болевых ощущений вследствие манипуляционных воздействий, не сопровождавшееся значительным изменением концентрации β -эндорфина в плазме.

В настоящее время мы не знаем, какие механизмы манипуляционных воздействий вызывают снижение мышечного напряжения и болевых ощущений.

Известно только то, что у многих больных манипуляционные воздействия эффективно увеличивают мышечное расслабление, что является важным компонентом растягивания.

Физиотерапевтические процедуры. В следующих разделах мы остановимся на различных физиотерапевтических процедурах, применяемых, чтобы вызвать расслабление.

Использование тепла

Для снятия боли и мышечного напряжения с давних времен широко используют тепло. Однако нас применение тепла интересует прежде всего с точки зрения способствования расслаблению.

Возникают два естественных вопроса. Во-первых, какой метод использовать? И во-вторых, в каком объеме использовать тепло?

Поверхностное использование тепла. Наиболее распространенный способ использования тепла — воздействие горячей водой (грелки, бутылки). Широко применяются горячие ванны или горячий душ (температура воды 40–43° С). Результаты наблюдений показывают, что погружение в горячую воду временно увеличивает диапазон движения (Sechrist, Stull, 1969).

Широко используются электрогрелки. Их преимущество состоит в том, что они обеспечивают стабильную температуру, а также позволяют менять интенсивность.

Глубокое использование тепла, или диатермия. Диатермия представляет собой еще один метод обеспечения мышечного расслабления и облегчения растягивания. В данном контексте мы будем рассматривать диатермию как глубокое прогревание (Jaskoviak, Schafer, 1986). Различают три вида диатермических процедур.

Коротковолновая диатермия, или индуктотермия, основана на принципе, согласно которому энергия передается в глубокие слои ткани при помощи тока высокой частоты. Такой ток использует энергию, производимую в результате электромагнитного излучения с частотой выше миллиона Гц (циклов·с⁻¹). Другим током высокой частоты является микроволновый ток, также получаемый в результате электромагнитного излучения. Третьим видом диатермии является применение ультразвука. В этом случае используется высокочастотная звуковая волна, способная проникнуть в более глубокие слои ткани.

Здесь также применяются высокочастотные токи порядка миллиона Гц, чтобы вызвать механическую вибрацию тканей. Исследования, проведенные Весслингом, Де Вейном и Хилтоном (1987), показывают, что сочетание ультразвука со статическим растягиванием трехглавой икроножной мышцы в значительно большей степени увеличивает амплитуду движения, чем одно лишь статическое растягивание.

Немедленный эффект любой формы диатермии — увеличение температуры ткани является физическим. Степень терапевтического эффекта колеблется в зависимости от источника нагревания, его интенсивности и продолжительности воздействия (Lehmann, de Lateur, 1990).

Диатермия может оказывать либо успокаивающее, либо возбуждающее действие на чувствительные и двигательные нервы. Кроме того, диатермия повышает кровоток, усиливает метаболизм в тканях, снижает чувствительность нервно-мышечных веретен к растяжению (Jaskoviak, Schafer, 1986).

Холод, или криотерапия

Криотерапия — это терапевтическое использование холода. В последние годы этот метод стал весьма популярен (Nielsen, 1981; Travell, Simmons, 1983). В 1995 г. была издана книга Найта «Криотерапия и лечение спортивных травм». Главное преимущество криотерапии заключается в том, что она оказывает обезболивающее воздействие и достаточно эффективно обеспечивает мышечное расслабление. Ее следует использовать, когда необходимо не растянуть соединительную ткань, а разорвать ее (например, для разрыва адгезий) либо когда нельзя воспользоваться никаким другим терапевтическим средством подобного типа, а также в том случае, когда мышечная спастичность значительно влияет на диапазон движения (Sapaga и др., 1981). Криотерапия также уменьшает отечность, воспаление и увеличивает кровоток.

Как влияет холод на нервную систему? Ф.А. Харрис (1978) приводит следующее объяснение:

«Расслабляющее действие холода может основываться на том же явлении, что и расслабление, обусловленное медленным растягиванием. Единственное различие состоит в том, что медленное растягивание физиологически десенсибилизирует рецепторы растяжения, тем самым снижая основной уровень афферентного импульса растяжения, тогда как глубокий холод (проникающий в мышечную массу) вызывает «холодовую блокаду» возбуждательного процесса рецептора или афферентных волокон. Последнее напоминает блокаду проводимости импульсов, которая достигается при локальном анестезирующем воздействии на нервные волокна. Таким образом, мышечный тонус снижается в результате «холодовой блокады» проводимости афферента растяжения, что временно «отключает» проводимость импульсов, в то время как волокна остаются неповрежденными.»

Прентис (1982) установил, что использование холода с последующим статическим растягиванием является более эффективным с точки зрения снижения болевых ощущений в области мышц, чем применение тепла в сочетании с растягиванием. Установлено также, что холодный душ способствует снятию мышечных спазмов и болевых ощущений (Harvey и др., 1983). Предполагают, что холодовое воздействие обуславливает передачу в спинной мозг импульсов, которые «вступают в сражение» с импульсами, вызывающими болевые ощущения, посылаемые более медленными волокнами. Таким образом, холод не оказывает обезболивающего воздействия, он противодействует раздражению.

Акупунктура

В течение многих лет применялись различные формы стимуляции определенных точек тела. По-видимому, наиболее широко известной является китайская система акупунктуры, или иглоукалывание. Тончайшие

иглолки вводят в специальные точки (меридианы) для лечения определенных заболеваний, а также для осуществления региональной анестезии (Jaskoviak, Schafer, 1986). Механизм действия этого метода по-прежнему неизвестен. Ученые предполагают, что иглотерапия, скорее всего, «блокирует болевые сигналы в головном мозгу или же идущие в головной мозг, направляя ингибиторные импульсы в таламус и(или) в кору головного мозга, а также блокирует болевые стимулы при помощи патофизиологического рефлекса, тем самым вызывая мышечное расслабление» (Jaskoviak, Schafer, 1986). Воздействовать на точки меридиана можно не только иглами, но и пальцами (шиатцу), специальным тупым инструментом (тейшин); можно также прибегнуть к электростимуляции.

В последние годы для снижения болевых ощущений, стимуляции расслабления, заживления открытых повреждений и т.д. стали использовать лазерную терапию. Как показывают результаты многочисленных исследований, лазерная терапия является достаточно эффективной.

Тракция

Тракция представляет собой еще один механический метод, содействующий расслаблению. Этот метод обычно применяется для растягивания тканей и разделения суставов. Кроме того, тракция способствует расслаблению и снижает болевые ощущения в области мышц, обусловленные защитной фиксацией.

Когнитивный подход основан на методике психического контроля. Вместе с тем следует подчеркнуть, что многие методы используют сочетание когнитивного и соматического подходов. К когнитивным методам относятся: медитация, методика сенсорного осознания, аутогенная тренировка и сентические циклы. Ниже мы рассмотрим два наиболее популярных когнитивных подхода.

Прогрессивное глубокое мышечное расслабление

Метод прогрессивного глубокого мышечного расслабления был разработан Эдмундом Джэкобсоном (1929). Он предусматривает корковый механизм расслабления скелетных мышц. Занятие следует проводить в полной тишине. Мышцу сильно сокращают, а затем резко расслабляют, в результате чего у человека вырабатывается осознание разницы между ощущением напряжения и расслабленности. После этого по очереди расслабляют по одной группе мышц, начиная с мышц стопы и заканчивая мышцами головы, или наоборот. Таким образом расслабляют все мышцы тела. Со временем можно научиться ощущать малейшие сокращения и не допускать их возникновения, что позволит достигать наибольшей степени расслабленности (Jacobson, 1938).

Позднее этот метод, называемый также тренировкой расслабления, был несколько видоизменен вначале Вольпе (1958), а затем — Бернштейном и Борковецом (1973). В некоторых случаях он может оказаться весьма эффективным дополняющим средством лечения больных с психофизиоло-

гическими расстройствами (Michelson, 1987). Следует отметить, что различные виды прогрессивного глубокого мышечного расслабления используются при занятиях йогой.

Реакция расслабления

В 1980 г. доктор Герберт Бенсон из Гарварда открыл так называемую реакцию расслабления. На основании различных методик, применявшихся в течение многих столетий в различных культурах, Бенсон определил четыре основных компонента, необходимых для реакции расслабления:

1. Тишина. Тишина позволяет «выключить» внутренние стимулы и внешние воздействия.
2. Психический ключ, являющийся постоянным стимулом. Это может быть повторение какого-либо слова (например, «расслабиться»), концентрация на каком-либо объекте или ощущении.
3. Пассивное отношение. По мнению Бенсона, это основной фактор в процессе достижения реакции расслабления. Необходимо полностью отключиться от всех мыслей.
4. Удобное положение. Пребывание в удобном положении позволяет устранить любое «ненужное мышечное напряжение».

Противопоказания к использованию когнитивных подходов

До последнего времени считалось, что клиническое использование реакции расслабления является полностью безвредным. Однако, как показывают результаты исследований, проведенных Люте (1969), Стребел (1979), Эммонс (1978), Эверли (1989) и Эверли с соавторами (1987), вызывание реакции расслабления связано с:

1. Утратой контакта с реальностью, что проявляется в диссоциативных состояниях, галлюцинациях и, возможно, парестезии (аномальные кожные ощущения).
2. Потенцированием действия лекарственных препаратов. Реакция расслабления может усиливать действие некоторых лекарственных препаратов и химических субстанций, принимаемых пациентом. Особенно осторожными должны быть пациенты, принимающие инсулин, успокоительные или гипнотические препараты, а также препараты для улучшения функции сердечно-сосудистой системы.
3. Паническими состояниями. Эти психологические реакции характеризуются высокими уровнями тревожности по поводу утраты контроля.
4. Преждевременным высвобождением подавляемых идей и мыслей. В состоянии глубокого расслабления нередко происходит высвобождение подавляемых мыслей, что может привести к отрицательным последствиям, если такая реакция является неожиданной или слишком интенсивной.

5. Чрезмерно трфотропными состояниями. В некоторых случаях методы расслабления могут привести к чрезмерно пониженному состоянию психофизиологического функционирования. Возможны временное гипотензивное состояние в результате пониженного артериального давления, временное гипогликемическое состояние (пониженный уровень сахара в крови), утомление.

Биообратная связь представляет собой еще одну из технологий, которые могут применяться для достижения расслабления. Басмаджян (1981) описывает ее как метод использования электронного оборудования, позволяющий мгновенно выявить определенные внутренние физиологические явления. Благодаря этому методу люди могут научиться управлять происходящими в организме процессами, концентрируясь на увеличении или уменьшении силы электронных сигналов, указывающих на уровень физиологической активности (Basmajian, 1981). Результаты ряда исследований показывают, что соответствующие методы биообратной связи дают возможность воздействовать даже на отдельные двигательные единицы (Basmajian, 1963, 1967, 1972).

Что касается спорта, метод биообратной связи предлагают использовать для развития гибкости. В исследовании Уилсона и Берда (1981) наблюдали значительное улучшение сгибания в тазобедренном суставе у мужчин-гимнастов, представителей групп, в которых применялся метод биообратной связи и релаксации; при этом у представителей первой группы улучшение происходило быстрее. В исследовании Каммингса, Уилсона и Берда (1984) было выявлено, что метод биообратной связи обеспечивает развитие гибкости у спринтеров.

Использование лекарственных препаратов. Для снижения напряжения и облегчения расслабления используют также различные лекарственные препараты. Рекламы различных фармацевтических компаний утверждают, что многие проблемы можно легко решить, воспользовавшись тем или иным препаратом. Однако не следует забывать, что многие из них оказывают побочные действия.

Обезболивающие и снимающие раздражение бальзамы и мази

Для устранения болевых ощущений в мышцах, вызванных чрезмерным растяжением, широко используют различные обезболивающие и снимающие раздражение препараты. Их основными ингредиентами чаще всего являются масло грушанки (метилсалицилат), перечной мяты (ментол), перца многолетнего и камфоры. При наложении на кожу они вызывают слабое раздражение, которое снимает или маскирует ощущение боли. Помимо оказания незначительного местного обезболивающего эффекта, эти препараты способствуют расслаблению мышечных волокон, окружающих кровеносные сосуды, а также расширению последних. Интенсификация кровообращения, в свою очередь, способствует абсорбции продуктов воспалительного процесса, а также поступлению большего количества крови и питательных веществ в пораженные участки.

Миорелаксанты

Точный механизм действия миорелаксантов до конца не выяснен. Предполагают, что миорелаксанты либо блокируют поступление нервных импульсов в скелетные мышцы у нервно-мышечного соединения, либо действуют как общие депрессанты ЦНС. Во многих случаях препараты назначают в качестве дополнительных средств для снятия дискомфорта, связанного с болезненными скелетно-мышечными состояниями. Некоторые из этих препаратов вызывают целый ряд достаточно серьезных побочных явлений, таких, как депрессия, аллергия, головокружение, головная боль, раздражительность, тошнота, снижение функции сердечно-сосудистой системы, кома и даже летальный исход. Эти препараты не рекомендуются применять беременным и кормящим женщинам.

РЕЗЮМЕ

Теоретически, расслабление или отсутствие мышечного напряжения должно иметь место до начала растягивания. Пониженное внутреннее напряжение способствует эффективному растягиванию мышц и соединительных тканей. Для достижения мышечного расслабления используют соматический или физический подход, физиотерапевтические процедуры, различные когнитивные методы, метод биообратной связи, а также различные лекарственные препараты. При выборе того или иного метода следует учитывать его безопасность и эффективность.

БОЛЕЗНЕННЫЕ ОЩУЩЕНИЯ В МЫШЦАХ: ЭТИОЛОГИЯ И ПОСЛЕДСТВИЯ

Выполнение физических упражнений, в том числе упражнений на растягивание, может вызывать различной степени дискомфорт, болезненные ощущения, возникающие во время или сразу после выполнения упражнений или проявляющиеся спустя 24–48 ч после физической нагрузки. Вначале мы рассмотрим эти два вида болезненных ощущений.

Существует пять основных предположений о сущности и природе болезненных ощущений в мышцах:

- о поврежденной или разорванной мышце;
- о поврежденной соединительной ткани;
- о метаболическом накоплении или осмотическом давлении и опухании;
- о молочной кислоте;
- о локализованном спазме двигательных единиц.

ГИПОТЕЗА О ПОВРЕЖДЕННОЙ ИЛИ РАЗОРВАННОЙ МЫШЦЕ

Хок (1902) первым высказал предположение, что болезненные ощущения в мышцах могут быть обусловлены определенным повреждением в самой мышце. Иными словами, они являются непосредственным результатом травмы, обусловленной микроскопическим разрывом мышечных волокон. Однако, как считает де Вриес (1961a, 1961b, 1962, 1966), подобная травма встречается, по-видимому, значительно реже, чем думают спортсмены и тренеры. Он подчеркивает, что «как-то нелогично считать, что ткань повреждается в результате специально дифференцированной функции» (de Vries, 1966). В то же время ученый отмечает, что некоторые виды активности могут приводить к болезненным ощущениям в мышцах, включая:

- интенсивные сокращения в момент, когда мышца находится в укороченном состоянии;
- мышечные сокращения, включающие резкие или некоординированные движения. В этом случае некоторые волокна могут временно подвергаться чрезмерной нагрузке, если полная нагрузка действует на мышцу до того, как произошло рекрутирование достаточного числа двигательных единиц;

- активность, включающую повторение одного и того же движения в течение продолжительного периода времени;
- баллистические движения, поскольку в конце такого движения его прекращение осуществляется мышцей и ее соединительными тканями, что вызывает рефлекторные сокращения в тот момент, когда мышца форсированно удлиняется.

Однако с момента исследований де Вриеса были достигнуты значительные успехи в области технологий, что позволило научно обосновать данную гипотезу, являющуюся, скорее всего, наиболее верной. За последние 25 лет было сделано множество фотографий, из которых ясно видно повреждение внутренней структуры саркомера после физической нагрузки (рис. 9.1). На фотографиях (R.V.Armstrong и др, 1983; Friden, 1984a, 1984b; Friben и др., 1988; Waterman-Storer, 1991) четко видны механические повреждения Z-линий. Полученные результаты показывают, что во время чрезмерной нагрузки Z-линии оказываются потенциально слабым звеном в сократительной цепочке миофибрилл (рис. 9.2, а и б, Waterman-Storer, 1991). В обоих саркомерах показано расположение промежуточных филаментов, состоящих, главным образом, из белка десмина, которые связывают соседние миофибриллы вдоль и поперек у Z-линии и окружают ее двойной структурой. На верхнем саркомере показано расположение небулина, который проходит параллельно актину в I-диске. На нижнем саркомере показана

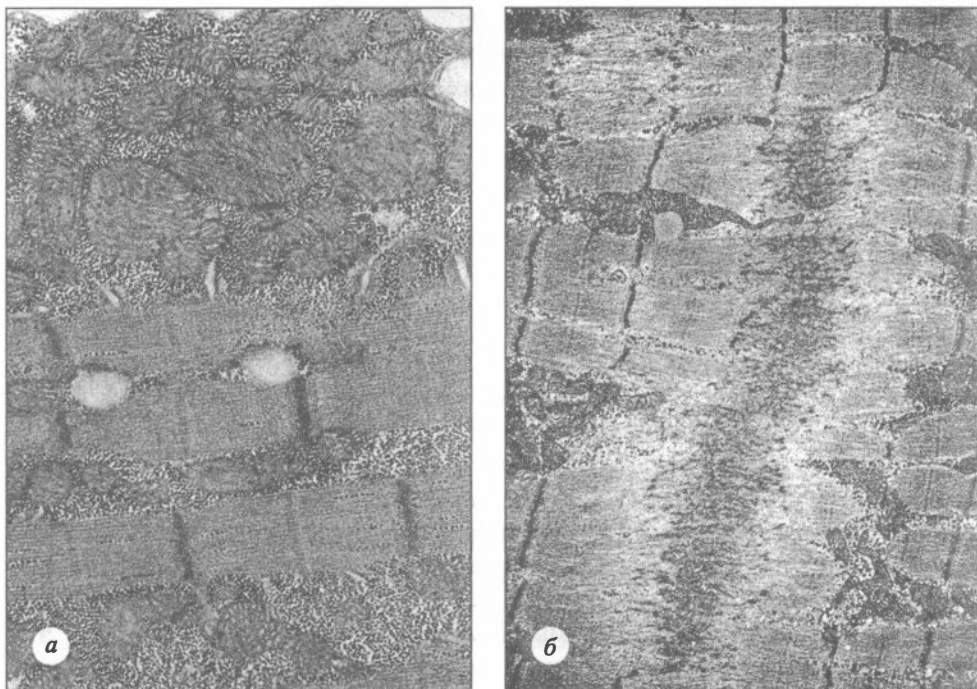


Рис. 9.1. Электронная микрофотография, иллюстрирующая нормальное (обычное) расположение филаментов актина и миозина и конфигурацию Z-диска в мышце бегуна перед марафонским забегом (а). Образец мышцы, взятый сразу же после завершения марафонской дистанции: видны повреждения саркомера (б) (Willmore and Costill, 1994)

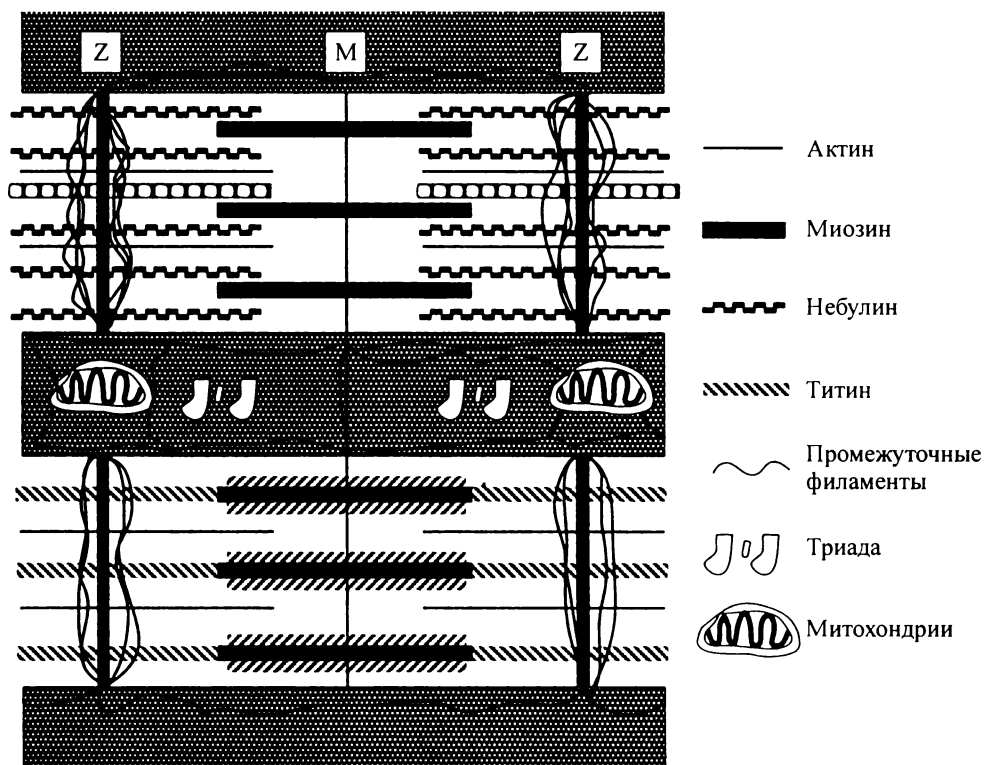


Рис. 9.2а. Схематическое изображение предлагаемого расположения цитоскелетных элементов в саркомере и вокруг него

но предположительное местонахождение титина, который растягивает на всю длину половину саркомера и прикрепляется к миозину в А-диске. Показано схематическое изображение предполагаемых воздействий интенсивной физической нагрузки на экзосаркомерную систему промежуточных филаментов. Вверху — перед выполнением физической нагрузки промежуточные филаменты проходят между соприкасающимися миофибриллами, соединяя их у Z-линий и M-линий, сохраняя осевую структуру. Внизу после физической нагрузки многие межмиофибрилярные соединения разрушаются и Z-линии утрачивают свою поперечную структуру. Некоторые Z-линии полностью исчезают, двойная структура промежуточных филаментов расщепляется, что ведет к образованию новых саркомеров. Миозин нередко утрачивает свое центральное расположение в саркомере (6).

Эта гипотеза включает в себя и такие явления, как повреждение саркоплазматического ретикулума (Byrd, 1992; McCutcheon и др., 1992; Nimmo, Snow, 1982) и системы Т-трубочек (Stauber, 1989). Оба эти повреждения отрицательно влияют на метаболизм кальция в мышечных клетках.

Для проверки верности этой гипотезы использовали также биохимическое тестирование. Эбрахем (1977, 1979) анализировал взаимосвязь между отсроченным возникновением болезненных ощущений в мышцах и

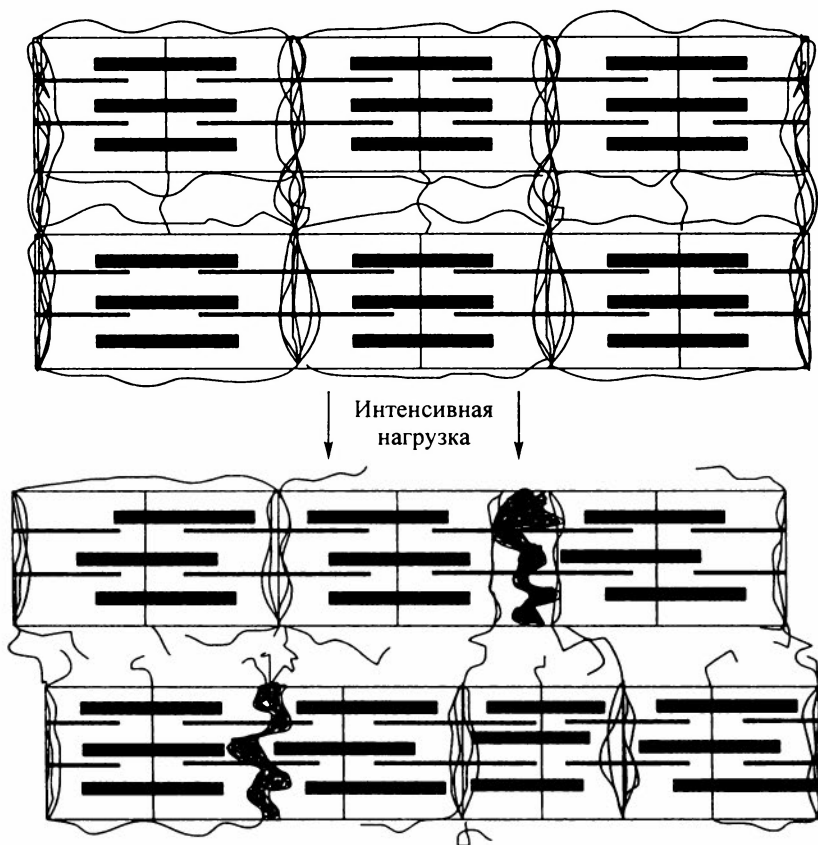


Рис. 9.26. Схематическое изображение предполагаемых воздействий интенсивной физической нагрузки на экзосаркомерную систему промежуточных филаментов

выделением миоглобина с мочой. Считается, что миоглобин выводится из мышцы в сосудистую систему во время мышечной травмы. Результаты, полученные ученым, оказались неубедительными. Еще одним потенциальным индикатором повреждения мышцы является фермент креатинкиназа. В исследовании, проведенном Бурнсом с коллегами (1985), наблюдали повышенную концентрацию этого фермента после выполнения физической нагрузки.

ГИПОТЕЗА О ПОВРЕЖДЕННОЙ СОЕДИНИТЕЛЬНОЙ ТКАНИ

Кроме сократительной ткани, в мышце может повреждаться и соединительная ткань. Результаты исследований, проведенных Эбрахемом (1977, 1979), подтверждают теорию, согласно которой отсроченное возникновение болезненных ощущений в мышцах тесно связано с раздражением соединительной ткани. Проведенные исследования продемонстрировали наличие значительной положительной корреляции между концентра-

цией гидроксипролина в моче и субъективным проявлением болезненных ощущений в мышцах. Гидроксипролин — маркер продукта распада соединительной ткани и индикатор метаболизма коллагена. Таллсон и Армстронг (1968, 1981) также нашли доказательства взаимосвязи между болезненными ощущениями в мышцах и раздражением или повреждением соединительной ткани. Предположение основано на том факте, что степень повреждения соединительных тканей оказывается выше после эксцентрических сокращений, вследствие воздействия на них большего пассивного напряжения (Sutton, 1984).

ГИПОТЕЗА О МЕТАБОЛИЧЕСКОМ НАКОПЛЕНИИ ИЛИ ОСМОТИЧЕСКОМ ДАВЛЕНИИ И ОТЕЧНОСТИ

Отсроченное возникновение болезненных ощущений в мышцах также связывают с накоплением побочных продуктов метаболизма, включая молочную кислоту (побочный продукт анаэробного метаболизма), калий (внеклеточный) и другие метаболиты, которые приводят к повышению осмотического давления внутри и извне мышечных волокон. Это, в свою очередь, способствует задержке гидратации, и, как следствие, возникновению отеков и ощущению давления на чувствительные нервы (Bobbert и др., 1986; Karpovich и Sinning, 1971).

Стаубер (1989) высказал предположение, что дискомфорт и отек, возникающие при отсроченном возникновении болезненных ощущений в мышцах, напоминают синдром мини-компартамента и что внеклеточное пространство — главный содействующий фактор. Фриден, Сфакианос и Харгенс (1986), а также Уолленстен и Эклунд (1983) в своих исследованиях наблюдали увеличение давления тканевой жидкости в мышцах, сокращавшихся эксцентрически. Хауэлл с коллегами (1985) предложили сравнить мышцу с баллоном, наполненным водой и помещенным в нейлоновый чулок. «Наличие баллона предотвращает растягивание чулка на всю длину. Точно так же жидкость в отеке, находящемся в трехмерной матрице эндомизия, перимизия и эпимизия, будет ограничивать их растяжение». Именно повышенный объем жидкости оказывает воздействие пассивного напряжения на чулок. С этим напряжением связаны ощущения боли, опухоли и тугоподвижности. Хауэлл с коллегами (1985) высказали также предположение, что медленное растягивание с преодолением начального барьера тугоподвижности может «представлять собой процесс выжимания воды из матрикса перимышечной соединительной ткани в интерфасциальные плоскости».

Следует, однако, отметить целый ряд проблем, возникающих в связи с выдвинутыми предположениями. Самые сильные болезненные ощущения в мышцах, как правило, после физических нагрузок, включающих выполнение эксцентрической работы, во время которой в момент сокращения мышца удлиняется. Результаты исследований показывают, что эксцентрические сокращения связаны с меньшим потреблением энергии или кисло-

рода, чем концентрические (R.V.Armstrong, 1984; R.V. Armstrong и др., 1991). Кроме того, в ряде исследований (Asmussen, 1953; Seligev и др., 1980) более высокая электромиографическая (ЭМГ) активность отмечена при выполнении концентрической работы с определенной нагрузкой, в отличие от эксцентрической. И наконец, предположение о том, что повышенное внутримышечное давление является причиной болевых ощущений, опровергают Д.А. Джонс, Ньюхем, Облеттер и Джамберардино (1987). Основанием для этого является тот факт, что во время изометрических сокращений внутримышечное давление может увеличиться до нескольких сот миллиметров ртутного столба (A.V.Hill, 1948). Однако это давление не ощущается как болезненное. Более того, даже в болезненных мышцах изометрические сокращения не усугубляют болевых ощущений.

ГИПОТЕЗА О МОЛОЧНОЙ КИСЛОТЕ

Одно из первых и наиболее популярных объяснений немедленного или отсроченного возникновения болезненных ощущений в мышцах связывают с накоплением продуктов распада, и особенно молочной кислоты. Молочная кислота — побочный продукт метаболизма и образуется только при отсутствии кислорода. Следовательно, ее накопление происходит при недостаточном кровоснабжении мышц. Таким образом, молочная кислота не является фактором, обуславливающим болезненные ощущения после пассивных упражнений и большинства программ статического растягивания.

ГИПОТЕЗА О ЛОКАЛИЗОВАННОМ СПАЗМЕ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ЕДИНИЦ

Как утверждается в многочисленных работах де Вриеса (1961а, 1961б, 1962, 1966), отсроченные локализованные болезненные ощущения в мышцах, возникающие после выполнения непривычной физической нагрузки, обусловлены тоническим, локализованным спазмом двигательных единиц, число которых колеблется в зависимости от степени болевых ощущений:

1. Физическая нагрузка, превышающая минимальный уровень, приводит к определенной степени ишемии (т.е. временному дефициту кровоснабжения) в активной мышце.

2. Ишемия вызывает боль в мышце. Вероятно, она возникает в результате передачи Р-субстанции (определенной болевой субстанции) через мембрану мышечной клетки в тканевую жидкость, из которой получает доступ к болевым окончаниям.

3. Результирующая боль впоследствии вызывает защитное, рефлективное, тоническое мышечное сокращение.

4. Тоническое сокращение затем вызывает локализованные участки ишемии в мышечной ткани и, таким образом, возникает замкнутый круг, ведущий к локальному, тоническому мышечному спазму.

Используя специально разработанное оборудование, де Вриес выявил положительную взаимосвязь между степенью обусловленных физической нагрузкой болевых ощущений и уровнем электрической активности мышцы. Он также обнаружил, что статическое растягивание приносит симптоматическое облегчение, а также вызывает существенное снижение электрической активности в болезненных мышцах.

При попытке повторить эксперимент де Вриеса, Эбрахем (1977) не сумел выявить значительные изменения ЭМГ в результате обусловленных болезненных ощущений в мышцах. Не сумели подтвердить результаты де Вриеса также Талаг (1973), Торген (1985) и Ньюхем с коллегами (1983). Более того, согласно современным данным, наличие повышенной электрической активности в расслабленных болезненных мышцах представляется маловероятным (Lund и др., 1991). Это указывает на необходимость проведения дополнительных исследований.

ФАКТОРЫ, ПРЕДРАСПОЛАГАЮЩИЕ К ВОЗНИКНОВЕНИЮ ОТСРОЧЕННЫХ БОЛЕЗНЕННЫХ ОЩУЩЕНИЙ В МЫШЦАХ

Этиология возникновения отсроченных болезненных ощущений в мышцах пока не известна. Вместе с тем приводятся различные факторы, некоторые из них мы рассмотрим.

Эксцентрические сокращения. Одно из объяснений причины возникновения отсроченных болезненных ощущений в мышцах можно соотнести с природой или сущностью напряжения, которое развивается в тканях при удлинении или укорачивании. Когда мышца сокращается концентрически, мышечные волокна активно сокращаются (укорачиваются) и выполняется положительная работа. Если мышца непрерывно укорачивается, то производимое ею напряжение снижается. Чтобы поддержать производство напряжения, следует увеличивать число участвующих в сокращении мышечных волокон, вследствие чего растяжение (натяжение), оказываемое каждым отдельным мышечным волокном на его соединительную ткань, снижается. Нагрузка, таким образом, распределяется на большую массу мышечных клеток, которые при этом не подвергаются перегрузке и, таким образом, не допускается повреждение тканей.

При удлинении мышц отдельные мышечные волокна способны сокращаться. Это удлиняющее сокращение называется эксцентрическим. Оно производит отрицательную работу. Как и концентрические, эксцентрические сокращения обуславливают производство активного напряжения, которое передается через соединительные ткани. Как известно, степень возбуждения мышц зависит от количества и частоты разрядки активных двигательных единиц. Активная двигательная единица состоит из одного мотонейрона и мышечных клеток, иннервируемых ответвлениями его аксона. В результате анализа литературы Дин (1988) выяснил, что активность ЭМГ «снижается при эксцентрических мышечных сокращениях по сравнению с концентрическими сокращениями сопоставимой силы и

скорости. Следовательно, при эксцентрическом сокращении по сравнению с concentрическим может рекрутироваться меньшее число двигательных единиц».

Это объясняется тем, что пассивное напряжение соединительной ткани, увеличивающееся с длиной, компенсирует снижение активного напряжения, что приводит к увеличению эластичного напряжения. По мнению Фолкнера, Брукса и Опитека (1993), удлиняющее сокращение также отражает повышенную нагрузку на отдельные поперечные мостики: «Напряжение на активную единицу при отрицательной работе выше, чем при положительной, следовательно, выше и вероятность повреждения частей (т.е. соединительной ткани и сократительных компонентов) мышц» (Asmussen, 1956). Первоначально считалось, что структурные нарушения могут быть вторичными и являться следствием активации лизосомных ферментов, сопровождающейся воспалительным процессом (Friden и др., 1981). Однако предположение, что воспалительный процесс является вторичным по сравнению с повреждением миофибрилл, не нашло подтверждений со стороны других исследователей (R.V.Armstrong и др., 1983; Friden и др., 1983).

Состояние тренированности. Согласно достаточно распространенной теории, степень болезненных ощущений в мышцах или тугоподвижности соответствует состоянию тренированности этих тканей. Иначе говоря, у людей с нетренированными или тугоподвижными мышцами, как правило, наблюдается более сильная реакция на различные физические нагрузки. Следовательно, их мышцы и соединительные ткани в большей мере восприимчивы к растяжению и разрыву. Таким образом, можно утверждать, что «тугоподвижность представляет собой болезнь физически неподготовленных людей» (J.C.P. Williams, Spertyn, 1976).

В последние годы было проведено немало исследований, в которых предпринималась попытка снизить или устранить отсроченные болезненные ощущения в мышцах при помощи физических тренировок. Клик и Эстон (1992) выявили ряд исследований, в которых удалось добиться уменьшения степени болезненных ощущений в мышцах наряду со снижением морфологических изменений, увеличением уровня физической деятельности и повышением концентрации креатинкиназы в крови (Byrnes, Clarkson, 1986; Byrnes и др., 1985; Clarkson и др., 1987; Knuttgen, 1986; Schwane и др., 1987). Полагают, что защитное действие тренировки длится до 6 (Byrnes и др., 1985) — 10 нед (D.A. Jones, Newham, 1985). Исследования показывают, что необходимая продолжительность тренировочных занятий может колебаться от нескольких недель (Friden и др., 1983) до отдельного интенсивного тренировочного занятия (R.V.Armstrong и др., 1983, Byrnes и др., 1985; Clarkson и др., 1987; Ebbeling, Clarkson, 1989).

Недостаточная разминка. Среди тренеров и спортсменов бытует убеждение, что болезненные ощущения в мышцах являются следствием неадекватной разминки перед выполнением физических упражнений. По мнению Меллеровича и Хансена (1971), неадекватная циркуляция крови и неразогретые мышцы и сухожилия приводят к растяжениям и разрывам. Более подробно о разминке мы поговорим в главе 10.

ТРАВМА И ОБУСЛОВЛЕННЫЕ ЧРЕЗМЕРНЫМИ НАГРУЗКАМИ ПОВРЕЖДЕНИЯ МЫШЦ И СОЕДИНИТЕЛЬНЫХ ТКАНЕЙ

Все ткани имеют механический предел прочности, преодоление которого приводит к внутренним повреждениям. Причины повреждения могут быть разные, а последствия — значительные. Травмы двигательного аппарата делятся на два вида: хронические, или обусловленные чрезмерными нагрузками, и острые (разрывы, ушибы). Хронические травмы возникают в том случае, когда мышца вынуждена выполнять работу непривычной интенсивности или продолжительности. Результатирующая гистологическая картина в мышечной ткани напоминает картину некротического воспаления с разрывами и отеком мышечных волокон и инфильтрацией внеклеточного пространства с клетками, сопровождающими воспаление (Round и др., 1987). Острая травма, с другой стороны, является результатом кратковременного воздействия механических сил на мышечные ткани, вызывающего разрыв кровеносных сосудов и мышечных волокон. Чрезмерное растягивание ткани приводит к таким травмам, как растяжение связочной ткани и ткани капсулы или растяжение мышечной и сухожильной ткани. При незначительном растяжении отмечается незначительное кровоизлияние, разрыв небольшого числа волокон и незначительная воспалительная реакция. При значительных растяжениях наблюдают сильное внутримышечное кровоизлияние, частичный или полный разрыв мышцы и ее соединительной ткани. В обоих случаях реакция на травму характеризуется следующей последовательностью явлений: травма, воспаление, ремонт и ремоделирование.

Воспалительная реакция. Исходной биологической реакцией практически на все травмы является воспаление. Воспаление представляет собой сосудистую и клеточную реакцию, направленную на восстановление поврежденных тканей. Степень повреждения ткани зависит от величины силы, воздействующей на волокна. Степень воспаления, в свою очередь, прямо пропорциональна величине или степени повреждения. Воспалительная реакция представляет собой динамичную и непрерывную последовательность хорошо согласующихся явлений. Еще 2000 лет тому назад были описаны 5 основных признаков воспаления: покраснение, припухлость, повышение температуры, боль и изменение или потеря функции. Согласно Рубину и Фарберу (1994), воспалительный процесс протекает следующим образом:

- инициация механизмов, отвечающих за локализацию и выведение инородных тел; стимулирование поврежденных тканей вследствие осознания того, что ткани подверглись травме;
- усиление воспалительной реакции, в результате чего активируются как растворимые медиаторы, так и клеточные воспалительные системы;
- прекращение воспалительной реакции после генерации воспалительных агентов и устранения инородных тел, осуществляемое специальными ингибиторами медиаторов.

Первые этапы воспалительного процесса характеризуются сосудистыми изменениями. Сразу же после травмы происходит временное сужение локальных сосудов, длящееся 5–10 мин. Затем происходит активное расширение всех локальных небольших сосудов и усиление кровотока.

Повреждение тканей «включает» ряд механизмов, что приводит к увеличению концентрации в ткани эндогенных (производимых в организме) биологически активных веществ, в том числе расширяющих сосуды. Наиболее мощными сосудорасширяющими веществами являются гистамин, кинины и особенно простагландин-Е и простаглицлин. Вначале считали, что главным медиатором воспалительной реакции сосудов является гистамин. Это вещество выделяется из тучных клеток, гранулоцитов и тромбоцитов. Оно вызывает локальное расширение крупных и повышает проницаемость небольших сосудов. Однако это действие непродолжительное (менее 30 мин) ввиду быстрого истощения его запасов. 5-гидрокситриптамин (5-НТ), обладающий таким же действием, что и гистамин, выделяется из тромбоцитов. Повышенная проницаемость кровеносных сосудов способствует выведению клеточного «мусора» и кусочков поврежденной ткани, а также обеспечивает прохождение в последнюю белков плазмы. Белки плазмы могут стать весьма важным средством для защиты тканей. Кроме того, в крови может содержаться определенное число антимикробных и питательных веществ, необходимых для восстановления поврежденных клеток. Наконец, из разорванных сосудов выделяются кинины — серия биологически активных пептидов, и простагландины (главным образом PGE1 и PGE2). Они способствуют освобождению брадикинина (ВКН). Простагландины, по-видимому, являются заключительными медиаторами острого воспаления (Madden, Arem, 1986).

В это время в ткани появляются характерные признаки воспаления — покраснение, повышение температуры, припухлость (отечность), боль, нарушение функции. Покраснение и повышение температуры обусловлено усилением кровотока. Отечность является результатом накопления жидкости в ткани. Боль возникает в результате действия различных стимулов, включая химические, механические и тепловые агенты. В организме человека содержится четыре основных класса болевых рецепторов: хеморецепторы, реагирующие на химические стимулы, механорецепторы — на механические, терморецепторы, реагирующие на изменения температуры и полимодальные рецепторы, которые реагируют на несколько или на все виды стимулов.

Послевоспалительное восстановление и ремоделирование. Следующими этапами воспалительного процесса являются восстановление (ремонт) и ремоделирование. Восстановление связано с пролиферацией капилляров и фибробластов (клеток, синтезирующих коллагеновые волокна). Поэтому фазу восстановления нередко называют фиброплазией. Механизмы, посредством которых фибробласты начинают синтезировать рубцовую ткань, главным образом коллагеновые и белковые полисахариды, пока еще не известны. В этот период времени новые коллагеновые волокна произвольно ориентируются и хорошо растворимы; установленные

связи еще очень хрупкие. Во время ремоделирования коллагеновый синтез продолжается, наряду с реориентацией коллагеновых фибрилл в направлении нагрузки и образованием нормальных поперечных связей между фибриллами. Таким образом, микроскопически архитектура коллагеновых волокон изменяется в сторону более организованной структуры. При относительно значительном повреждении наблюдаются обширные рубцы. Сила и пластические характеристики рубцовой ткани зависят от образования и плотности межмолекулярных ковалентных связей, а также от ориентации отдельных коллагеновых волокон.

Рубцевание, особенно обширное, представляет собой определенную проблему. Мышца очень медленно восстанавливает свою силу, сухожилия же, вследствие менее интенсивного кровоснабжения, еще медленнее. Сила — не единственный важный физический параметр, на который влияют рубцы. В результате образования рубцовой ткани утрачивается эластичность. Как отмечает Арнхайм (1989), рубцевание приводит к довольно серьезным последствиям у спортсменов (которые нередко возвращаются на спортивную площадку, до конца не залечив травму), поскольку растяжения имеют тенденцию рецидивировать. Чем чаще возникают растяжения в определенном участке мышцы, тем больше количество рубцовой ткани и тем выше вероятность рецидива травм.

МЕДИЦИНСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ОСТРЫХ ТРАВМ МЯГКИХ ТКАНЕЙ

Три этапа медицинского лечения совпадают с тремя этапами микропатологических изменений, которые Оукс (1981) и Ван дер Мелин (1982) называют по-разному (табл. 9.1).

Лечение во время острой воспалительной фазы. Эта фаза может длиться до 72 ч в зависимости от серьезности травмы. Главная задача в это время — свести к минимуму степень кровоизлияния и отека. Она решается в результате использования ПЛПП:

П — покой для поврежденных мягких тканей;

Л — наложение льда на 20–30 мин с интервалом в 1 ч на протяжении 4 ч после травмы;

П — наложение тугой повязки не менее чем на 48 ч;

П — поднятие с целью усилить венозный отток (рис. 9.3 и 9.4).

Оукс (1981) подчеркивает, что во время этой фазы не следует прикладывать тепло, по крайней мере в течение 48–72 ч, поскольку это может усилить кровотечение и, следовательно, образование отека. Кроме того, не следует употреблять алкоголь, так как он вызывает расширение сосудов. Оукс (1981) и Келлетт (1986) также не

Таблица 9.1. Этапы повреждения мягких тканей

Фаза	Оукс (1981)	Ван дер Мелин (1982)
1	Острого воспаления	Реакции
2	Восстановления	Регенерации
3	Ремоделирования	Ремоделирования

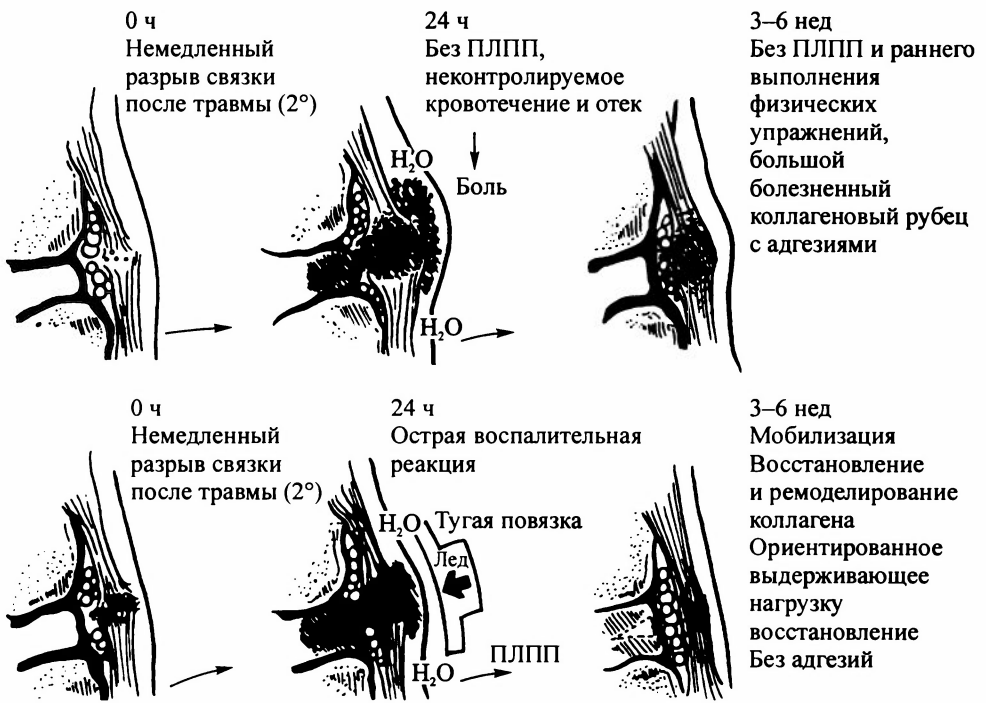


Рис. 9.3. Схематическое изображение травмы связки без использования ПЛПП и анти-простагландина или ранняя мобилизация, использование ПЛПП, антипростагландина и ранней мобилизации (Oakes, 1981)

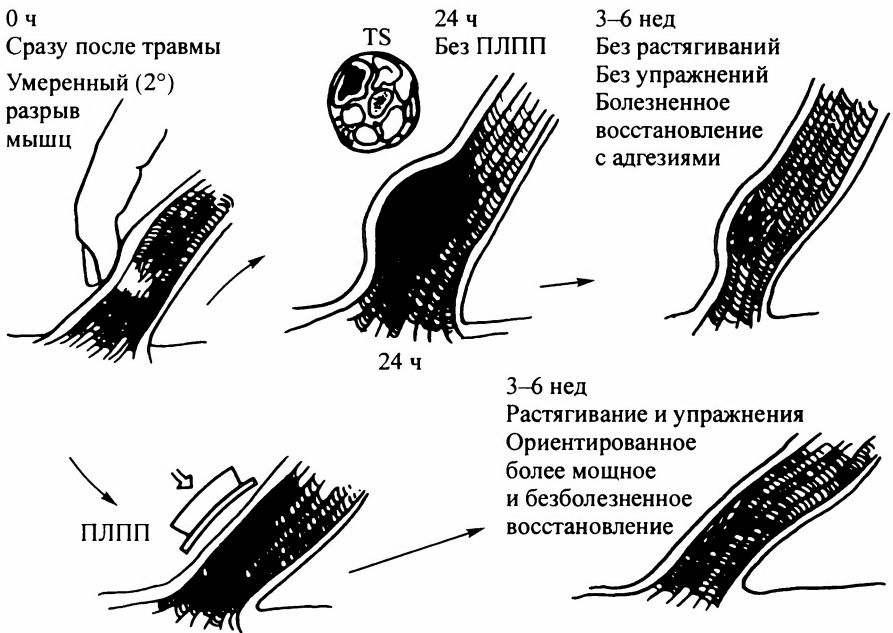


Рис. 9.4. Схематическое изображение мышечной патологии после разрыва с использованием ПЛПП и растягиваний и без них (Oakes, 1981)

рекомендуют использовать экзогенные стероиды ввиду того, что они замедляют восстановление коллагена.

Лечение во время фазы восстановления («ремонта»). Продолжительность этой фазы составляет 48 ч — 6 нед. По мнению Оукса (1981), это наиболее трудная для лечения фаза, требующая достижения равновесия между обеспечением оптимальных условий для поврежденной мышцы и для восстановления связок и удовлетворением потребности спортсменов и тренеров поскорее вернуться в строй. В частности, необходимо ускорить процесс восстановления путем локальной подвижности, одновременно поддерживая уровень сердечно-сосудистой подготовленности, тренируя все тело. Особое внимание следует обратить на то, что преждевременное участие спортсмена в соревнованиях может привести к повторному разрыву мышцы или связки.

Лечение во время фазы ремоделирования. Эта фаза может длиться от 3 нед до года и больше. Именно во время этой фазы происходит ремоделирование коллагена, направленное на увеличение функциональных возможностей с тем, чтобы он мог выдержать действующую на него нагрузку. Различие между фазами восстановления и ремоделирования состоит в том, что во время первой происходит увеличение количества коллагена, а во время второй — изменение его качества (ориентация и предел прочности на разрыв). Подобное разделение, однако, является искусственным, так как практически наблюдается существенное слияние этих фаз.

ВЛИЯНИЕ МЕХАНИЧЕСКОЙ НАГРУЗКИ НА ЭЛАСТИЧНОСТЬ И СИЛУ КОЛЛАГЕНА В РУБЦОВОЙ ТКАНИ

Может ли растягивающее усилие влиять на ремоделирование поврежденной (рубцовой) ткани, увеличивая оптимальное восстановление ее эластичности и силы? Безусловно. Нагрузка и движение способствуют наиболее функциональному расположению коллагеновых волокон, максимально стимулируют процесс заживления, создавая адекватный тип соединительной ткани и сводя к минимуму срастание рубцовой ткани (Cummings, Tillman, 1992). Современная теория свидетельствует, что физическая или терапевтическая нагрузка может снижать количество коллагеновых поперечных соединений, увеличивая интенсивность обмена коллагена (Shephard, 1982). Как уже сказано в главе 4, сила коллагена (и, следовательно, рубцовой ткани) частично обусловлена внутримолекулярными поперечными соединениями между альфа₁ и альфа₂ цепочками молекулы коллагена и межмолекулярными поперечными соединениями между коллагеновыми фибриллами, филаментами и волокнами. Бриант (1977) высказывает предположение, что видоизменения срастаний (адгезий) и рубцов, очевидно, связаны с развитием или разрушением поперечных соединений между коллагеновыми единицами. Этот процесс называется обменом коллагена — непрерывным и одновременным его производством и расщеплением. Если интенсивность расщепления превышает интенсив-

ность производства, рубец становится мягче и меньше. Таким образом, если физическая нагрузка может снизить количество коллагеновых поперечных соединений, увеличивая интенсивность обмена коллагена, растягивание, вполне вероятно, может определить степень растяжимости, эластичности и силы ремоделированных тканей.

Согласно Каммингу и Тиллмену (1992), «соединительной ткани необходимо время, чтобы ремоделироваться пропорционально увеличивающимся потребностям новой ситуации». Влияние нагрузки на силу новой рубцовой ткани представляет собой функцию интенсивности и продолжительности нагрузки. При воздействии чрезмерной нагрузки на вновь сформировавшуюся и слабую ткань рубец растягивается и становится слабым.

Растягивание рубцовой ткани может быть весьма опасным, поскольку может произойти разрыв не только ремоделированной соединительной ткани, но и сосудистого ложа, что приводит к более обильному кровотечению. Следовательно, воспалительный процесс усиливается и процесс восстановления затягивается. Более того, воспалительный процесс может привести к болевым ощущениям и мышечным спазмам, тем самым ограничивая диапазон движения (Burkhardt, 1982). Следует запомнить, что когда новый коллаген еще не полностью созрел, он очень восприимчив к новой травме (Booth, Gould, 1975). В этой связи Тиллмен и Камминг (1992) подчеркивают: «Врач, который оказывает физическое воздействие на рубец с целью ремоделирования, должен визуализировать клеточную, хрупкую структуру нового рубца. Использование нагрузки, чтобы «растянуть» рубцовую ткань на этом этапе, приведет к удлинению рубца, обусловленному всего одним из двух механизмов: разрыву мембран клетки и некрозу клетки в ответ на значительную или неожиданную нагрузку или миграцией клеток в ответ на незначительную и продолжительную нагрузку.

РЕЗЮМЕ

После физической нагрузки нередко возникают болевые ощущения двух видов: проявляющиеся сразу же после занятия или спустя 24–48 ч. В настоящее время болезненные ощущения в мышцах объясняют, по меньшей мере, пятью механизмами, которые могут действовать независимо или в сочетании друг с другом. Независимо от причины возникновения болезненных ощущений в мышцах, мы можем с уверенностью сказать, что с точки зрения физиологии целесообразно проводить разминку до и после занятий двигательной активностью, а также выполнять упражнения на растягивание.

ОСОБЫЕ ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА УРОВЕНЬ ГИБКОСТИ

Помимо рассмотренных выше, существует целый ряд других факторов, которые могут влиять на уровень гибкости человека. К ним относятся возраст, пол, телосложение, латерализация, тренировка и циркадные ритмы. Все они рассматриваются в этой главе.

ДЕТИ И РАЗВИТИЕ ГИБКОСТИ

Данные о взаимосвязи между возрастом и уровнем гибкости, и особенно о возможности увеличения или снижения уровня гибкости в период физического развития, довольно противоречивы. Результаты исследований показывают, что маленькие дети являются достаточно гибкими и что в школьные годы уровень гибкости снижается вплоть до пубертатного периода, после чего снова начинает возрастать. После завершения периода полового созревания уровень гибкости стабилизируется и затем начинает снижаться. Несмотря на то что с возрастом уровень гибкости снижается, у физически активных людей степень его снижения минимальна.

Изменение уровня гибкости у детей. Гуревич и О'Нилл (1944) провели одно из первых исследований в этом направлении и выявили постепенное снижение уровня гибкости у детей от 6 до 12 лет и последующее возрастание вплоть до 18-летнего возраста. Кендолл и Кендолл (1948) протестировали приблизительно 4500 детей (детские садики — 12-е классы). Тесты предусматривали касание кончиков пальцев ног и касание лбом коленей в положении сидя. Ученые выявили, что в 5-летнем возрасте 98 % мальчиков и 86 % девочек могут коснуться руками кончиков пальцев ног. Начиная с 6-летнего возраста, эти показатели резко снижались, и в 12 лет этот тест могли выполнить только 30 % мальчиков и девочек. После 13 лет процент выполняющих тест постепенно увеличивался до 17-летнего возраста. В 5-летнем возрасте только 15 % девочек и 5 % мальчиков могли выполнить второй тест (касание коленей лбом). До 17-летнего возраста эти показатели существенно не изменялись (см. рис. 10.1, *а* и *б*).

Хапприч и Сигерсет (1950) изучали группу девочек в возрасте 9–15 лет и не обнаружили значительных различий между ними при выполнении шести различных тестов на гибкость. Вместе с тем наблюдалась

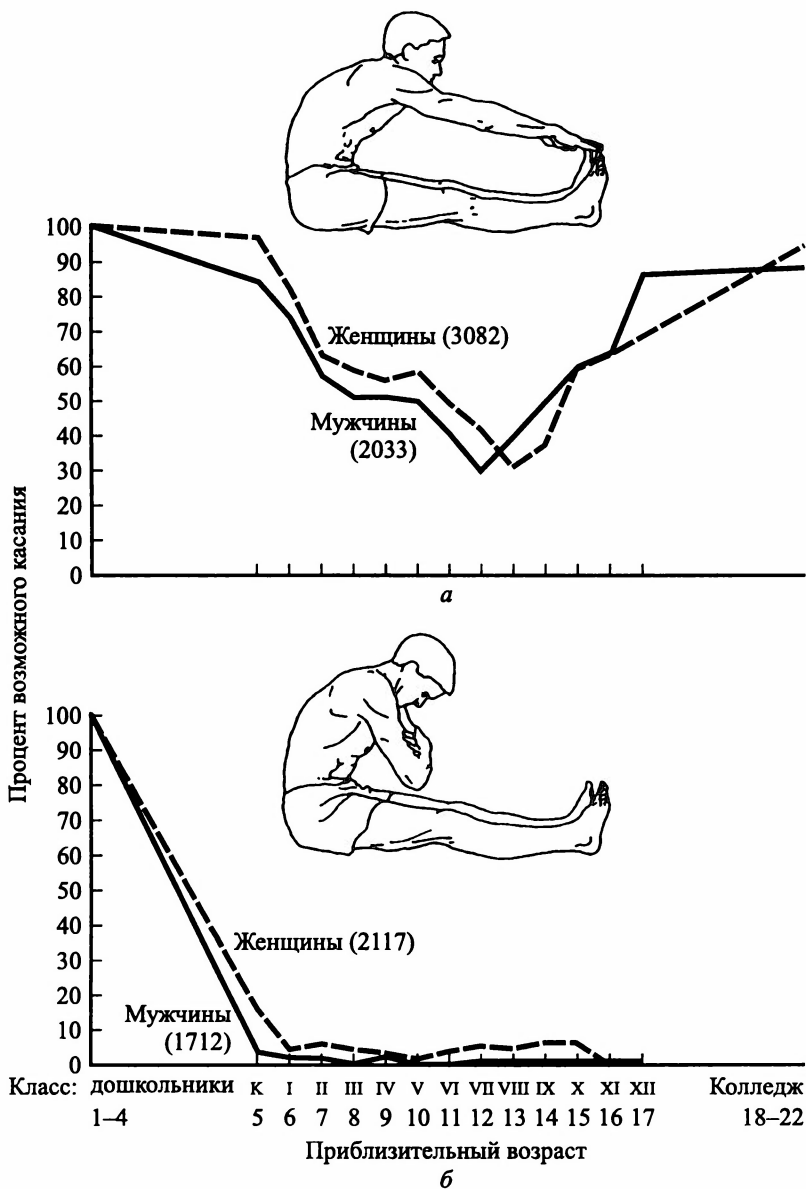


Рис. 10.1. Тест 1(а): Касание кончиками пальцев рук пальцев ног (N = 5,115). Тест 2(б): Касание лбом коленей в положении сидя (N = 3,829) (Kendall and Kendall, 1948)

тенденция к снижению амплитуды сгибания плечевого, коленного и тазобедренного суставов в возрасте 12–15 лет. Лейтон (1956) измерял показатели гибкости у мальчиков 10–18 лет. Он наблюдал снижение уровня гибкости в пубертатный период. Год спустя Бакстон (1957) наблюдал снижение уровня гибкости у мальчиков и девочек, начиная с 6 и заканчивая 12-летним возрастом, и последующее увеличение его вплоть до 15 лет. Спустя некоторое время Барли, Добелл и Фаррелл (1961) не выявили сушест-

венных групповых различий в ряде показателей уровня гибкости у учениц 7–9-х классов. Кларк (1975) наблюдал снижение гибкости у мальчиков, начиная с 10-летнего возраста, а у девочек с 12-летнего. Крахенбуль и Мартин (1977) наблюдали снижение гибкости плечевых, коленных и тазобедренных суставов в возрасте 10–14 лет. Джермен и Блеир (1983), изучая гибкость плечевых суставов, отмечали ее увлечение в возрасте 5–10 лет и последующее стабильное снижение. Козлов (1987) провел исследование с участием 320 мужчин и женщин в возрасте 9–21 года. Степень сгибания–разгибания плечевых суставов у 13-летних испытуемых обоего пола была выше, чем у 9-летних. Мужчины и женщины в возрасте 17–21 год были значительно более гибкими, чем 9- и 13-летние (по результатам теста «сесть и дотянуться»). Снижение уровня гибкости наблюдали даже у 5–6-летних детей (Cabbard и Tandy, 1988).

Как считает Сермеев (1966), развитие гибкости не является идентичным в различные возрастные периоды и одинаковым для различных движений.

Итак, степень гибкости человека зависит от множества взаимодействующих факторов. В области спорта и танцев гибкость связана с уровнем подготовленности и тренированности (M.J.L.Alexander, 1991; Chatfield и др., 1990). Чем выше квалификационные требования, тем большая подвижность спортсменов. Что касается обычных людей, то на уровень гибкости в первую очередь влияет качество и количество двигательной активности различного вида (Salminen и др., 1993). Хотя уровень гибкости и снижается с возрастом, у физически активных людей степень снижения значительно ниже.

Повышенная тугоподвижность у детей накануне препубертатного периода. Были предложены различные объяснения снижения уровня гибкости у детей накануне пубертатного периода. Так, по одной из версий, в периоды быстрого роста кости развиваются значительно быстрее, чем мышцы. Вследствие этого увеличивается мышечно-сухожильная тугоподвижность сустава (Leard, 1984; Michel, 1983). Высказывалось также предположение, что снижение уровня гибкости, особенно подколенных сухожилий задней группы мышц бедра, непосредственно связано с продолжительным пребыванием в положении сидя во время занятий в школе (Milne, Mieran, 1979; Milne и др., 1981).

Критические периоды в развитии гибкости. Существуют ли критические периоды, во время которых растягивание является наиболее эффективным для развития гибкости? Критическим периодом является период времени, во время которого, во-первых, человек способен эффективно выполнить определенную функцию и, во-вторых, наиболее высока вероятность осуществления изменений с оптимальной интенсивностью. Гибкость можно развивать в любом возрасте при условии адекватной тренировки; вместе с тем степень улучшения гибкости неодинакова в каждом возрасте и не каждый возраст в равной степени оптимален для ее развития.

Исследование подвижности тазобедренного суставов у 1440 спортсменов 10–30 лет обоего пола и 3000 детей и взрослых, не занимающихся спортом, которое провел Сермеев (1966), показало, что развитие подвиж-

ности тазобедренного сустава не происходит одинаково в различном возрасте и при выполнении различных движений. Наибольшее увеличение гибкости отмечено в 7–11-летнем возрасте. К 15 годам показатели подвижности тазобедренного сустава достигают максимальных значений, после чего происходит снижение уровня гибкости.

Эта информация ни в коей мере не означает, что программа упражнений на растягивание бесполезна после завершения критического периода или что критический период определяет потенциал развития гибкости человека.

Согласно имеющимся данным, даже люди пожилого возраста могут рассчитывать на успех с точки зрения увеличения амплитуды движений в результате занятий по программам двигательной активности (Bell и Hoshizaki, 1981; Hopkins и др., 1990; Morey и др., 1989). Результаты многочисленных исследований подтверждают, что использование полного диапазона движения суставов позволяет поддерживать оптимальную амплитуду движений и противостоять возрастному снижению уровня гибкости (Bassey и др., 1989).

ПОЛОВЫЕ РАЗЛИЧИЯ В УРОВНЕ ГИБКОСТИ

Установлено, что женщины обладают большей гибкостью, чем мужчины (Allander и др., 1974; М.А. Jones и др., 1986). Различия в уровнях гибкости между мужчинами и женщинами могут быть обусловлены рядом факторов, включая анатомические и физиологические.

Анатомические половые различия. Одним из анатомических факторов, обеспечивающих женщинам большую степень гибкости, является различие между участками таза мужчин и женщин. Кости таза мужчин, как правило, более тяжелые и крупные, граница входа в таз не закруглена, полость менее широкая; саркоседалищная вырезка, лонная дуга и крестец более узкие, а вертлужная впадина более компактная, чем у женщин. А так как у женщин более широкие бедра, диапазон движения в тазовой области у них больше (рис. 10.2, а и б).

В то же время и у женщин наблюдаются различия в структуре таза, которые влияют на диапазон движения (рис. 10.3). Чаще всего используется классификация видов таза, предложенная Колдуэллом и Молоем (1933), основанная на форме верхнего края таза.

1. Гинекоидный, или женский, тип таза встречается чаще всего — почти у 50 % женщин. Он характеризуется округленным или слегка овальным входом; лобковая дуга образует угол, равный приблизительно 90° .

2. Андроидный, или воронкообразный, тип таза встречается примерно у 20 % женщин. Он характеризуется сердцеобразным верхним краем, клиноподобным входом и углом лобковой дуги $60\text{--}75^\circ$. Женщины, имеющие этот тип таза, сталкиваются с определенными трудностями при родах.

3. Плоский тип таза наименее часто встречается у мужчин и женщин. Лишь у 5 % обследованных был выявлен этот тип таза. Он характеризует-

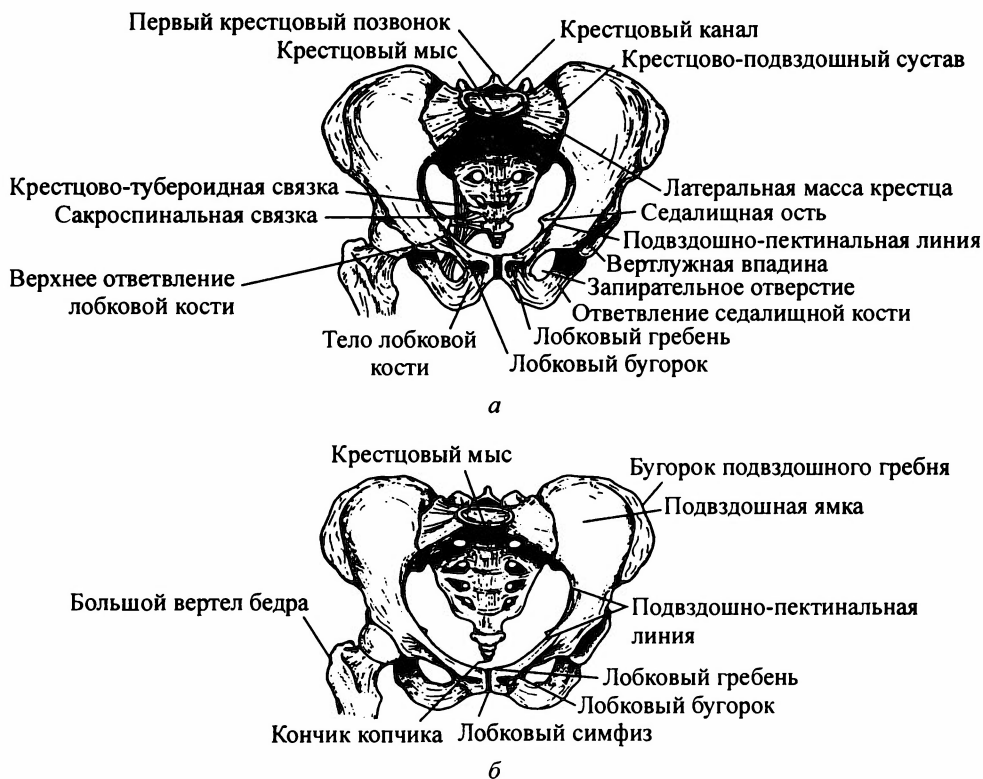


Рис. 10.2. Мужской таз (а); женский таз (б) (Shell, 1992)

ся равномерным сужением переднезаднего диаметра и смещением крестца вперед между подвздошными костями.

4. Примерно 20 % женщин обладают антропидным типом таза. Он характеризуется удлиненным переднезадним размером и укороченным поперечным диаметром. Обычно таз этого типа настолько большой, что роды протекают довольно легко.

Кроме того, для женщин также характерна большая амплитуда выпрямления локтевого сустава. Это объясняется более короткой верхней кривизной олекранального отростка локтевого сустава у женщин по сравнению с мужчинами (Gelabert, 1966).

Корбин (1980) также высказывает предположение, что девочки имеют более высокий потенциал развития гибкости после пубертатного периода и особенно амплитуды сгибания туловища вследствие более низко расположенного центра тяжести и меньшей длины ног по сравнению с мальчиками. Корбин и Нобл (1980) также подчеркивают, что различия в регулярных занятиях двигательной активностью между представителями полов могут обуславливать различия в гибкости между ними.

Гормональные влияния беременности на гибкость. На гибкость также влияет состояние беременности (Abramson и др., 1934; Bird и др., 1981). Вследствие изменений, происходящих во время беременности, подвижность суставов и гибкость увеличиваются. Как отмечают Бейтон, Грэ-



Рис. 10.3. Схематическое изображение четырех типов таза и влияние характерных изменений структуры таза на механизмы движения (Danforth and Ellis, 1963)

хем и Берд (1989), а также Мак-Нитт-Грей (1991), изменения, происходящие в тазовых суставах на поздних этапах беременности, могут быть обусловлены как локальными, так и системными причинами. К первым относится воздействие массы матки на верхний край таза, а также другие биомеханические факторы, такие, как изменение центра массы и изменение механической нагрузки. Что касается второй причины, то это, по всей видимости, действие циркулирующих гормонов. Основным гормоном, ответственным за эти изменения, считают релаксин. После рождения ребенка производство его сокращается и связки снова становятся не такими подвижными. Вместе с тем Бейтон, Грэхем и Берд (1989) отмечают, что до сих пор не установлено, обусловлены ли эти изменения релаксином, прогестогенами и эстрогенами или же измененным стероидным метаболизмом.

Эстроген

Коллаген составляет приблизительно 1/3 общей массы тела (Hall, 1981). Тем не менее взаимосвязь между коллагеном и половыми гормонами изучена недостаточно (Brincat и др., 1987). Исследования, как правило, проводились на крысах или мышах. При исследованиях у людей главное внимание обращали на снижение плотности костей после менопаузы.

Релаксин

Релаксин представляет собой полипептидный гормон, выполняющий три основные биологические функции: ингибирование сокращений матки, удлинение межлобковой связки и «смягчение» шейки матки. Во время бе-

ременности шейка матки претерпевает некоторые изменения, обеспечивающие достаточное расширение ее для прохождения плода при родах. Гормональные воздействия, способствующие этому процессу, еще малоизучены.

Влияние гормонов на новорожденных

Единственное исследование, посвященное взаимосвязи между эстрогеном и суставами у новорожденных, затрагивало проблему врожденного вывиха бедра. Эндрен и Борглин (1961) высказали предположение, что врожденный вывих бедра может быть следствием аномального метаболизма эстрогена в плоде в перинатальный период. Впоследствии это предположение оказалось ошибочным (Aarskog и др. 1966).

Другие воздействия беременности на гибкость. Результаты последних исследований показывают, что во время беременности существенно увеличивается подвижность периферических суставов, таких, как коленный сустав, суставы пальцев, зубов и стопы (Alvarez и др., 1988; Block и др., 1985). Увеличение подвижности таза и поясницы связывают с нарушением функции крестцовой и подвздошной костей (Dontigny, 1985) и изменениями симфиза таза (Dontigny, 1985; Mikawa и др., 1988). П.Л. Уилльямс с коллегами отмечают:

«Во время беременности суставы таза и связки расслаблены и способны выполнять более растянутые движения. Это расслабление обеспечивает большую степень вращения крестцово-подвздошного сустава, что может вызвать изменение диаметра таза при родах. После рождения связки становятся более тугоподвижными; в некоторых случаях в положении вращения тазовых суставов, характерном для периода беременности, может произойти «фиксация», или сочленение. Это так называемое сочленение крестцово-подвздошного сустава приводит к болезненным ощущениям, обусловленным непривычным напряжением, действующим на связки».

ТЕЛОСЛОЖЕНИЕ И ГИБКОСТЬ

Предпринимались неоднократные попытки связать гибкость с такими факторами, как пропорции, площадь поверхности, толщина подкожных складок и масса тела. Результаты проведенных исследований неоднозначны потому, что гибкость имеет особую специфику (M. Harris, 1969a, 1969b), а именно: степень или величина амплитуды движений индивидуальна для каждого сустава. Следовательно, амплитуда движения плечевого сустава не коррелирует с амплитудой движения тазобедренного, а амплитуда движения в одном тазобедренном или плечевом суставе может отличаться от амплитуды движения в другом. Более того, гибкость является специфичной не только для суставов тела, но и отдельных движений суставов. Понятие специфичности гибкости основано на том, что различные мышцы, костные структуры и соединительная ткань участвуют в различных движе-

ниях сустава. Таким образом, нельзя утверждать, что гибкость существует как отдельная общая характеристика человеческого тела. Поэтому ни один сложный тест или показатель действия сустава не могут предоставить исчерпывающий показатель характеристик гибкости человека (M.L. Harris 1969a, 1969b).

Длина сегментов тела и гибкость. Ниже мы приводим краткий анализ исследований взаимосвязи между телосложением и гибкостью. Ученые обнаружили, что телосложение, определяемое длиной сегментов, характеризуется недостаточной корреляцией с показателем гибкости в результате касания руками кончиков пальцев ног (Broer, Gales, 1958; Hargety, Scott, 1967). С другой стороны, Виер (1963) обнаружил, что у людей с экстремальными типами тела взаимосвязь длины туловища+рук и длины ног является важным фактором в выполнении теста «дотянуться до кончиков пальцев ног». Люди, у которых показатели длины туловища+рук более высокие, а длина ног относительно меньше, имеют преимущество по сравнению с теми, у которых более длинные ноги и относительно небольшая длина туловища+рук (Broer, Gales, 1958). Утверждается, что способность коснуться кончиками пальцев рук кончиков пальцев ног является нормальным показателем для детей и молодых людей; вместе с тем многие дети в возрасте 11–14 лет без каких-либо признаков тугоподвижности мышц или суставов не способны это сделать. Таким образом, как показано на рис. 10.4, явное снижение гибкости происходит в тот период, во время которого длина ног становится пропорционально больше по отношению к длине туловища (Kendall и др., 1970; Kendall и др., 1971). В то же время Харви и Скотт (1967) не обнаружили значительного различия между средними лучшими показателями теста «наклониться и дотянуть-

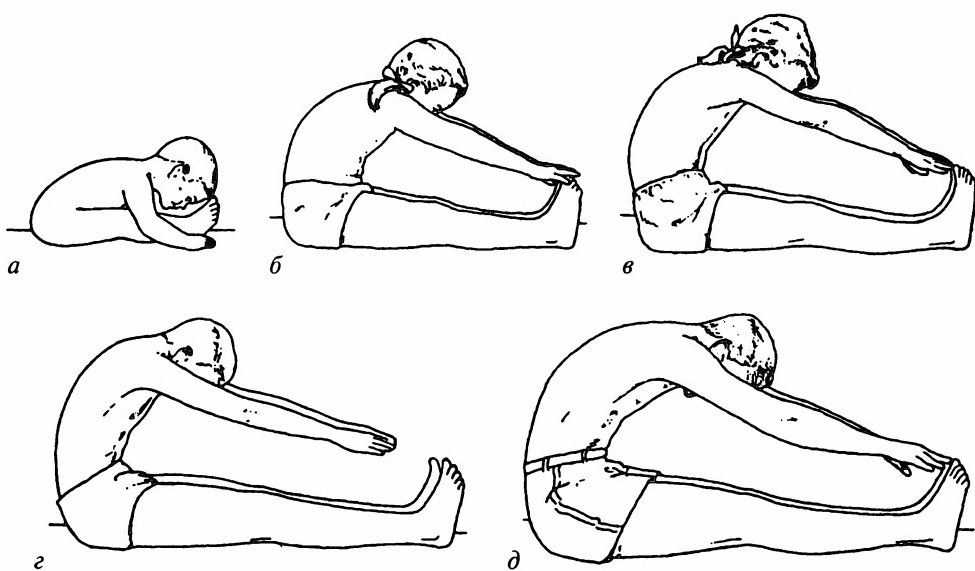


Рис. 10.4. Нормальный уровень гибкости для возрастного уровня: младенец (а); маленький ребенок (б); ребенок (в); подросток (г); взрослый (д) (Kendall and Wadsworth, 1971)

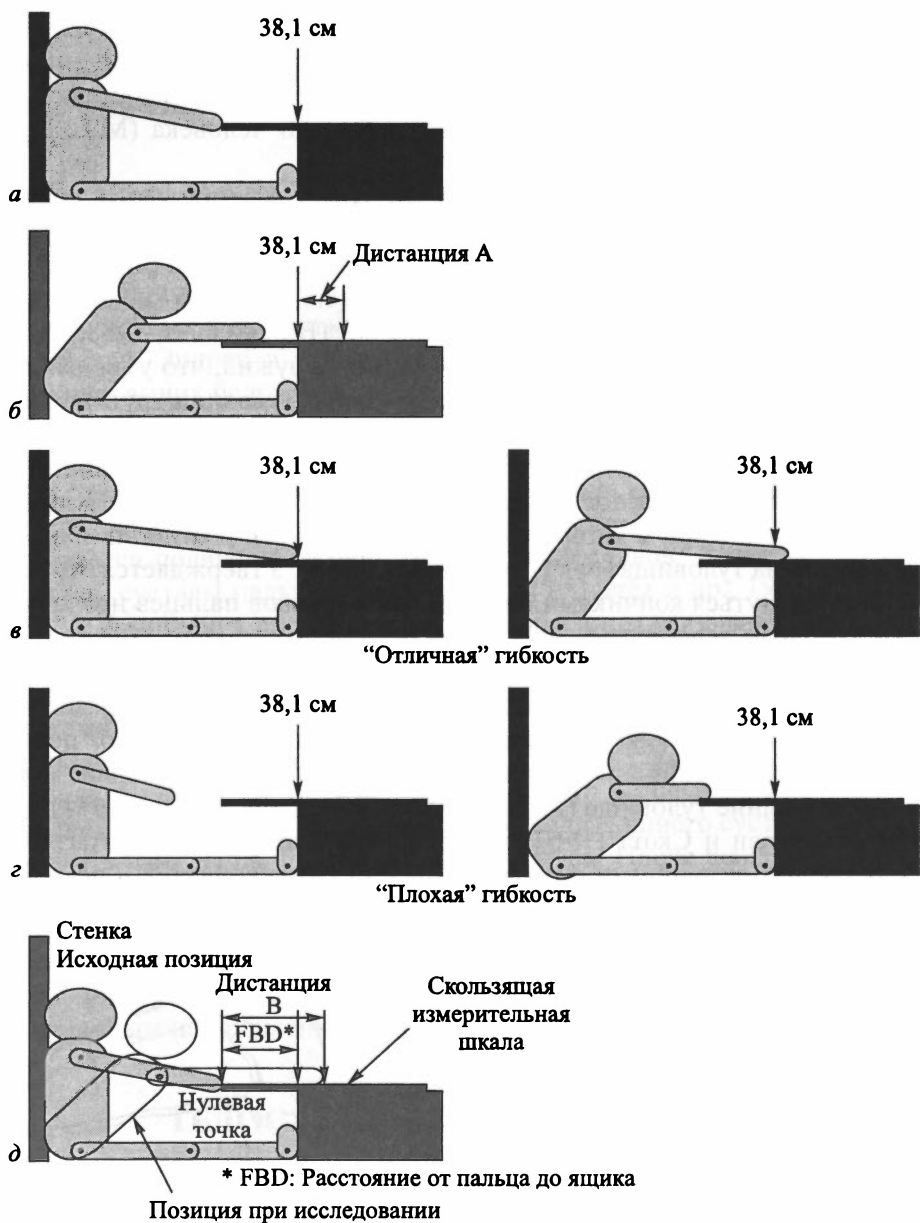


Рис. 10.5. Сопоставление оригинального и модифицированного теста «сесть и дотянуться»: *a* — исходная позиция теста; *б* — стандартный тест; *в* — «отличная» гибкость (стандартный тест); *г* — «плохая» гибкость (стандартный тест); *д* — модифицированный тест (Hoeger and Hopkins, 1992)

ся» при нормальной и чрезмерной длине верхней части туловища (туловище+руки минус длина ног) или соотношением длины туловища+рук к длине ног.

А.У. Джексон и Бейкер (1986) анализировали значимость теста «сесть и дотянуться». Они установили, что этот тест применим для определения

гибкости подколенных сухожилий ($r = 0,640$), но не пригоден для определения гибкости нижней части тела ($r = 0,280$). В другом исследовании А.У. Джексон и Ленгфорд (1989) также анализировали достоверность теста «сесть и дотянуться». Они определили, что он является вполне применимым ($r = 0,890$ у мужчин и $r = 0,70$ у женщин) для определения уровня гибкости подколенных сухожилий, и в меньшей степени ($r = 0,59$ у мужчин и $r = 0,12$ у женщин) для определения уровня гибкости нижней части спины.

Одним из возможных «сбивающих» факторов является различие в индивидуальном лопаточном отведении во время выполнения теста «сесть и дотянуться». Лопаточное отведение, по подсчетам ученых, может обуславливать различия в окончательном показателе порядка 3–5 см (Hopkins, 1981). Поэтому Хопкинс (1981) и Хопкинс и Хегер (1986) предложили несколько модифицированный вариант теста, чтобы устранить влияние недостаточной подвижности плечевого пояса и пропорциональных различий между длиной рук и ног. Как видно из рис. 10.5, для каждого испытуемого устанавливается нулевая точка на отрезке расстояния пальца к ящику, основанная на пропорциональных различиях в длине конечностей. Исследования, проведенные Хегером и коллегами (1990) и Хегером и Хопкинсом (1992), подтвердили более высокую надежность этого модифицированного теста.

Влияние массы тела и соматотипа на гибкость. Мак-Кью (1963) обнаружил очень незначительную взаимосвязь между избыточной и недостаточной массой тела и уровнем гибкости. Степень корреляции между уровнем гибкости и соматотипом, как правило, весьма незначительна (Laubach, McConville, 1966a, 1966b). Что касается чистой массы тела, определяемой на основании измерений толщины кожных складок, различия в уровне гибкости очень малы (Lanbach, McConville, 1966a). Предпринималась также попытка выявить взаимосвязь между площадью поверхности тела и уровнем гибкости. Результаты исследования Крахенбуля и Мартина (1977) были либо обратно пропорциональными, либо характеризовались полным отсутствием взаимосвязи вообще, в зависимости от тестируемых частей тела.

РАСОВЫЕ РАЗЛИЧИЯ В УРОВНЕ ГИБКОСТИ

Изучали взаимосвязь между принадлежностью испытуемых к определенной расе и двигательной активностью. Понятие «раса» подразумевает группу людей со значительной генетической схожестью (Malina, 1988). К.Милн, Зеефельдт и Решлайн (1976) изучали уровень гибкости у 553 темнокожих и белокожих детей, посещающих детские садики, а также 1-й и 2-й классы. Результаты показали, что белокожие дети, как правило, более гибкие, чем чернокожие; единственное существенное различие ($p < 0,01$) наблюдалось на уровне 2-го класса.

ДОМИНИРУЮЩАЯ ЛАТЕРАЛЬНОСТЬ И ГИБКОСТЬ

Первое упоминание о преимущественном использовании одной руки можно найти в Библии («Книга Судей» 20:16), где говорится, что в войске Венямина, насчитывавшем 26 700 солдат, было 700 левшей. Во многих видах спорта можно наблюдать преимущественное использование одной руки или ноги (т.е. одной половины тела). Причины подобного явления пока еще не известны, хотя существует целый ряд предположений и теорий.

Латерализация или смешанное доминирование. Доминирование может быть смешанным: отсутствует явное преобладание одной руки. Например, бейсболист может выполнять удар левой рукой, а бросок — правой. Иногда некоторые спортсмены демонстрируют билатеральные умения и навыки, несмотря на односторонний характер видов спорта, которыми они занимаются. Примером может служить боксер, одинаково хорошо работающий обеими руками. В одних видах спорта билатеральное развитие является вполне возможным (боевые искусства, баскетбол, футбол), другие же виды требуют исключительно билатерального развития (плавание, тяжелая атлетика).

Различные исследования позволили получить представление о влиянии доминирующей латеральности на скелетно-мышечную систему. Сила хвата доминирующей рукой больше (Haywood, 1980), а плотность костей выше в нижней части лучевой кости (Ekman и др., 1970). Мышцы ног и предплечья доминирующей половины тела, как правило, более крупные, сильные и плотные (Merletti и др., 1986). Плотность костей и мышечная масса в преобладающей руке теннисистов выше (Chinn и др., 1974).

Определенное внимание ученых привлекло изучение взаимосвязи между доминирующей латеральностью и амплитудой движения. Так, Алландер с коллегами (1974) установили, что у представителей обоего пола степень подвижности правого запястья меньше, чем левого. Они высказали предположение, что этот факт «согласуется с более высоким уровнем травм правой руки у лиц с доминированием правой руки». Кроме того, они обнаружили ограничение движения при вращении левого тазобедренного сустава по сравнению с правым ($p = 0,001$ у мужчин и $p = 0,05$ у женщин). Кронберг, Бростром и Содерлунд (1990) определили, что средний угол ретроверсии головки плечевой кости доминирующей половины тела составляет 33° , а недоминирующей — 29° у 50 физически здоровых испытуемых обоего пола. Большой угол ретроверсии коррелировал с более высокой амплитудой вращения плечевого сустава наружу. В то же время обнаружены лишь незначительные различия в амплитуде движения между плечевыми суставами обеих рук.

Влияние латерализованных спортивных умений и навыков на гибкость. Чендлер с коллегами (1990) установили, что внутреннее вращение плеча теннисистов отличается значительной тугоподвижностью на доминирующей стороне тела. Амплитуда внешнего вращения плеча доминирующей руки значительно превышает амплитуду движения плеча недоминирующей.

нирующей руки. Исследования, проведенные Чинн, Прист и Кент (1974), подтвердили значительное снижение гибкости при внутреннем вращении плеча доминирующей руки у теннисистов обоего пола. Кроме того, ученые обнаружили значительное снижение степени пронации и супинации луче-локтевого сустава «основной» руки.

При наблюдении за бейсболистами (Gutty и др., 1985) значительных различий в уровне гибкости между правой и левой частями тела не выявлено.

Козлов (1987) исследовал 320 студентов обоего пола в возрасте 9, 13, 17 и 21 года с точки зрения билатеральной гибкости плеча и нижней конечности при сгибании–разгибании. Существенных различий между доминирующей и недоминирующей рукой у девушек 13, 17 и 21 года не обнаружено. У юношей показатели амплитуды движения плеча существенно снижались в тех же возрастных группах. Показатели гибкости плечевого сустава доминирующей руки у девушек 17–21 года значительно выше, чем у юношей такого же возраста. Было высказано предположение, что снижение степени гибкости в плечевом суставе доминирующей руки у юношей с возрастом может быть связано со структурой их активности, тормозящей увеличение гибкости; в частности, юноши могут демонстрировать более форсированную и зрелую (эффективную) структуру броска (метания) по сравнению с девушками в любом возрасте. В этом же исследовании было обнаружено, что у юношей 17 и 21 года показатели гибкости недоминирующей нижней конечности значительно превышают такие же показатели доминирующей нижней конечности. Что касается девушек, то незначительное увеличение гибкости недоминирующей нижней конечности отмечалось во всех возрастных группах, за исключением возрастной группы 9 лет.

В другом исследовании статического и динамического диапазона движения плечевого сустава спортсменов и спортсменок было установлено (Wopci и др., 1986), что у представителей обоего пола диапазон движения доминирующей руки приблизительно на 5 % больше, чем недоминирующей. При этом динамическая амплитуда движений в среднем была на 25° больше, чем статическая. Кроме того, анализ последствий модифицированного хирургического вмешательства Бристоу для устранения повторяющихся вывихов или подвывихов плеча показал, что статический и динамический диапазоны движения существенно снижаются.

РАЗМИНКА ПЕРЕД И ПОСЛЕ ЗАНЯТИЙ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТЬЮ

Разминка представляет собой группу упражнений, которые выполняют непосредственно перед занятием двигательной активностью, чтобы подготовить переход организма из состояния покоя в активное состояние, а также сразу же после завершения занятия двигательной активностью, чтобы обеспечить естественный переход организма из состояния двигательной активности к состоянию покоя.

Разминку перед началом занятия двигательной активностью можно разделить на два вида: пассивную и активную. Пассивная разминка предусматривает использование какого-либо средства или процедуры (горячей ванны, ультразвука и т.п.). Активная разминка представляет собой выполнение упражнений спортсменом, ее можно разделить на специальную и общую. Специальная разминка предусматривает имитацию или выполнение движений, используемых в соревновательной деятельности. Например, бейсболист во время разминки может бросать мяч или выполнять подачу. Общая разминка включает выполнение движений, непосредственно не связанных с теми, что выполняются во время соревновательной деятельности; это может быть бег трусцой, работа на велоэргометре. Сущность разминки зависит от индивидуальных потребностей; вместе с тем, она должна быть достаточно интенсивной, чтобы повысить внутреннюю температуру и вызвать незначительное потоотделение, однако не должна привести к утомлению (Karvonen, 1992; McGeorge, 1989). Как выяснили Харди, Лай и Хиткот (1983), пассивная разминка является намного эффективней с точки зрения сгибания тазобедренных суставов, чем активная.

Следует провести четкое разграничение между разминочными упражнениями и упражнениями на развитие гибкости. Последние используются для увеличения амплитуды движений в суставе или в группе суставов постепенно и постоянно. Их выполнению всегда должно предшествовать выполнение разминочных упражнений, поскольку увеличение температуры тканей вследствие выполнения разминочных упражнений сделает процесс растягивания более безопасным и продуктивным (Sapaga и др., 1981). В то же время увеличение температуры приводит к снижению предела прочности соединительной ткани, вследствие чего можно было бы ожидать увеличение количества разрывов. Однако с повышением температуры увеличивается степень растяжимости, следовательно, разминка на самом деле предотвращает вероятность разрывов и других травм (Troels, 1973).

Положительные последствия разминки включают:

- повышенную температуру тела и тканей;
- повышенный кровоток в активных мышцах вследствие снижения сопротивления сосудистого ложа;
- повышенную частоту сердечных сокращений, которая обеспечивает подготовку к работе сердечно-сосудистой системы;
- повышенный метаболизм;
- повышенный эффект Бора, способствующий освобождению кислорода из оксигемоглобина;
- более высокую скорость прохождения нервных импульсов, что способствует движениям тела;
- более высокую эффективность реципрокной иннервации (что позволяет мышцам-антагонистам быстрее и эффективнее сокращаться и расслабляться);
- повышенную физическую работоспособность;
- пониженную вязкость (или сопротивление) соединительной ткани и мышцы;

- пониженное мышечное напряжение (т.е. более эффективное мышечное расслабление);
- более высокую степень растяжимости соединительной ткани и мышц;
- повышенный уровень психологической работоспособности.

Кроме того, по мнению ряда ученых (Barnard и др., 1973), разминка может предотвращать понижение сегмента ST. Подобное отклонение нередко наблюдают у физически здоровых людей в начале быстрого бега.

Влияние вязкости. Вязкость определяют как сопротивление течению. Вязкость соединительной ткани и мышц может частично нести ответственность за ограничение движения (Leighton, 1960). Мы знаем, что взаимозависимость температуры и вязкости обратно пропорциональна: с повышением температуры тканей тела вязкость жидкости снижается, и наоборот. Эта пониженная вязкость включает вязкую релаксацию коллагеновых тканей (Sapega и др., 1981). Механизм, лежащий в основе этого теплового перехода, по-прежнему невыяснен. Одно из предположений заключается в том, что межмолекулярная коллагеновая связь частично дестабилизируется, усиливая тем самым свойства вязкости коллагеновой ткани (Mason, Rigby, 1963). Эта пониженная вязкость, в свою очередь, снижает сопротивление движению и ведет к увеличению гибкости.

Разминка и травматизм. Ряд исследователей предпринимали попытки определить, можно ли с помощью разминочных упражнений увеличить уровень гибкости и снизить риск возникновения травм. Так, Уиллифорд с коллегами (1986), изучая влияние разминки суставов в результате бега трусцой и последующего растягивания на гибкость суставов, пришли к выводу о том, что разминка мышц в результате бега трусцой перед выполнением упражнений на растягивание не приводит к существенному увеличению амплитуды движений во всех тестируемых суставах. В исследовании Ван Мехелена и коллег (1993) участвовали 316 испытуемых, которых разделили на две группы: экспериментальную (159 человек) и контрольную (167 человек). Количество травм в контрольной и экспериментальной группах соответственно было 4,9 и 5,5 на 1000 ч занятий бегом. На основании полученных результатов сделан вывод, что проведение разминок и выполнение упражнений на растягивание не снижают существенно количество травм.

Стриклер, Малон и Гарретт (1990) изучали влияние пассивной разминки на биомеханические свойства скелетно-сухожильной единицы задней конечности кролика, нагреваемой до разной температуры (35 и 39 °C) и затем подвергаемой контролируемой травме (растяжение). Они установили, что величина силы в момент повреждения была выше при температуре 35 °C, чем при 39 °C, и что различие в величине поглощаемой мышцами энергии не является статистически значимым. Вполне очевидно, что взаимосвязь между разминкой, гибкостью, растягиванием и травмами является исключительно сложной и не до конца изученной.

Мерфи (1986) обращает внимание на следующую серьезную ошибку, которую иногда совершают инструкторы по физической подготовке и фитнесу.

Некоторые инструкторы спортивных клубов рекомендуют спортсменам выполнять упражнения на растягивание перед разминкой. Они утверждают, что неразогретые мышцы более пластичны и их растягивание окажется более эффективным, чем растягивание разогретых мышц.

Такое предположение не нашло подтверждения ни в одном исследовании. В сущности, это ближайший путь к травме. Упражнения на растягивание всегда следует выполнять после разминки.

Разминка после занятий двигательной активностью представляет собой группу упражнений, которые выполняют сразу же после занятия, что позволяет организму перейти из состояния активности в состояние покоя. Главная цель разминки после занятия — обеспечение мышечного расслабления, выведение продуктов распада из мышц, снижение болезненных ощущений в мышцах.

Карвонен (1992) также полагает, что в случае неудачно проведенного занятия разминка после него позволяет достичь эмоционального равновесия. Он также отмечает, что это наиболее оптимальный период для установления взаимопонимания с тренером.

ЗАНЯТИЯ СИЛОВОЙ НАПРАВЛЕННОСТИ И ГИБКОСТЬ

Многие тренеры и спортсмены все еще считают, что прирост силы может ограничивать уровень гибкости или же значительное увеличение уровня гибкости может отрицательно влиять на прирост силы (Hebbelink, 1988). Это мнение ошибочно. Результаты ряда исследований, проведенных учеными (Leighton, 1956; Wilmore и др., 1978), свидетельствуют, что занятия силовой направленности не только не снижают уровень гибкости, но и в ряде случаев увеличивают ее. Таким образом, правильная организация тренировочного процесса может обеспечить прирост силы наряду с увеличением уровня гибкости.

Различают два основных принципа развития гибкости посредством занятий силового характера. Во-первых, работа мышцы или мышечной группы выполняется с полной амплитудой. Во-вторых, необходимо постепенно акцентировать уступающую фазу работы. Эксцентрическое сокращение, или уступающая работа, имеет место при растяжении (удлинении) мышцы во время ее сокращения.

Во время уступающей работы количество сокращающихся мышечных волокон снижается. Поскольку величина нагрузки распределяется на меньшее число сократительных компонентов мышцы, напряжение в каждом из них увеличивается. Следовательно, чрезмерная нагрузка и напряжение усиливают растяжение волокон, увеличивая их эластичность. Не следует также забывать, что эксцентрический вид тренировок связан с возникновением болезненных ощущений в мышцах.

ЦИРКАДНЫЕ КОЛЕБАНИЯ УРОВНЯ ГИБКОСТИ

Хронобиология представляет собой количественное изучение биологического явления периодического колебания. Для обозначения ритма с периодом в один день используют понятие «суточный». Конрой и Миллс (1970) отдают предпочтение термину «циркадный», обозначающий период продолжительностью около 24 ч. Циркадная ритмичность характерна для большинства физиологических функций: максимальное или минимальное проявление функции происходит в определенное время суток. Циркадные ритмы у человека проявляются колебаниями различных физиологических параметров, включая артериальное давление, температуру тела, частоту сердечных сокращений, уровни содержания гормонов. Кроме того, функцией циркадных ритмов являются изменения в реагировании на внутренние (нейротрансмиттеры, электролиты или метаболические субстраты) и внешние стимулы (например, факторы окружающей среды, продукты питания, лекарственные препараты) (Winget и др., 1985).

Исследование суточного ритма гибкости. Человек испытывает значительную тугоподвижность после сна или в определенное время суток. Имеет ли при этом место поддающееся количественному измерению снижение амплитуды движений? Одним из первых, кто выявил колебания уровня гибкости на протяжении суток, был Озолин (1952, 1971). Наибольшая амплитуда движений отмечается в промежутке с 10:00 до 11:00 и с 16:00 до 17:00, а минимальная — рано утром. По мнению Озолина (1971), причина, «очевидно, связана с непрерывными биологическими изменениями (ЦНС и мышечного тонуса) на протяжении суток». Джиффорд (1987), ссылаясь на работу Стоктона с коллегами (1980), обнаружил максимальное увеличение уровня гибкости в период с 8:00 до 12:00.

О’Дрисколл и Томенсон (1982) анализировали движения шеи в 7:00 и 19:00. Бульшая амплитуда движений была зафиксирована вечером. Джиффорд (1987) изучал циркадные колебания уровня гибкости в пяти различных участках каждые 2 ч на протяжении 24 ч у 25 физически здоровых испытуемых в возрасте 25–32 лет. Способность коснуться кончиками пальцев деревянной платформы в положении стоя показала, что максимальная степень тугоподвижности наблюдалась утром, после пробуждения. Максимальный уровень гибкости отмечался в период с середины дня до середины ночи. Максимальная тугоподвижность при сгибании в пояснице отмечалась во время сна; уровень гибкости увеличивался, начиная с 6:00. Максимальная тугоподвижность при разгибании в пояснице наблюдалась рано утром, а максимальный уровень гибкости отмечался около 14:00, после чего он постепенно снижался к вечеру. Латеральные вращения плечевого сустава показали увеличение амплитуды движения в течение дня и снижение в утренние часы. Расселл, Уэлд Пирси и Хогг и Ансворт (1992) каждые 2 ч в течение 24-часового периода тестировали 10 молодых испытуемых. Результаты показали значительное снижение степени сгибания, разгибания и латерального наклона в поясничном отделе позвоночника сразу

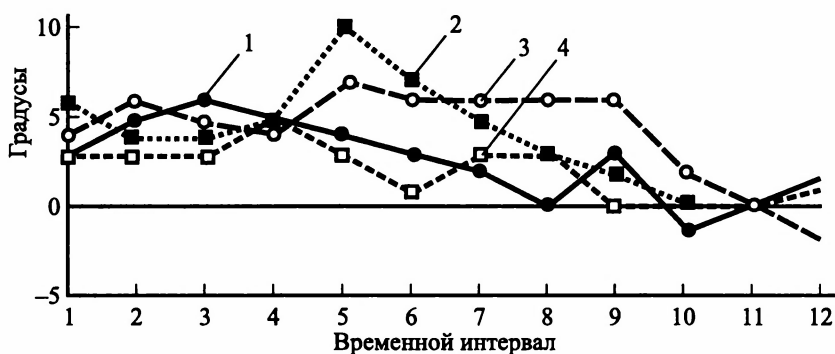


Рис. 10.6. Средние изменения движений на протяжении дня: 1 — сгибание, 2 — выпрямление, 3 — латеральный наклон, 4 — осевое вращение (Russell, Weld, Percy, Hogg and Unsworth, 1992)

же после пробуждения и значительное увеличение в обеденное время по сравнению с показателями, зарегистрированными с 2:00 до 7:30 (рис. 10.6).

Циркадные колебания роста и высоты дисков. Лишь в 1970-х годах приступили к подробному изучению характера колебаний роста человека на протяжении суток. Эти колебания имеют большое значение ввиду их потенциального влияния на положение тела, амплитуду движений, механическую эффективность, риск травм, восприятие тугоподвижности и боли в области поясницы.

Первые исследования колебаний роста

Казарян (1975), тщательно проанализировав имеющуюся литературу, отметил, что уже в 1897 г. Бенке указывал на то, что длина позвоночника уменьшается в дневное время и восстанавливается в ночное. В 1935 г. Де Паки представил первую подробную работу, посвященную колебаниям длины тела. Он исследовал 1216 человек (5–90 лет) и обнаружил, что физиологические изгибы позвоночника еще больше искривляются в течение дня. Следовательно, имеет место снижение длины тела. Ночью позвоночник восстанавливает свою исходную форму и длина тела становится нормальной. Средние дневные колебания длины тела составляют 15,7 мм; наименьшая степень колебаний отмечается у людей старше 50 лет.

Первые исследования и теории, касающиеся содержания жидкости в межпозвонковом диске

Пушел (1930) изучал содержание жидкости в двух волокнисто-хрящевых компонентах межпозвонкового диска — фиброзном кольце и студенистом ядре — в зависимости от возраста. Было установлено, что у новорожденного содержание жидкости в студенистом ядре составляет 88 % и снижается

до 69 % в возрасте 77 лет. Содержание жидкости в кольцевом фиброзном компоненте снижается соответственно с 78 до 70 % в возрасте 30 лет.

Дж.Р.Армстронг (1958) предложил теорию, позволяющую объяснить эти результаты. Во-первых, межпозвонковые диски можно рассматривать как осмотическую систему, в которой свободный обмен жидкости происходит через частично проницаемые хрящевые концевые пластинки дисков. В течение дня, когда позвоночник пребывает в вертикальном положении, а диски подвергаются динамическим мышечным силам и гравитационной силе массы тела, жидкость «выжимается» из них, т.е. происходит дегидратация дисков. Во время сна происходит регидратация дисков, когда позвоночник находится в горизонтальном положении. Поэтому диски абсорбируют жидкость из окружающих участков.

Циркадные колебания роста

В течение дня рост снижается. Как уже отмечалось, среднее циркадное колебание составляет 15,7 мм (De Puky, 1935). В последующих исследованиях, проведенных Рейлли, Тиррелл и Труп (1984 и 1985 гг.), наблюдали среднее циркадное колебание 19,29 мм, или 1,1 % роста. Суточное снижение роста на 54 % происходило в первые часы после пробуждения, а восстановление его приблизительно 70 % — в первые ночные часы. Литт, Рейлли и Труп (1986) наблюдали среднее снижение порядка 14,4 мм, или 0,83 %. Они также обнаружили, что снижение роста на 38,4 % наблюдалось в первые 1,5 ч после пробуждения и на 60,8 % — в первые 2,5 ч после пробуждения. Восстановление роста на 68 % происходило в первую половину ночи.

Стрикленд и Шеарин (1972) анализировали разницу в росте у детей в утренние и послеобеденные часы (100 человек). Среднее различие составило 1,54 см, амплитуда колебаний была 0,80–2,8 см.

Факторы, влияющие на циркадные колебания роста. Сила тяжести — один из многочисленных факторов, которые могут влиять на циркадные колебания роста. Среди остальных отметим род занятий, возраст, образ жизни, наличие заболеваний.

Влияние двигательной активности на рост

Позвоночник подвергается воздействию силы тяжести, изменений движения, внешним силам и внешней работе. Одно из первых наблюдений влияния двигательной активности на рост принадлежит Форссбергу (1899; ссылка Corlett и др., 1987). Он обнаружил, что у новобранцев-кавалеристов рост снижается больше после езды галопом, чем после езды в более медленном темпе. Лит, Рейлли и Труп (1986) исследовали влияние бега на рост у неопытных бегунов (9 человек, дистанция 6 км) и у тренированных (9 человек, дистанция 25 км). Среднее снижение роста составило 3,25 мм у первых и 2,35 — у вторых (после первых 6 км). После пробегания оставшихся 19 км

потери роста у опытных бегунов составили 7,8 мм. Уилби с коллегами (1987) изучали влияние двух 20-минутных круговых силовых тренировок десятих женщин в возрасте 20–30 лет. Занятия проводили 2 раза в день: утром сразу же после подъема и вечером после 22:00. Среднее снижение роста в результате занятий составило 5,4 мм утром и 4,3 мм вечером. Влияние плиометрики изучали Букок с коллегами (1988) у 8 испытуемых 20–26 лет (2 занятия, проводившихся с интервалом не менее пяти дней). Каждое занятие предусматривало выполнение 50 прыжков в длину с места в циклах по 5 с отдыхом между циклами 15 с. После первого занятия испытуемые, завершив выполнение прыжков, стояли в течение 20 мин, после второго следовала гравитационная инверсия под углом 50° к вертикальному положению. В первом случае снижение роста составило 1,69 мм, во втором — 3,49 мм. Ученые пришли к заключению, что положительные последствия «разгрузки» позвоночника являются непродолжительными.

Влияние вида занятий на рост

Формен и Труп (1987) анализировали изменение роста у 8 медсестер и 4 медбратьев в течение двух рабочих смен. Среднее снижение роста во время работы в утреннюю смену составило 10,2 мм, а в вечернюю — 9,8 мм. Кроме того, отмечалась существенная корреляция между снижением роста и общей продолжительностью пребывания в наклонном положении. Пребывание в положении сидя на стуле в течение 5 мин также приводило к «сжиманию» позвоночника (Magnusson и др., 1990). Так, среднее сжатие у 15 испытуемых женщин составило 4,53 мм. Эти результаты имеют значение для людей, которые по роду своих занятий должны проводить большую часть времени сидя.

В другом исследовании Ботсфорд, Эссес и Оджилви-Харрис (1994) тестировал 8 мужчин. В первом случае испытуемые находились в положении лежа на спине в течение 6 ч, после чего по отношению к ним был применен метод визуализации при помощи магнитного резонанса. Во втором случае тестирование проводилось спустя неделю. При этом испытуемые провели 4 ч в положении стоя и 3 ч в положении сидя, прежде чем снова был применен вышеназванный метод. Полученные результаты (диски L₃₋₄, L₄₋₅ и L₅-S₁) показали:

объем роста и AP (переднезадний) диаметр поясничных межпозвонковых дисков существенно снизился во втором случае. Среднее снижение объема дисков на уровне L₃₋₄ после пребывания в положении стоя составило 21,1 %. На уровне L₄₋₅ снижение составляло 18,7 %, а на уровне L₅-S₁ — 21,6 %.

Влияние возраста и заболеваний на рост

Было обнаружено, что возраст и наличие заболеваний влияют на рост. Известно, что с возрастом диапазон движения позвоночника снижается. Так, Твоми и Тейлор (1982) установили, что степень крипа

(см. гл. 5) при сгибании зависит от возраста. При стандартной нагрузке крип больший в позвоночнике пожилых людей по сравнению с молодыми.

Хиндл и Мюррей-Лесли (1987) установили, что суточное снижение роста наиболее значительно выражено у испытуемых с анкилозирующим спондилоартритом. Следовательно, отсутствие изменений роста может служить показателем этой патологии. Взаимосвязь между суточным изменением структуры позвоночника и идиопатическим сколиозом изучал Бошам с коллегами (1993). Они наблюдали среднее суточное увеличение искривления у лиц с идиопатическим сколиозом средней или тяжелой форм.

Восстановление роста. Гуд и Теодор (1983) показали возможность увеличения роста у женщин на 7 — 36 мм вследствие пребывания в положении стоя вытянувшись по сравнению с пребыванием в положении стоя расслабившись. Теоретически, воздействуя растягивающей силой на позвоночник, можно ускорить восстановление роста после сжимания позвоночника (Воосок и др., 1988, 1990). Бедтке, Биттманн и Лазик (1993) сравнительно недавно продемонстрировали, что нахождение испытуемых в специальном растягивающем приборе позволяет восстановить рост за 8 мин в такой же степени, как во время отдыха в постели в течение 2 ч.

Эклунд и Корлетт (1984) сделали важное открытие, что короткие периоды разгрузки позвоночника во время выполнения тяжелой работы обеспечивают существенное восстановление роста. Таким образом, общая степень сжимания позвоночника уменьшается. Казарян (1974) указывает на то, что рост астронавтов после возвращения на землю увеличивается на 5–10 см по сравнению с ростом, зарегистрированным перед космическим полетом.

Влияние сна на гибкость. После сна люди нередко ощущают большую степень тугоподвижности. В следующих разделах мы рассмотрим возможные причины этого явления.

Влияние сна на чувствительность

Возможно, повышенная тугоподвижность после сна связана с тем, что во время сна происходит временное изменение чувствительности телец Пачини, суставных механорецепторов, нервно-мышечных или нервно-сукхонильных веретен. Вполне возможно, что в период бездеятельности или сна заданная чувствительность соответствующих рецепторов временно изменяется. Ли, Кляйтмен (1923) и Таттл наблюдали снижение амплитуды пателлярного рефлекса у людей во время сна. Как отмечают Тирер и Бонд (1974), гормоны также могут оказывать влияние на процессы, происходящие в позвоночнике. Исследования, проведенные Вольпау, Нунен и О'Кифи (1984), показали, что амплитуда рефлекса растяжения позвоночника у обезьян подвержена суточным колебаниям (т.е. функция возбудимости на протяжении суток изменяется).

Влияние сна на межпозвоночные диски

Как уже отмечалось, во время сна нагрузка на позвоночник минимальная и диски как бы разбухают, абсорбируя жидкость из тканей. Следовательно, общая длина тела увеличивается, а волокна дисков подвергаются большему напряжению (Botsford и др., 1994). Однако в процессе повседневной деятельности лишняя жидкость очень быстро выводится из дисков. Адамс, Долен и Хаттон (1987) определили три существенных последствия суточных колебаний величины нагрузки на поясничный отдел позвоночника: 1 — «разбухание» обуславливает повышенную тугоподвижность позвоночника во время его сгибания в поясничном отделе после пробуждения; 2 — рано утром для связок дисков позвоночника характерна более высокая степень риска повреждений; 3 — амплитуда движений увеличивается к середине дня.

В соответствии с моделью Адамса и коллег (1987), нагрузка крип снижает высоту диска и сокращает расстояние между позвонками в течение дня. Утро: сегмент с тремя соединениями, представляющими собой структуры, противодействующие наклону вперед; это (слева направо): фиброзная кольцевидная структура, межпозвоночные связки невральнoй дуги,

мышцы спины и пояснично-дорсальной фасции. Вечер: нагрузка крип снижает высоту диска и обеспечивает «провисание» трех соединений. Наибольшему воздействию подвергается кольцевидная структура, поскольку она является наиболее короткой, а наименьшему — мышцы и фасции, являющиеся наиболее длинными. Таким

Таблица 10.1. Средняя амплитуда сгибания позвоночника у мертвых и живых испытуемых рано утром и ближе к вечеру

Амплитуда сгибания поясничного отдела позвоночника		
	Утром	Вечером
Позвоночник трупа	65°	77,5°
Живые испытуемые	50°	55°
Граница безопасности	15°	22,5°

Таблица 10.2. Снижение у испытуемых обусловленной наклоном нагрузки на диск и связки в течение дня

Образец	Сопrotивление моменту сгибания (Nm)					
	Утром		Вечером		Снижение, %	
	Диск	Связки	Диск	Связки	Диск	Связки
1	2,8	7,0	0,7	3,4	76	52
2	4,9	11,8	1,6	7,3	67	39
3	3,9	9,7	0,8	6,0	81	37
4	3,2	7,8	0,8	4,9	75	37
5	6,7	16,4	1,6	9,8	76	40
6	4,4	10,9	0,4	2,7	92	75
7	3,9	9,7	1,0	5,5	75	44
8	4,5	11,0	1,2	5,9	73	46
9	2,1	5,0	0,4	3,6	79	29
Средние	4,0	9,9	0,9	5,5	77	44
	(±1,3)	(±3,3)	(±0,4)	(±2,1)	(±7)	(±13)

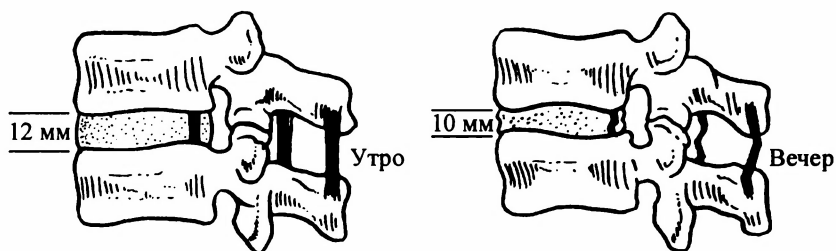


Рис. 10.7. Изменение высоты диска и расстояния между позвонками в течение дня

образом, крип снижает сопротивление сегмента наклону и передает сгибающую нагрузку из диска (особенно) и межпозвоночных связок на мышцы спины и фасции (рис. 10.7, 10.8; табл. 10.1, 10.2). Это сжатие дисков, в свою очередь, приводит к образованию «провисания» в фиброзной кольцевидной структуре, межпозвоночных связках невральная дуги, в мышцах спины и поясничной фасции. Именно это и объясняет незначительный объем дополнительного сгибания (5 %) после обеда. Во время сна, однако, диски «разбухают», что приводит к увеличению их высоты и расширению позвонков. Таким образом, это «разбухание» и является причиной повышения тугоподвижности утром.

Артрит и утренняя тугоподвижность. Больные, страдающие ревматоидным артритом, часто жалуются на утреннюю тугоподвижность. Существует целый ряд объяснений этого явления. Наиболее вероятным из них является то, согласно которому жидкость вследствие задержки во время сна скапливается внутри и вокруг суставов (J.T.Scott, 1960). Тем не менее в одном исследовании, в котором для устранения утренней тугоподвижности суставов использовали диуретик, не удалось выявить каких-либо различий ни в степени, ни в продолжительности тугоподвижности (Magder и др., 1986).

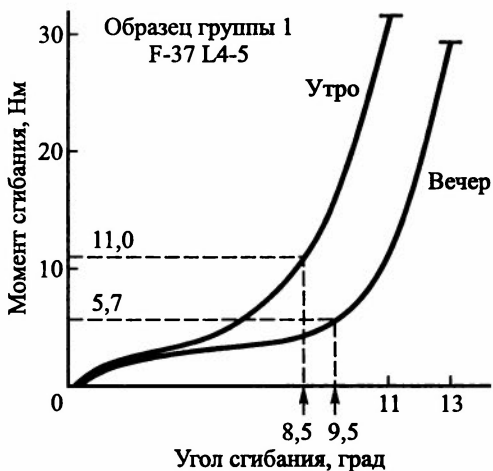


Рис. 10.8. Кривые тугоподвижности при сгибании до (утром) и после (вечером) нагрузки крип

РЕЗЮМЕ

Существует целый ряд факторов, которые могут влиять на потенциальную степень гибкости, а именно: пол, возраст, пропорции тела, масса тела, преобладающая латеральность и многие другие. Установлено, что развитие гибкости может происходить в любом возрасте при условии адекватного построения программы занятий.

СОЦИАЛЬНОЕ СОДЕЙСТВИЕ И ПСИХОЛОГИЯ В РАЗВИТИИ ГИБКОСТИ

Цель психологии — описать, объяснить и предсказать поведение. Согласно мнению Сейдж (1971), «социальное содействие изучает последствия присутствия других на поведение человека... Социальная психология изучает, как и почему поведение одного человека влияет на поведение другого» (Sage, 1971). В этой главе мы рассмотрим четыре вопроса, связанных с влиянием психологии на развитие или обратимость развития гибкости и амплитуды движений.

ВЛИЯНИЕ ЗРИТЕЛЕЙ НА РАЗВИТИЕ ГИБКОСТИ ПУТЕМ РАСТЯГИВАНИЯ

Даже если спортсмен заявляет, что он не реагирует на зрителей и что обратная связь с одноклубниками для него не имеет значения, иногда избежать влияния присутствующих все же не удастся.

Многие виды спорта, например плавание, гимнастика, легкая атлетика и другие, включают динамические социальные взаимосвязи, поскольку спортсмены общаются с тренерами, товарищами по команде, соперниками и нередко с болельщиками и зрителями. Эти социальные факторы могут влиять на развитие гибкости и в конечном итоге на само выступление спортсмена.

Так как люди, которые могут оказать влияние на спортсменов — друзья, родители, одноклассники, кумиры — имеют различные взаимоотношения со спортсменом, степень их влияния на него неодинакова. Спортсмен может воспринимать их влияние как положительное, отрицательное или нейтральное, в зависимости от прошлого опыта общения с ними.

Последствия социального содействия. Зрители могут быть пассивными по отношению к спортсмену или активными, желая ему победы или, напротив, не поддерживая его. Изучение влияния пассивных зрителей дали довольно противоречивые результаты. В некоторых исследованиях наблюдали улучшение результатов, в других — их ухудшение. Тем не менее, Зайонц (1965), проведя тщательный анализ результатов исследований, обнаружил некоторую закономерность. Он установил, что присутствие зрителей преимущественно помогает спортсменам показать хорошие резуль-

таты, в то время как на процесс усвоения определенных навыков и умений влияет отрицательно.

Мотивационные воздействия со стороны зрителей представляют собой, скорее всего, функцию положительного или отрицательного опыта, связанного с пребыванием под наблюдением и оцениванием собственного уровня мастерства. В этих случаях следует учитывать также уровень тревожности индивидуума. Как показывают результаты исследований, он соответствует уровню испытываемого в данной ситуации стресса.

Каким же образом социальное содействие влияет на развитие гибкости? Ошибочные представления и стереотипы в отношении чрезмерной гибкости мужчин являются одним из примеров отрицательного влияния социального содействия. Способность мужчин выполнять шпагат, например, или какой-то другой элемент, требующий высокого уровня гибкости, может быть отрицательно воспринят зрителями. Для детей подобная ситуация становится источником потенциальной тревожности и психологического стресса. Как отмечает Туфексис (1974), мальчишки-танцоры «должны преодолевать не только физические трудности, но и психологические».

Социальное содействие влияет на решение человека продолжать заниматься тем или иным видом спорта. Р.Е.Смит (1986), изучая проблемы детского спорта, предложил теоретическую модель, объясняющую процесс ухода из спорта. Гуд и Вайсс (1987) указывают на то, что уход из спорта может быть связан с психологической, эмоциональной и физической перегрузкой, а также с изменением интересов и (или) переоценкой ценностей. Он, в частности, пишет (1987):

«Решение продолжать заниматься спортом представляет собой функцию затрат (например, времени, усилий, неодобрения со стороны других) и приобретений (например, трофеи, чувство компетенции), когда спортсмен постоянно стремится свести к минимуму затраты и максимально увеличить приобретения. Следовательно, интерес к занятиям спортом поддерживается, если приобретения превышают затраты, а уход из спорта имеет место в противоположном случае. Вместе с тем полностью объяснить поведение только на основании этой простой формулы (т.е. приобретения — затраты) нельзя. Решение продолжать заниматься спортом зависит также от уровня минимального сопоставления спортсмена (наименьший критерий, используемый для оценки чего-либо как удовлетворительного или неудовлетворительного) и уровня сравнения альтернативных видов деятельности. Следовательно, человек может продолжить заниматься спортом даже в случае, если затраты превышают приобретения, при отсутствии альтернативных возможностей. Точно так же спортсмен, у которого приобретения превышают затраты, может прекратить занятия, если появляется более предпочтительная альтернатива».

Показателем влияния присутствующих на развитие гибкости является степень оценки спортсменом уровня одобрения его действий со стороны товарищей. Поэтому, чтобы избежать возможных отрицательных влияний, целесообразно на первых этапах усвоения навыков и умений проводить индивидуальные занятия.

Влияние совместных действий на развитие гибкости при помощи выполнения упражнений на растягивание. Выполнение совместных действий во время разминки или упражнений на растягивание с товарищами по команде может оказать положительное влияние на развитие гибкости (Sage, 1971), так как зачастую при этом члены команды обеспечивают друг друга своеобразными ключами усвоения и, таким образом, служат моделью друг другу. Иными словами, они способны подкрепить правильные реакции, способствующие достижению оптимального уровня гибкости.

Совместные действия могут также вызвать нужную реакцию при помощи отрицательных средств. На тренировочных занятиях на спортсмена может оказываться социальное давление, ведущее к капитуляции или остракизму, что можно проиллюстрировать на примере используемого в плавании подхода Каунсилмена (1968). В соответствии с ним, если спортсмен не способен переносить высочайшие уровни дискомфорта, он вряд ли достигнет высот в спорте. Кроме того, у членов команды может возникнуть чувство презрения по отношению к спортсменам, которые не «выкладываются» на тренировочных занятиях.

Если все члены команды изо дня в день переносят боль и дискомфорт, эти ощущения начинают притупляться. Таким образом, постепенно развивается физическая невосприимчивость к боли: спортсмены начинают воспринимать определенный уровень боли как нечто вполне естественное и необходимое для достижения поставленных целей. Этот подход вполне может быть использован в таких видах спорта, как плавание, культуризм, легкая атлетика, однако он, бесспорно, неприемлем для развития гибкости.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ПСИХОЛОГИЧЕСКОЙ ТРЕНИРОВКИ

Психологическая тренировка включает все психологические методы, направленные на улучшение результатов. В процессе развития гибкости возникает потребность добиваться расслабления конкретных мышц во время фазы растяжения, а также движения сегментов тела с заданной амплитудой, скоростью и точностью. Для развития гибкости могут быть использованы два метода психологической тренировки: визуализация, или идеомоторные акты, и самогипноз. Оба эти метода могут использоваться как для устранения напряжения, так и для улучшения результатов. Теоретически психологическая тренировка может способствовать развитию гибкости на двух уровнях: уровне пониженной активации мотонейронов, ведущей к наибольшему расслаблению, и измененном уровне программирования двигательной системы.

КИБЕРНЕТИЧЕСКОЕ РАСТЯГИВАНИЕ

Один из психологических подходов к развитию гибкости — так называемый метод кибернетического растягивания, разработанный Бейтсом (1976) на основании рекомендаций и изложенный в книге доктора Максвелла Мальтца «Психокибернетика» (1970). Главный принцип — «разум выше материи». В предисловии к своей книге Мальтц пишет: «Внутренний образ устанавливает пределы индивидуальных возможностей, то есть того, что вы можете сделать и чего не можете. Расширьте внутренний образ, и вы расширите сферу возможного».

Психокибернетический метод включает усвоение, практику и закрепление новых навыков мышления, представления, запоминания и действия с целью достижения успеха. Сторонники этого метода считают, что мозг человека, нервная и мышечная системы представляют собой в совокупности очень сложный сервомеханизм, которым руководит разум.

В соответствии с психокибернетической философией, ощущение успеха — ключ к успешному функционированию. Уверенность в себе строится на основании положительного опыта. Когда мы приступаем к чему-то новому, наша уверенность в себе невысока, поскольку из своего опыта мы еще не усвоили, что можем достичь успеха. К счастью, нервная система не способна отличить реальный опыт от представленного. В любом случае она автоматически реагирует на полученную информацию, поэтому визуализация (мысленное представление) успешного выступления может укрепить уверенность в себе и положительно повлиять на реальное выступление.

Как отмечает Бейтс (1976), кибернетическое растягивание включает два этапа: этап психической отработки и этап непосредственной отработки. Задачей первой является выбор определенной цели. Чтобы облегчить визуализацию цели, «созидательный автоматический механизм» необходимо обеспечить фактами. «С точки зрения физиологии длину мышцы можно увеличить на 50% при условии отсутствия противодействий растягиванию». Следует также отметить, что цель должна быть практически достижимой.

Затем, используя воображение, создаются мысленные образы, над реализацией которых будет трудиться сервомеханизм. Чтобы все правильно выполнить, необходимо не менее 21 дня ежедневно проводить тренировки по 30 мин. Тренировочные занятия следует проводить в спокойном месте. Главная задача занятия — добиться максимальной реальности и четкости образа. Бейтс (1976) подчеркивает: «Очень важно, чтобы вы видели свой успех и идеально выполняли действие, требующее высокого уровня гибкости».

Заключительным этапом является непосредственная практика. Бейтс (1976) пишет:

«Усвоение любого навыка осуществляется методом проб и ошибок, психической корректировкой после ошибки до тех пор, пока движение не будет успешно выполнено. Ваш сервомеханизм

достигает своей цели таким же образом, он запоминает успешные реакции и забывает предыдущие ошибки. Растягивайтесь медленно, поддерживая минимальную интенсивность разрядки веретенообразной структуры, до возникновения боли; слегка снизьте степень растягивания и дайте мышце расслабиться. Сервомеханизм запомнит это положение и отсутствие мышечного сокращения, которое противостоит удержанию этого ослабленного положения, если вы обеспечиваете его «конечным результатом» или целью».

Удерживая это положение, расслабьтесь; вы должны дать возможность своему сервомеханизму работать, а не заставлять его работать. Связь осуществляется как на альфа-, так и на гамма-двигательных нейронах высших центров, поэтому сенсорная информация, поступающая в эти двигательные нейроны, может компенсироваться за счет информации, поступающей из более высоких центров головного мозга. Во время расслабления ваш сервомеханизм находит проводящий путь и степень ингибирования, чтобы обеспечить достижение вашей цели.

Если вы научились снижать напряжение, идите дальше. Когда вы сможете достичь более глубоких положений растягивания, желательно воспользоваться помощью партнера, который будет помогать вам удерживать положение.

ПСИХОСОМАТИЧЕСКИЕ ФАКТОРЫ

Тот факт, что некоторые заболевания могут быть обусловлены психосоматическими аспектами, известен не одну тысячу лет. В древние времена хорошо разбирались в психосоматических расстройствах, представляющих собой физические расстройства, обусловленные или усугубленные психологическими факторами. Два физических расстройства, предположительно психогенного происхождения, способны влиять на амплитуду движений. Это — мышечно-фасциальные триггерные точки (небольшие узелки спастической или дегенеративной мышечной ткани, которые служат фокальными точками болевых и других нездоровых рефлексов) и артрит (Asterito, 1985; McFarlane и др., 1987). О важности этой проблемы свидетельствует множество публикаций.

ПСИХОЛОГИЯ СОБЛЮДЕНИЯ ПАЦИЕНТАМИ ПРЕДПИСАНИЙ В ПРЕВЕНТИВНЫХ И РЕАБИЛИТАЦИОННЫХ ПРОГРАММАХ

Проблемы с соблюдением пациентами предписаний возникали издревле, по меньшей мере 2500 лет тому назад. Гиппократ писал, что больные нередко говорили неправду о том, что принимали назначенные лекарства и поэтому, когда лечение не давало результатов, врача подвергали кри-

тике не только больные, но и их родственники (Ulmer, 1989). Со временем были разработаны различные методы, направленные на улучшение процесса соблюдения пациентами предписаний специалистов (Cousins, 1979).

Важность соблюдения пациентами предписаний специалистов. Соблюдение пациентами предписаний специалистов играет важную роль на различных уровнях. Соблюдение (несоблюдение) пациентами предписаний специалистов влияет не только на больных, лечащих их специалистов, но и на общество в целом. Несоблюдение пациентом предписаний специалиста влияет на предпринимаемые им терапевтические усилия. Вполне понятно, что если больной не выполняет рекомендации специалиста, это может привести к ухудшению его состояния. В результате врачу приходится пересматривать диагностические оценки или подбирать другой режим лечения. Однако более существенным является то, что для восстановления пациента может потребоваться больше времени (DiMatteo и DiNicola, 1982; Johnson, 1991).

Соблюдение предписаний специалистов очень важно во время осуществления профилактических мероприятий. Несоблюдение рекомендаций приводит к увеличению расходов общества в связи с потерянным рабочим временем, снижением производительности и доходов. В этом случае также увеличиваются расходы страховых компаний.

Таблица 11.1. Рекомендации, касающиеся улучшения общения с пациентами

Удовлетворение	Непродолжительное ожидание приема Дружеская, неформальная беседа Разговор на немедицинские темы Умение выслушать больного Выяснить, что его беспокоит Определить его экспектации; если они нереальны, объяснить, почему
Выбор содержания	Что пациент хочет узнать Какова вера пациента: уязвимость серьезность эффективность стоимость и препятствия Что считает возможным сообщить пациенту
Понимание и запоминание	Выбор мотивации для общения с пациентом Избегайте использование жаргона Говорите коротко и просто Методы улучшения запоминания: простота акцент на важность подробная и четкая категоризация конкретное, а не общее повторение Письменная поддержка: читабельность Физический формат: размер букв цвет качество печати и бумаги

Факторы, способствующие соблюдению и несоблюдению пациентами предписаний специалистов. На соблюдение или несоблюдение пациентами предписаний специалистов влияют многие факторы, в том числе возраст, образованность, познания в области медицины, настроение, социальная поддержка, самомотивация, экономические факторы, уровень испытываемого усилия, дискомфорт, переносимость боли, наличие времени (Ice, 1985; Milberg, Clark, 1988). Еще одним фактором является способность пациента точно запомнить рекомендации врача (Ice, 1985).

Соблюдение предписаний специалиста может зависеть от веры. Соблюдение предписаний специалиста во многом обусловливается верой больного в специалиста. В сущности, мы можем определить соблюдение предписаний специалиста как действие, основанное на вере. Таким образом, специалист должен прежде всего завоевать доверие больного.

Практические рекомендации для обеспечения соблюдения пациентами предписаний специалистов. На протяжении многих лет специалисты и ученые предлагали различные методы для улучшения соблюдения пациентами их рекомендаций и предписаний. В табл. 11.1 приводятся рекомендации, касающиеся общения специалиста с больным.

Р Е З Ю М Е

Разум определяет границы возможных достижений человека, то есть того, что он может сделать, а чего — нет. Следовательно, расширив внутренний образ, можно расширить «сферу возможного». Вместе с тем, на нас влияет присутствие других людей. Это влияние может восприниматься как положительное, нейтральное или отрицательное.

Главным, определяющим успех программы развития гибкости или реабилитационной программы, фактором является соблюдение пациентом или спортсменом рекомендаций и предписаний соответствующих специалистов. В основе соблюдения предписаний лежит вера в них. Для объяснения необходимости соблюдения предписаний предложено немало различных теорий. Существует также целый ряд методов, направленных на максимальное соблюдение предписаний и рекомендаций.

СУЩНОСТЬ РАСТЯГИВАНИЯ

Во многих видах спорта традиционно применяется принцип «дискомфорт — боль — агония» по отношению к тренировочному процессу. Эта философия широко распространена и имеет множество сторонников. Вместе с тем, ее существование обусловлено отсутствием знаний о нормальной амплитуде движений, причинах ограниченного движения, о наиболее эффективных методах и способах увеличения гибкости.

Почему люди испытывают значительные затруднения с мотивацией на регулярные растягивания? Многие из них не имеют информации о правильном растягивании и о том, как его следует выполнять. А так как большинство тренеров и специалистов в области физического воспитания придерживаются философии, согласно которой растягивание, во время которого не ощущается боль, неэффективно, лишь немногие из них используют подход, при котором растягивание приносит радость и удовольствие. Следует также отметить острую нехватку времени у многих людей, чтобы ежедневно уделять какое-то время выполнению упражнений на растягивание.

Итак, в первую очередь нам следует показать, что упражнения на растягивание приносят не только очевидную пользу, но и удовольствие. Необходимо подчеркнуть, что степень гибкости в конечном итоге определяет не количество, а качество растягиваний. Если человек намерен достичь оптимального уровня развития гибкости, ему следует забыть о принципе «дискомфорт — боль — агония».

ГОМЕОСТАЗ

Гомеостаз можно определить как поддержание стабильного или устойчивого состояния. Организмы обладают средствами поддержания стабильного состояния в своей внутренней среде. Стрессовые факторы (например, перегрузка) могут изменить устойчивое состояние организма. Когда способность организма поддерживать гомеостатический контроль нарушается, может возникнуть травма или смерть.

Реакция человека на стресс частично зависит от способности адаптироваться к новым условиям. Во время или после стресса функционирова-

ние гомеостатического механизма может измениться и человек может войти в новое состояние. Этот процесс называется адаптацией. Исследования показывают, что адаптационные реакции для увеличения гибкости включают как функциональные, так и структурные изменения. Следовательно, могут произойти как количественные, так и качественные улучшения физической деятельности, но для этого гомеостатическое состояние необходимо перегрузить.

ПРИНЦИП ПЕРЕРАСТЯЖЕНИЯ

Дохерти (1985) отмечает, что «если понятие перегрузка мы используем с увеличением мышечной силы, то в процессе развития гибкости мы должны воспользоваться понятием перерастяжение». Это физиологический принцип, обуславливающий развитие гибкости. В соответствии с ним тело, которое регулярно стимулируется постепенным увеличением интенсивности растягиваний, реагирует повышенной способностью к растягиванию, то есть адаптируется к увеличивающимся нагрузкам.

Гибкость — это всего лишь результат растягивания. Последнее может осуществляться вручную (т.е. самим человеком или партнером) или с использованием тренажеров. Увеличение гибкости достигается при выполнении движения, которое превышает обычный диапазон возможного движения (A.Jones, 1975). Таким образом, развитие гибкости лучше всего достигается при растягивании до момента возникновения дискомфорта, понимание которого весьма субъективно.

ПОДДЕРЖАНИЕ ГИБКОСТИ

Меллер, Экстранд, Еберг и Джиллквист (1985) в своих исследованиях сравнивали, как сохраняется уровень гибкости в некоторых подвергавшихся растягиванию мышечных группах через 0, 30, 60 и 90 мин после выполнения растягиваний. Повышенный уровень гибкости сохранялся в течение 90 мин почти во всех мышечных группах. Далее Меллер, Еберг и Джиллквист (1985) установили, что «эффект растягиваний, осуществленных в начале занятия, сохраняется в течение тренировочного занятия и на протяжении почти 24 ч». Анализируя литературу, Зебас и Ривера (1985) отметили, что в большинстве исследований главное внимание уделялось тазобедренному суставу и что во всех случаях повышенный уровень гибкости сохранялся. Так, в частности, уровень гибкости тазобедренного сустава сохранялся после 3 (Long, 1971), 4 (Tweitmeyer, 1974), 8 нед (McCue, 1963) и нескольких месяцев (Riddle, 1956). Сохранение уровня гибкости наблюдали также в шейном отделе позвоночника (McCue, 1963, Turner, 1977) и в области спины (McCue, 1963). Зебас и Ривера (1985) также наблюдали сохранение уровня гибкости спустя 4 нед после прекращения занятий. Вместе с тем ученые также обратили внимание, что, несмотря на сохранение уровня гибкости вообще, он довольно значительно снизился уже через 2 нед после прекращения занятий.

БАЗА ЗНАНИЙ ДЛЯ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ РАСТЯГИВАНИЯ

Методы растягивания, используемые в спорте, танцах, физиотерапии и йоге, могут существенно отличаться друг от друга. Вместе с тем, все они предусматривают определенную базу знаний. Необходимо иметь представление о естественном нервно-мышечном механизме, включая двигательное развитие, анатомию, нейрофизиологию и кинезиологию. Кроме того, независимо от используемого метода растягивания, необходимо хорошо знать структуру того или иного сустава и его функции, степень ограниченности движения и то, какие ткани обуславливают это ограничение.

ОГРАНИЧЕНИЯ ПОДВИЖНОСТИ (ГИБКОСТИ) СУСТАВА

Диапазон движения сустава и, следовательно, гибкость, ограничены пятью основными факторами:

1. Отсутствием эластичности соединительных тканей в мышцах или суставах.
2. Мышечным напряжением.
3. Отсутствием координации и силы в случае активного движения.
4. Ограничением костных и суставных структур.
5. Болью.

Таблица 12.1. Теоретическая модель подходов и действий для увеличения амплитуды движений сустава

Подход	Психологические условия	Действия	
		физические	психологические
Снижение сопротивления участка-мишени	Удлинение соединительной ткани	Продолжительное растягивание Сокращение участка-мишени во время растягивания	
	Расслабление миостатического рефлекса	Рецепторное ингибирование Аккомодация Тепло, лед, массаж, физические упражнения Силовая тренировка	«Настройка» разума (γ-смещение) Биообратная связь (контролируемое ингибирование) Тренировка расслабления Мотивация
Увеличение силы противоположных мышц	Нагрузка противоположных мышц Методы улучшения	Изометрическое Концентрическое Эксцентрическое Последовательная индукция (улучшение проведения нервно-мышечной передачи импульсов)	Усвоение: рекрутирование, координация, синхронизация

Чтобы увеличить амплитуду движения сустава, методы растягивания должны обеспечить хотя бы одно из следующих условий: увеличить растяжимость соединительных тканей в мышцах или суставах; снизить мышечное напряжение, чтобы обеспечить расслабление; увеличить координацию сегментов тела и силу агонистической мышечной группы (табл. 12.1).

ДРУГИЕ ПРИНЦИПЫ РАСТЯГИВАНИЯ

В процессе развития гибкости следует соблюдать указанные ниже основные принципы.

Безопасность. Главное внимание следует уделять безопасности упражнений. Обеспечение безопасности предусматривает знание способов контролирования возможного риска. Американский союз по вопросам здоровья, физического воспитания и рекреации (1968) рекомендует простой подход к решению вопросов безопасности: определение риска; его устранение; контроль риска, который не может быть устранен; недопущение дополнительного риска.

Медицинское обследование. Прежде чем приступить к любой программе занятий двигательной активностью, целесообразно пройти медицинское обследование, чтобы выявить возможные противопоказания для отдельных видов упражнений на растягивание (Rusk, 1977). Так, Мюлеманн и Кимино (1990) определили следующие противопоказания к выполнению терапевтического мышечного растягивания (ТМР) — «специфического мышечного растягивания, выполняемого специалистом или под его наблюдением, для больных с нарушениями функции опорно-двигательного аппарата»:

1. Отсутствие стабильности. ТМР противопоказано при нарушении целостности или стабильности суставов или же снижений этих качеств вследствие любого (патологического) процесса.

2. Опасность нарушения целостности сосудов. Нарушению целостности сосудов и возникновению кровотечения могут способствовать патологические процессы или лекарственные препараты (например, антикоагулянты).

3. Воспаление или инфекция в данных структурах или вокруг них.

4. Острая травма мягких тканей и мышц. ТМР следует отложить до образования рубцов, способных выдержать среднее растягивающее усилие.

5. Заболевания мягких тканей и мышц. Противопоказания могут быть относительными (т.е. ТМР осуществляют или нет в зависимости от состояния ткани, квалификации специалиста и т.п.) или абсолютными (например, при оссификационном миозите).

6. Чрезмерные болевые ощущения или чрезмерная реакция пациента. Любая терапевтическая процедура является противопоказанной, если больной не может или не желает подвергаться ей. Если пациент не переносит боль во время осуществления ТМР, даже если ТМР осуществляется умело и максимально безболезненно, от нее следует отказаться. Больных в

таким случае обучают самостоятельно выполнять упражнения на растягивание под наблюдением специалиста.

7. Когда здравый смысл говорит «НЕТ».

Конкретные цели. Перед тем как приступить к программе занятий, занимающийся должен определить цели и ориентировочное время, необходимое для их осуществления. Например, цель может заключаться в достижении способности коснуться ладонями пола при прямых ногах после 6 нед занятий. Цели при этом должны быть реальными.

Индивидуализированная программа. Все упражнения должны быть спланированы таким образом, чтобы удовлетворить конкретные индивидуальные потребности. Занятия же проводятся в основном в группах. Должны ли все занимающиеся выполнять упражнения в одинаковом режиме?

Ответ на этот вопрос зависит от ряда факторов. Желательно, чтобы перед началом выполнения упражнений на растягивание занимающиеся провели небольшую разминку. Однако в большинстве случаев это невозможно, поэтому, как правило, используется командный подход. В конце группового занятия каждый занимающийся должен акцентировать внимание на тех мышцах, которые требуют дополнительного растягивания.

Ведение учета. Хорошо спланированная программа предусматривает подробный учет. Следует записывать, когда и в течение какого периода времени проводилось занятие, какие упражнения выполнялись, с какой интенсивностью, частотой и продолжительностью, а также проводить самооценку до, во время и после программы. Ведение учета не преследует исключительно мотивационную цель, оно позволяет выявить положительные или отрицательные структуры в тренировочной программе (Uram, 1980).

Ожидание постепенного улучшения. Развитие гибкости требует времени. Поэтому цели должны быть реальными, начинать следует с легких упражнений. Неотъемлемой частью процесса усвоения являются также периоды, в течение которых не наблюдается явного улучшения.

Сравнение. Не пытайтесь сравнивать себя с другими. Нет двух абсолютно одинаковых людей. Для развития гибкости одним может потребоваться немного времени, другим — значительно больше (рис. 12.1).

Одежда и расположение. Во время занятий носите свободную и удобную одежду. Старайтесь расположиться по возможности удобно, чтобы снизить мышечное напряжение и сделать для себя процесс выполнения упражнений на растягивание более приятным.

Отношение к занятию. Положительное психическое отношение к занятиям имеет большое значение. Психические, физические и духовные аспекты жизни неотделимы друг от друга. Без позитивного настроя добиться максимальных результатов на основании программы развития гибкости невозможно.

Расслабление. Расслабление противоположно напряжению. Напряжение возникает в сокращающихся мышцах и приводит к снижению уровня гибкости, недостаточному поступлению кислорода и утомлению. Способность расслабляться играет большую роль, так как снижает напряжение и его отрицательные последствия, тем самым увеличивая эффективность

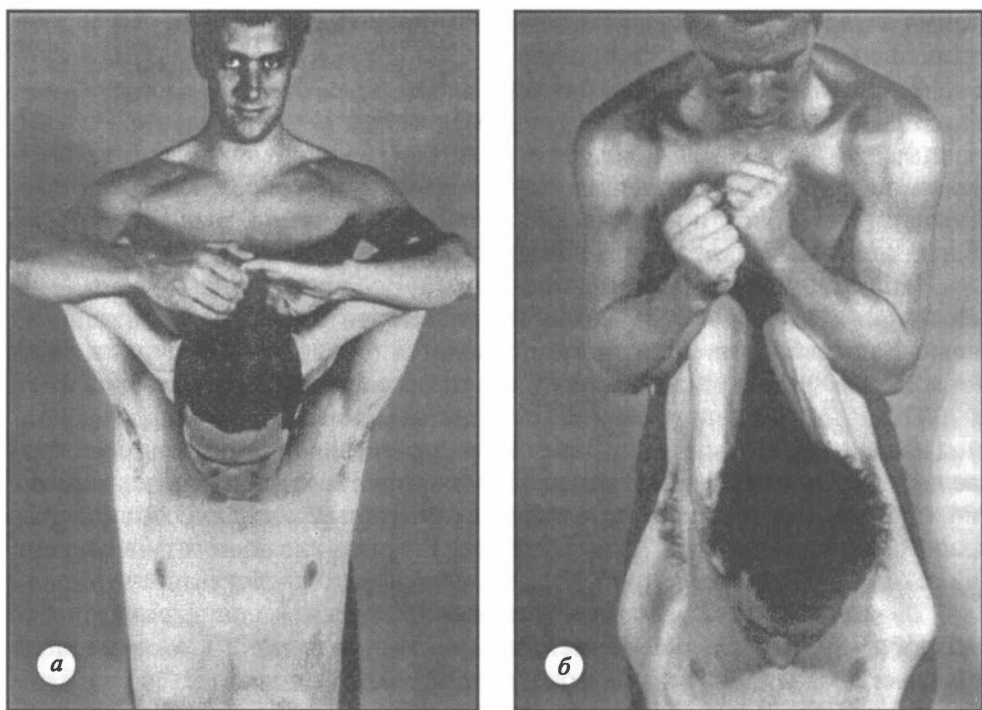


Рис. 12.1. Сравнение уровня гибкости у различных людей (Ciullo M.D.)

функционирования мышц. Если вы хотите научиться расслабляться, научитесь «слушать» свое тело. Растягивайтесь медленно и делайте медленный выдох в момент максимального растяжения. Не задерживайте дыхание. Полностью сконцентрируйтесь на достижении глубокого расслабления.

Разминка перед и после занятия. Разминочные упражнения перед и после занятия улучшают физическую деятельность и снижают вероятность травм. Как пассивная, так и активная разминка вызывают повышение температуры мышц, снижение их вязкости, напряжения, а также увеличивает растяжимость тканей.

Использование принципа САПТ. Согласно мнению Уоллиса и Логена (1964), тренировка силы, выносливости и гибкости должна основываться на принципе специфичной адаптации к прилагаемым требованиям (САПТ). Это означает, что растягиваться следует со скоростью не менее 75 % максимальной скорости в точной плоскости движения, с точной амплитудой движения и при углах суставов, характерных для выполнения элементов конкретного вида деятельности.

Использование принципа перерастяжения: продолжительность растягивания, частота и интенсивность. Физиологическим принципом, лежащим в основе развития силы, является принцип перегрузки. Для развития гибкости применяется аналогичный принцип — принцип перерастяжения. Перерастяжение представляет собой функцию продолжительности, частоты, сущности и интенсивности растяжения.

В большинстве программ рекомендуют удерживать положение растяжения в течение 6–12 с. Тем не менее зачастую фиксируют положение растяжения в течение 10–30 с. Бенди и Айрион (1994), сравнивая эффективность 15, 30 и 60-секундного статического растягивания подколенных сухожилий, установили, что растягивание в течение 30 и 60 с является более эффективным с точки зрения увеличения гибкости подколенных сухожилий, чем растягивание в течение 15 с. «Кроме того, было установлено, что растягивание в течение 30 с является столь же эффективным, что и растягивание в течение 1 мин». Меддинг с коллегами (1987) сравнивал эффективность 15 и 45-секундного и 2-минутного пассивного растягивания с точки зрения увеличения амплитуды отведения тазобедренного сустава у 72 испытуемых мужчин. Значительных средних различий между представителями трех групп не было выявлено. Результаты исследования Бормса и коллег (1987) показывают, что статическое растягивание в течение 10 с является вполне достаточным для увеличения гибкости тазобедренного сустава. По мнению же Бейтса (1971), оптимальным для увеличения и сохранения уровня гибкости является растягивание в течение 60 с.

Существуют также расхождения по поводу оптимальной частоты или количества повторений (С.А. Smith, 1994). Результаты экспериментов Тейлора и др. (1990) показывают, что максимальные изменения длины мышцы и сухожилия происходят во время первых четырех растяжений. Дальнейшее растягивание не приводит к существенному увеличению длины.

Для поддержания уровня гибкости необходимо, как правило, растягиваться хотя бы раз в день. Вместе с тем, как показывают результаты исследований, более целесообразно проводить два занятия в день. Лучше всего заниматься утром после пробуждения (чтобы устранить утреннюю тугоподвижность и «зарядить» себя энергией на день) и после обеда или рано вечером (после работы). В любом случае выбор наиболее подходящего времени для занятий зависит от Вас.

Упражнения на растягивание можно выполнять до либо после основной части тренировочного занятия. Изучая этот вопрос, Корнелиус, Хагеманн и Джексон (1988) обнаружили, что строгое выполнение программы статической гибкости обеспечивает увеличение амплитуды движений в суставе независимо от того, когда выполняются упражнения на растягивание.

Интенсивность растягивания вы должны определять сами. Выполнение упражнений на растягивание может вызвать чувство дискомфорта (особенно у начинающих), но при этом не должно возникать болевых ощущений. Если же ваши мышцы начинают подрагивать и вибрировать, а болевые ощущения не проходят или снижается амплитуда движений, это означает, что вы слишком усердно растягивались и что следует снизить либо силу, либо продолжительность растягиваний.

Механика. Для достижения оптимальных результатов во время выполнения упражнений на растягивание следует использовать адекватную механику и технику. Использование адекватной механики включает выявление и изолирование мышц и тканей, которые следует подвергнуть растя-

жению, и использование соответствующих упражнений для достижения данной цели. Правильная техника снижает риск травм.

Рефлекс растяжения. Как правило, обычные люди должны использовать медленный или статический методы растягивания. Резкие или болезненные движения могут вызвать рефлекс растяжения и сокращение мышц (см. гл. 6). Таким образом, следует избегать баллистического метода растягивания, особенно на начальных этапах программы занятий. С другой стороны, баллистическое растягивание используется в некоторых видах спорта. Лицам, занимающимся этими видами спорта, перед выполнением таких упражнений следует провести адекватную разминку.

Предвидение и общение. Во время пассивного растягивания партнеры должны общаться друг с другом. Тому, кто подвергается растягиванию, следует сообщить партнеру о возникновении неприятных ощущений или боли. Его партнер должен предвидеть, какую величину перерастягивания можно использовать.

Соответствующее лечение травмы. При возникновении травмы прежде всего нужно определить степень повреждения. Следует приложить лед, наложить тугую повязку и приподнять поврежденную часть тела. Необходимо вызвать врача.

Ощущения удовольствия. Выполнение упражнений на растягивание должно вызывать приятные ощущения. В противном случае может произойти самопоражение.

Р Е З Ю М Е

Гомеостаз можно определить как поддержание устойчивого (стабильного) состояния. В целях развития гибкости необходимо превзойти данное гомеостатическое состояние при помощи дополнительной нагрузки, чтобы войти в новое состояние. Данный процесс называется адаптацией. Перерастяжение — это физиологический принцип, лежащий в основе развития гибкости: при регулярном растягивании тело приобретает повышенную способность растягиваться.

Прежде чем принять участие в специальной программе, необходимо ознакомиться с анатомией, физиологией, структурой и функциями суставов. Кроме того, следует соблюдать ряд таких важнейших принципов, как принцип безопасности (в первую очередь), принцип постепенного прогресса и т.д.

ТИПЫ И ВИДЫ УПРАЖНЕНИЙ НА РАСТЯГИВАНИЕ

Тренеры и инструкторы по спорту, преподаватели танцев и инструкторы по йоге давно осознали значение высокого уровня гибкости определенных суставов или групп суставов. Для достижения таких уровней гибкости эти специалисты разработали специальные упражнения, которые можно разделить на две категории: баллистические и статические. Кроме того, для развития и сохранения достигнутого уровня гибкости используют различные тренажеры и приспособления.

ТРАДИЦИОННАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ УПРАЖНЕНИЙ НА РАСТЯГИВАНИЕ

Упражнения на растягивание баллистического типа обычно связаны с выполнением подпрыгивающих и ритмичных движений. Для характеристики упражнений этого вида нередко используют такие термины, как динамические, быстрые, изотонические или кинетические упражнения. Упражнения статического типа предусматривают удержание (фиксацию) определенного положения, которое может быть повторено или нет; их нередко называют изометрическими, контролируемыми или медленными упражнениями на растягивание.

Упражнения на растягивание баллистического типа. Одним из противоречивых вопросов спортивной науки является вопрос, касающийся относительной эффективности упражнений на растягивание баллистического и статического типа с точки зрения развития гибкости. В определенной степени это обусловлено недостаточной изученностью баллистической гибкости. В то же время результаты значительного числа исследований свидетельствуют об эффективности обоих методов (Corbin, Noble, 1980; Sady и др., 1982).

Доводы в пользу баллистического метода

Четыре основных довода в пользу баллистического метода обусловлены следующими качествами: развитием динамической гибкости, эффективностью, чувством товарищества и интересом. Безусловно, основное из

них — развитие динамической гибкости. Поскольку большинство видов деятельности и движений являются по своему характеру динамическими, упражнения на растягивание баллистического типа определяют специфику тренировки и разминки.

Исследование, проведенное Вуйновичем и Доусоном (1994), подтвердило, что баллистическое растягивание, осуществляемое после статического, является более эффективным, чем только статическое растягивание, с точки зрения снижения возбудимости пула альфа-мотонейронов, что коррелирует с повышенным уровнем гибкости. Следует также отметить, что упражнения баллистического типа являются менее однообразными и скучными, чем упражнения статического типа (Dowsing, 1978; Olcott, 1980).

Аргументы против баллистического метода

Против использования баллистического метода приводят также четыре аргумента, связанные со следующими недостатками: неадекватной адаптацией тканей, болезненными ощущениями, обусловленными повреждением, инициацией рефлекса растяжения и неадекватной неврологической адаптацией.

При быстром растягивании мышцы и ее соединительных тканей возникает дефицит времени для адаптации. Все живые ткани характеризуются наличием зависимых от времени механических свойств, включая нагрузку—расслабление и крип (см. гл. 5). Если ткани слишком быстро растягиваются, оптимальное развитие гибкости невозможно. Исследования показывают, что перманентное удлинение наиболее эффективно достигается за счет применения меньшей силы и более длительного растягивания при повышенной температуре (Laban, 1962; Light и др., 1984).

Следует ограничивать выполнение упражнений баллистического типа и потому, что они приводят к образованию значительного и неконтролируемого углового момента. Это можно продемонстрировать при выполнении маховых движений руками в горизонтальной плоскости в вытянутом положении. Когда движение достигает своего предела и внезапно прекращается, угловой момент нередко превышает абсорбирующую способность подвергающихся растягиванию тканей.

Логическим продолжением аргумента, касающегося адаптации ткани, является предположение, что упражнения на растягивание баллистического типа могут приводить к травме или возникновению болезненных ощущений. Бесспорно, при слишком быстром растягивании ткани может произойти ее растяжение и даже разрыв. В любом случае результатом является ощущение боли или нарушение амплитуды движения.

Третий аргумент против использования баллистических упражнений касается рефлекса растяжения. При резком растягивании мышцы в действие вступает рефлекс, вынуждающий мышцу сокращаться. Вследствие этого увеличивается мышечное напряжение, что затрудняет растягивание соединительных тканей.

И наконец, высказывается предположение, что упражнения на растягивание баллистического типа не обеспечивают достаточного времени для осуществления неврологической адаптации. Так, Уолкер (1961) обнаружил, что количество напряжения при данной величине растягивания увеличивается вдвое при быстром растягивании по сравнению с медленным.

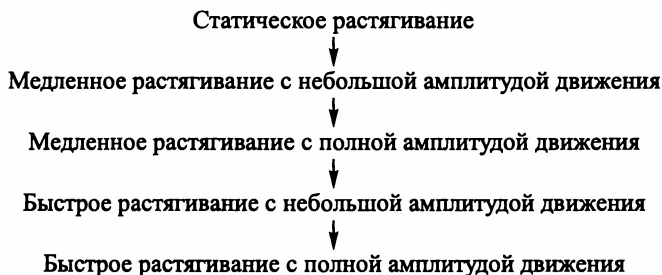
*Осуществление безопасной
программы упражнений на растягивание
баллистического типа*

Зачазевски (1990) предлагает воспользоваться программой развития гибкости с постепенным увеличением скорости. Как и в других случаях, занятия начинаются с разминки. После этого занимающийся выполняет «серию упражнений на растягивание, тогда как скорость и амплитуда удлинения сочетаются и контролируются на прогрессивной основе». Эта программа обеспечивает постепенную адаптацию мышцы и мышечно-сухожильного соединения к функциональным баллистическим движениям. Зачазевски (1990) описывает эту программу следующим образом:

«Спортсмен постепенно переходит от контролируемой среды в условия, имитирующие вид деятельности, от методической активности с невысокой скоростью к функциональной активности с высокой скоростью. После статического растягивания он приступает к баллистическим растягиваниям с небольшой амплитудой (медленно). Далее он переходит к медленному растягиванию с полной амплитудой движений, затем к быстрому растягиванию с небольшой амплитудой и, наконец, к быстрым растягиваниям с полной амплитудой (рис. 13.1; табл. 13.1)».

Статическое растягивание предусматривает удержание в течение периода времени определенного положения, которое может или не может быть повторено. Ключевыми факторами статического растягивания явля-

Таблица 13.1. Программа развития гибкости с постепенным увеличением скорости (Zachazewski, 1990)



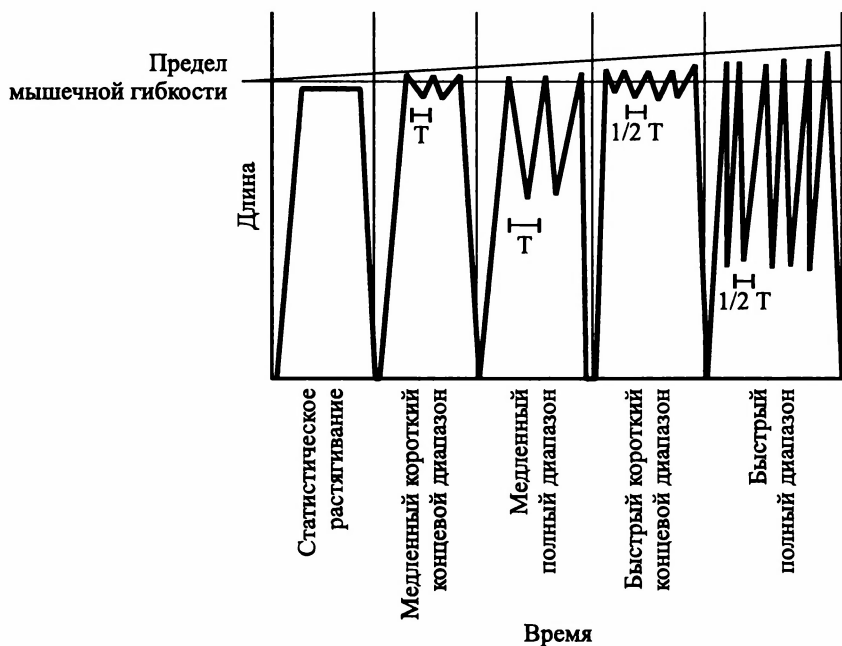


Рис. 13.1. Развитие гибкости с прогрессирующей скоростью (Zachazewski, 1990)

ются максимальной контроль, незначительное или полное отсутствие движения, а также минимальная (вплоть до нулевой) скорость движения. Рассмотрим положительные и отрицательные стороны статического метода растягивания.

Аргументы в пользу статического метода растягивания

Традиционно статический метод растягивания считается более предпочтительным, чем баллистический. В частности, его не одно столетие с успехом применяют изучающие хатха-йогу. Метод статического растягивания является научно обоснованным и достаточно эффективным для увеличения амплитуды движения. Другое преимущество этого метода — возможность выполнения упражнений в любом месте. По мнению некоторых специалистов, статическое растягивание необходимо для оптимального развития статической гибкости (в этом состоит специфичность тренировки). Тигпен в своем исследовании (1984) показал, что кратковременное выполнение статических упражнений снижает электрическую активность в мышце, что теоретически способствует растягиванию. Как отмечает де Вриес (1966, 1986), статический метод является более эффективным, чем баллистический, так как выполнение упражнений связано с меньшими энергозатратами, вызывает менее выраженные болезненные ощущения в области мышц и обеспечивает более качественное облегчение после мышечного дистресса.

*Аргументы против статического метода
растягиваний*

Большинство видов физической деятельности и движений являются по своей природе баллистическими, поэтому статический метод нельзя считать оптимальным с точки зрения обеспечения специфичности тренировки. Решение этой проблемы может основываться на оптимальном сочетании обоих методов (Corbin, Noble, 1980; Dick, 1978; Stamford, 1981).

Мерфи, проанализировав недостатки статического метода, пришел к выводу, что его эффективность, по мнению некоторых авторов, во многом обусловлена следующими пятью причинами: он содействует проведению разминки перед занятием; он содействует проведению разминки после занятия; позволяет смягчить степень болезненных ощущений в области мышц; он повышает уровень физической деятельности; способствует предупреждению травм. Однако он считает, что перечисленные выше аргументы не вполне доказаны.

Во-первых, Мерфи отмечает, что сама сущность статического растягивания является пассивной и поэтому она не может обеспечить увеличение внутренней или периферической температуры. Следовательно, статическое растягивание не способствует разминке в начале занятия. Во-вторых, также ввиду пассивного характера статическое растягивание не способствует оттоку крови из мышц, подвергавшихся нагрузке, и следовательно, не способствует разминке после завершения занятий. В-третьих, гипотеза, выдвинутая де Вриес (1961a), согласно которой статическое растягивание устраняет возникновение болевых ощущений в области мышц, не нашла подтверждения в исследованиях, проведенных в этой области Мак-Глинн, Лофлин и Роув (1979), Бурокер и Шван (1989). В-четвертых, отсутствуют результаты научных исследований, которые бы подтвердили утверждение, что статическое растягивание способствует улучшению спортивных результатов. Иашвили (1983) продемонстрировал, что пассивная гибкость, обусловленная статическим растягиванием, характеризуется весьма незначительной корреляцией со спортивными достижениями, в отличие от активной гибкости, имеющей высокую степень корреляции. И наконец, Мерфи не удалось найти научного подтверждения того, что статическое растягивание снижает вероятность травм. Он пишет (1991):

«В то время как установлено, что дефицит «гибкости» тесно коррелирует с повышенным количеством травм (Ekstrand, Gillquist, 1982, 1983), никогда не удавалось показать, что статическое растягивание как средство развития гибкости имеет какое-то отношение к предупреждению травм. Наоборот, Иашвили (1983) и Мора (1990) указывают, что статистическое растягивание может увеличить вероятность мышечных травм».

ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ КЛАССИФИКАЦИИ

Помимо традиционных категорий упражнений на растягивание или упражнений для поддержания амплитуды движений, существует и другой способ их классификации (рис. 13.2 и 13.3).

Пассивное растягивание. При пассивном растягивании индивид не вносит никакого вклада в производство растягивающего усилия. Движение выполняет внешний агент (см. рис. 13.3, *a*). Этим агентом может быть либо партнер, либо специальный прибор. Ирргенг (1993) выделяет в пассивном упражнении физиологические или вспомогательные компоненты. Далее в пассивном физиологическом упражнении он выделяет диапазон движения и растягивание. Пассивный физиологический диапазон движения — это движение, осуществляемое в пределах неограниченной амплитуды движения (нормальной амплитуды движения для данного сустава). С другой стороны, пассивное физиологическое растягивание включает движения, превосходящие ограниченный диапазон — данную амплитуду движения определенного сустава.

Пассивные вспомогательные движения представляют собой такие движения, которые индивид не способен выполнить самостоятельно вследствие произвольного мышечного сокращения. Они, как правило, выполняются с помощью специалиста. Более подробно пассивные вспомогательные движения проанализированы в главе 14.

С помощью метода пассивного растягивания вынужденное (форсированное) движение позволяет восстановить нормальную амплитуду движе-



Рис. 13.2. Классификация терапевтических упражнений, используемых для лечения опорно-двигательного аппарата (Irrgang, 1993)

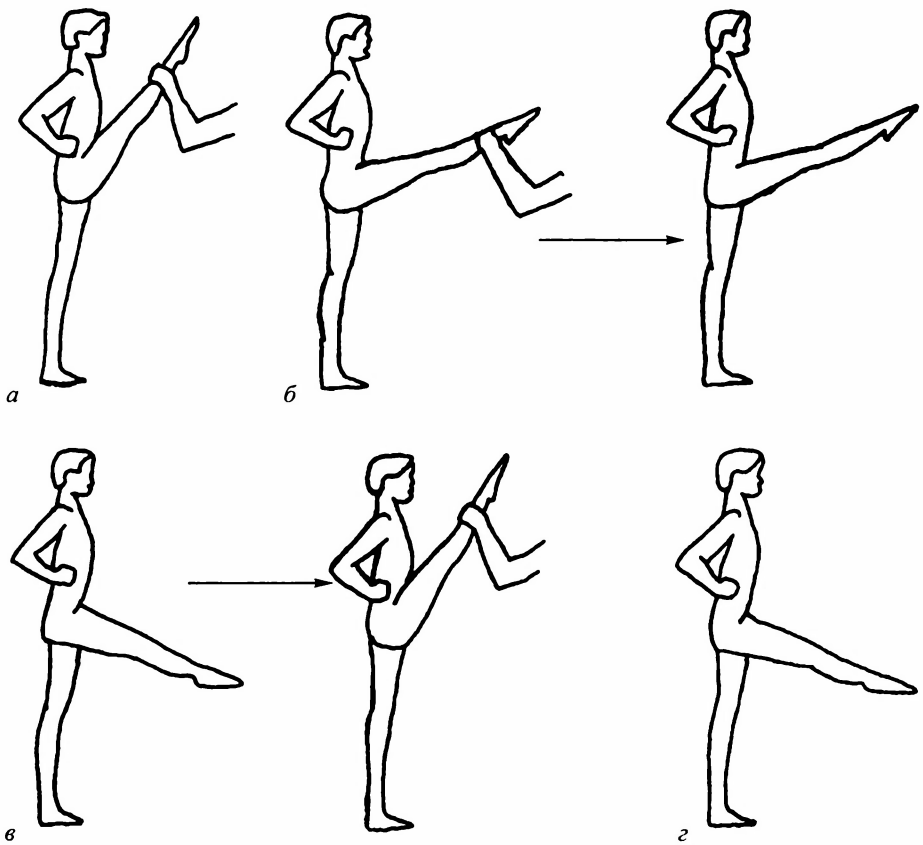


Рис. 13.3. Типы движения: *а* — пассивное; *б* — пассивно-активное; *в* — активное с чьей-либо помощью; *г* — активное (Alter, 1988)

ний, ограниченную вследствие снижения растяжимости мягкой ткани. Его влияние на мышцу состоит в пассивном удлинении эластичной части, что, в свою очередь, способствует увеличению амплитуды движения в поврежденных суставах. Пассивное растягивание используют, когда мышца-агонист оказывается слишком слабой, чтобы вызывать движение сустава, или же когда попытки ингибировать мышцу-антагонист оказываются неудачными.

По мнению Доусинга (1978) и Олкотта (1980), пассивное растягивание с партнером обеспечивает ряд дополнительных преимуществ:

1. Занимающийся прилагает больше усилий для выполнения повторения, так как за ним наблюдает партнер.

2. Тренер получает возможность подходить к занимающимся и вносить поправки вне действия. В этом случае сами занимающиеся в дальнейшем помогут другим партнерам не допустить подобных ошибок.

3. Выполнение упражнений с партнерами способствует проявлению взаимопомощи.

4. Выполнять упражнения вдвоем значительно интереснее.

Следует отметить, что метод пассивного растягивания нельзя считать оптимальным средством для устранения тугоподвижности (Cherry, 1980) или для восстановления амплитуды движений, особенно после травмы (Jackobs, 1976). По мнению Джэкобса, можно привести четыре основные причины не в пользу этого метода. Во-первых, чрезмерное растягивание может вызвать разрядку нервно-сухожильных веретен. Во-вторых, пассивное растягивание может быть весьма болезненным. В-третьих, сохранения гибкости не происходит. И наконец, в-четвертых, при очень быстром пассивном растягивании может произойти активация комплекса нервно-мышечного веретена, в результате чего рефлекс растяжения инициирует сокращение мышцы, тем самым нарушая цель метода.

Пассивно-активное растягивание. Этот вид растягивания очень мало отличается от пассивного растягивания. Первоначально растягивание осуществляется за счет какой-либо внешней силы. Затем занимающийся пытается удержать положение, сокращая изометрически мышцы-агонисты в течение нескольких секунд (см. рис. 13.3, б). Данный подход способствует укреплению слабых мышц-агонистов.

Активное растягивание с помощью партнера. Такое растягивание осуществляется в результате исходного активного сокращения группы мышц-агонистов. По достижении предела гибкости диапазон движения завершает партнер (см. рис. 13.3, в). Преимущество этого метода состоит в том, что он позволяет активировать или укрепить слабые мышцы-агонисты и помочь сформировать структуру для координированного движения.

Активное растягивание. Активное растягивание осуществляется в результате произвольного использования собственных мышц без чьей-либо помощи (см. рис. 13.3, г). Ирргенг (1993) делит активные упражнения на растягивание на два основных класса: свободные активные и резистивные, каждый из которых имеет собственные компоненты. Он считает, что свободное активное упражнение или растягивание «имеет место, когда мышцы производят движение без приложения дополнительного внешнего сопротивления». Свободное активное упражнение включает в себя упражнение на амплитуду движений и растягивание. Первые используются для сохранения данного уровня движения, вторые — для увеличения движения.

Активные упражнения для увеличения гибкости могут также включать резистивные элементы. Ирргенг (1993) определяет резистивные упражнения как «упражнения, во время которых испытуемый использует произвольные мышечные сокращения, чтобы преодолеть действующее сопротивление». Сопротивление может быть механическим (при использовании изокинетических тренажеров) или ручным. Резистивные упражнения могут включать концентрические или эксцентрические сокращения.

Результаты исследования, проведенного Иашвили (1983), свидетельствуют, что показатели активной амплитуды движения ниже, чем пассивной, однако активная гибкость имеет более высокую степень корреляции с уровнем спортивных достижений ($r = 0,81$), чем пассивная ($r = 0,69$). Ученый также установил, что при преимущественном использовании упражнений на растягивание коэффициент корреляции между активными и

пассивными движениями колеблется в пределах 0,61–0,73. При использовании же упражнений силовой направленности и комбинированных (активных и пассивных) он достигает показателя 0,91. Таким образом, можно заключить, что взаимосвязь между пассивной и активной гибкостью зависит от тренировочных методов (Hardy, 1985; Iashvili, 1983; Tumanyan, Dzhanyan, 1984).

Полная амплитуда движения представляет собой сочетание активной и пассивной амплитуды движений (см. рис. 13.3, в). Если

для развития гибкости используют пассивные упражнения на растягивание, то развивается преимущественно пассивная гибкость. Следовательно, происходит уменьшение зоны пассивной неадекватности (рис. 13.4). Следует отметить, что чем больше разница между диапазонами активного и пассивного движения суставов, тем выше вероятность травмы (Iashvili, 1983). В этом случае рекомендуют упражнения силовой направленности в зоне активной неадекватности, которые позволяют уменьшить пассивную неадекватность и увеличить зону активной подвижности.

Туманян и Джанян (1984) провели сравнение четырех тренировочных методов. В 1-й, контрольной, группе не было обнаружено изменений пассивной или активной гибкости. Во 2-й группе, в которой использовали только упражнения на растягивание, наблюдали практически одинаковое увеличение уровня активной и пассивной гибкости. В то же время разница между активной и пассивной гибкостью осталась неизменной. В 3-й группе, в которой применялись упражнения исключительно силовой направленности, наблюдали увеличение уровня только активной гибкости. В 4-й группе использовались как упражнения на растягивание, так и силовой направленности; именно в этой группе было замечено наибольшее увеличение активной и пассивной гибкости, а так как уровень активной и пассивной гибкости возрос, разница между ними уменьшилась.

Если активные упражнения на растягивание увеличивают амплитуду движения, то как влияет продолжительность изометрических сокращений на уровень гибкости? Харди в своем исследовании (1985) показал, что больший прирост активной гибкости ассоциируется с более продолжительными периодами изометрического сокращения в активной мышечной группе.

Активное растягивание может быть баллистического либо статического характера. Согласно мнению Матвеева (1981), баллистические упражнения следует выполнять последовательно, постепенно увеличивая амплитуду движений. Количество повторений обычно составляет 8–12. Если амплитуда движений уменьшается вследствие утомления, то следует прекра-

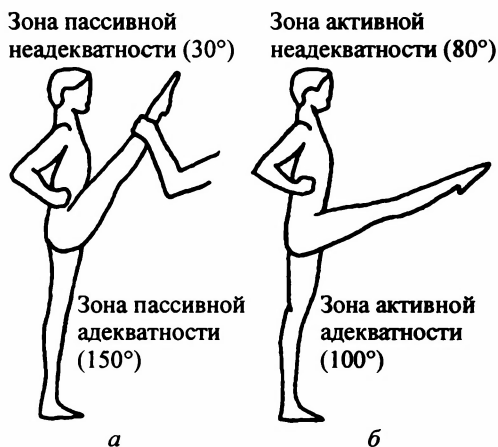


Рис. 13.4. Зоны гибкости (Alter, 1988)

тительное выполнение упражнений. Хорошо подготовленные спортсмены могут выполнять 40 и более повторений с максимальной амплитудой. При выполнении статических упражнений на растягивание постепенно увеличивают продолжительность удержания положения.

Несмотря на то что и активные, и пассивные упражнения способствуют увеличению гибкости, их влияние на активную и пассивную гибкость неодинаковое. В каких случаях следует отдавать предпочтение тому или иному виду упражнений? К пассивным упражнениям следует прибегать в том случае, когда эластичность мышц, подвергаемых растягиванию (антагонистов), ограничивает гибкость, к активным — когда уровень гибкости ограничивает слабость мышц, обуславливающих движение (агонистов).

ПРОПРИОЦЕПТИВНОЕ УЛУЧШЕНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ ПЕРЕДАЧИ ИМПУЛЬСОВ

Проприоцептивное улучшение нервно-мышечной передачи импульсов можно определить как метод «содействия или ускорения нервно-мышечного механизма путем стимулирования проприорецепторов» (Knott, Voss, 1968). Этот метод был разработан в конце 1940-х — начале 1950-х годов Германом Кабатом. Сегодня он широко используется в реабилитации, а также в области спортивной тренировки.

Основные нейрофизиологические принципы проприоцептивного улучшения нервно-мышечной передачи импульсов. Метод проприоцептивного улучшения нервно-мышечной передачи импульсов основан на ряде важных нейрофизиологических механизмов, включая ингибирование, содействие, сопротивление и рефлексы. Методы облегчения или содействия предназначены для повышения возбудимости мотонейронов. Примерами могут служить любые стимулы, повышающие деполяризацию (увеличивающие возбудимость) мотонейронов или вызывающие рекрутирование дополнительных мотонейронов. С другой стороны, ингибиторные методы направлены на снижение возбудимости. Поэтому они иницируют стимулы, которые гиперполяризуют (снижают возбудимость) мотонейроны или приводят к сокращению числа активно посылающих импульсы мотонейронов (F.A. Harris, 1978; Prentice, 1983). Хотя ингибирование диаметрально противоположно содействию, тем не менее оба эти метода неотделимы друг от друга: метод, способствующий содействию агониста, или движителя, одновременно обеспечивает расслабление или ингибирование антагониста. Следует подчеркнуть, что ингибиторные методы играют более значительную роль в увеличении гибкости.

Содействие и ингибирование обеспечивают мышечное сопротивление (т.е. активные сокращения). Первоначально максимальное сопротивление определяли как наибольшую величину сопротивления (противодействующей силы), которая может воздействовать на изотоническое или на активное сокращение и обеспечивает полную амплитуду движения (Knott, Voss,

1968). Сегодня большинство специалистов считают более точным термином оптимальное или соответствующее сопротивление (Adler и др., 1993). Максимальное сопротивление обуславливает иррадиацию, которую можно определить как распространение возбудимости в ЦНС, вызывающую определенную структуру сокращения синергетических мышц (Holt, Surburg, 1981).

Преимущества методов улучшения нервно-мышечной передачи импульсов. Что касается амплитуды движений, то, как показывают результаты многочисленных исследований (М.А.Мооре, Hutton 1980; Prentice, 1983), использование методов улучшения нервно-мышечной передачи импульсов обеспечивает максимальное увеличение гибкости по сравнению с другими видами упражнений на растягивание. Этот факт подтверждают и другие исследователи (Beaulieu, 1981; Cornelius, 1983; Perez, Fumasoli, 1984).

Установлено, что эти методы также обеспечивают большой прирост силы, улучшают силовой баланс, повышают стабильность суставов (Adler и др., 1993, Surburg, 1981, 1983). Поскольку неадекватный уровень развития силы при достаточном уровне гибкости может предрасполагать к травмам суставов, определенные методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов могут быть использованы для профилактики спортивных травм, развивая оба эти качества (М.А.Мооре, 1979).

Ученые отмечают, что указанные методы способствуют также повышению выносливости, улучшению кровообращения (Adler и др., 1993, Caillet, 1988) и координации (Adler и др., 1993, Sullivan и др., 1982). Кроме того, сторонники использования этих методов утверждают, что они обеспечивают оптимальное мышечное расслабление (Prentice, 1983; Sullivan и др., 1982). Тем не менее следует отметить, что не все методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов приводят к положительным результатам (Condon и Hutton, 1987; Etnyre, Abraham, 1984, 1988).

Полемика по поводу методов улучшения нервно-мышечной передачи импульсов. Кроме множества преимуществ, методам улучшения нервно-мышечной передачи импульсов присущи и недостатки. Например, при реализации большинства методов должна быть убедительная мотивация (Cornelius, 1983). Другим недостатком, на который указывают М.А.Мор (1979), М.А.Мор и Хаттон (1980) и Кондон и Хаттон (1987), является то, что некоторые виды растягиваний, используемые в этих методах, воспринимаются как более болезненные, чем статическое растягивание. Также отмечают, что отдельные методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов иногда оказываются более опасными, чем статическое растягивание, так как используемое в них растягивание имеет место при более высоком напряжении в мышце. Поэтому целесообразно более тщательно следить за реализацией этих методов.

Еще одним недостатком методов улучшения нервно-мышечной передачи импульсов является потенциальная возможность возникновения феномена Вальсальвы (состояния аналогичного тому, что происходит при натуживании с задержкой дыхания на выдохе) — повышения систолического давления (Cornelius, 1983). Этот феномен может возникнуть при вы-

Таблица 13.2. Сравнение методов растягивания

Автор	Равный период	Измерительный прибор	Измеряемый сустав	Термин
Корнелиус и Хинсон (1980)	Да	Флексометр Лейтона	Тазобедренный	OPI 3 и 6PI 3 и 6 PIC
Этнри и Эбрехем (1986)	Да	Гониометр	Голеностопный	SS PNFI PNF2
Харди (1985)	Да	Флексометр Лейтона	Тазобедренный	OPI 3 и 6PI 3 и 6 PIC
Хартли-О'Брайен (1980)	Да	Флексометр Лейтона	Тазобедренный	Баллистическое Расслабление Пассивное PNF Активное PNF
Хольт и Смит (1983)	Да	Гониометр	Тазобедренный	SS ICO 3S
Хольт, Тревис и Окита (1970)	Да	«Сесть и дотянуться»	Тазобедренный	Быстрое растягивание Медленное растягивание IA-CA
Лукас и Козлов (1984)	Нет	”	Тазобедренный	Динамическое Статическое PNF
Медиерос и др. (1977)	Да	Гониометр	Тазобедренный	SS Изометрическое
Мор и Хаттон (1980)	Да	Гониометр	Тазобедренный	SS CR CRAC
Седи, Вортмен и Бланке (1980)	Да	Флексометр Лейтона	Тазобедренный, туловище, плечи	Баллистическое SS PNF
Танигава (1972)	Да	Лента и триангуляция	Тазобедренный	SS PNF

Примечание. ^a Общая амплитуда движений. ^b Прирост до–после. ^c Прирост в тесте «сесть и дотянуться». ^d Отсутствие различий между CR и CRAC.
 OPI – прием пассивной гибкости агониста; PI – прием пассивной гибкости; MVIC (максимальное произвольное изометрическое сокращение) – пассивный статический прием агониста; 3 и 6PI – прием пассивной гибкости с 3 и 6 с MVIC; PIC – прием пассивной гибкости; MVIC концентрического сокращения агониста приема пассивной статической гибкости антагониста; 3 и 6 PIC – то же, что и выше,

полнении изометрических упражнений или упражнений с большим сопротивлением и характеризуется повышением внутригрудного и внутрибрюшного давления, что ведет к пониженному венозному возврату и пониженному сердечному выбросу с последующим временным понижением артериального давления и увеличением ЧСС. Когда выполняется выдох, артериальное давление может повыситься до 200 мм рт.ст. и выше. Чем больше максимальное произвольное изометрическое сокращение, тем выше вероятность возникновения феномена Вальсальвы.

Метод (достигнутая амплитуда движений)	Использование контрольной группы (амплитуда движений)	Пол испытуемого	Максимальная амплитуда движений	Статическая значимость
SS (89,3°) CR (100,6°) CRAC (103,4°) ^a	Нет	М	CRAC	Да [†]
SS (0,4°) CR (2,6°) CRAC (5,6°) ^b	Нет	М	CRAC	Да
SS (12,7°) CR (13,0°) CRAC (20,3°)	Да (-1,0°)	Ж	CRAC	Не определена
Баллистическое (18,1°) SS (21,4°) CR (17,7°) CRAC (16,6°) ^b	Да (16,9°)	Ж	SS	Нет
SS (8,4°) CR (11,6°) CRAC (14,8°) ^b	Да (0,2°)	М	CRAC	Да
Баллистическое (0,75°) SS (0,75°) CRAC (2,10°) ^a	Нет (0,75°)	М	CRAC	Да
Баллистическое (2,7°) SS (2,9°) CRAC (3,3°) ^b	Нет	Ж	CRAC	Нет
SS (5,7°) CR (7,3°) ^b	Да (0,6°)	М	CR	Нет
SS (133,7°) CR (132,8°) CRAC (136,8°) ^a	Нет	Ж	CRAC	Нет
Баллистическое SS CR (10,6°) ^b	Да (3,4°)	М	CR	Да
SS (7,1°) CR (15,9°) ^b	Да (1,4°)	М	CR	Да

но с 3 или 6 с MVIC; SS – статическая гибкость; CR – сокращение–расслабление; CRAC – сокращение–расслабление агониста; ICO – только изометрическое сокращение; 3S – метод увеличения гибкости в результате последовательных изометрических сокращений мышц, подлежащих растягиванию, с последующими концентрическими сокращениями противоположной мышечной группы с легким воздействием со стороны партнера; IA-CA – изометрическое сокращение агониста (IA) с последующим концентрическим сокращением антагониста (CA).

Лицам, страдающим коронарной болезнью сердца и имеющим высокое артериальное давление, следует не допускать возникновения этого феномена, так как в противном случае у них может произойти сердечный приступ или разрыв церебрального сосуда (Н.Н. Jones, 1965). Вместе с тем в результате анализа проведенных исследований Фарди (1981) сделал вывод, что риск возникновения феномена Вальсальвы во время выполнения упражнений изометрического характера намного меньше, чем принято считать. Тем не менее программа занятий должна содержать превентивные

меры, направленные на снижение потенциального риска. Так, во время выполнения упражнений с большим сопротивлением необходимо делать выдох, а при выполнении других упражнений следить за тем, чтобы дыхание было ритмичным.

В результате проведенных экспериментов Элдред, Хаттон и Смит (1976), а также Судзуки и Хаттон (1976) подвергли сомнению некоторые идеи о нейрофизиологической основе улучшения нервно-мышечной передачи импульсов. В частности, было выявлено, что статическое сокращение, предшествующее мышечному растягиванию, способствует сократительной активности путем замедления после разрядки веретен данной мышцы. Кроме того, было показано, в отличие от традиционных представлений, что первоначально мышца более резистентна к изменению длины после статического сокращения (J.L.Smith и др., 1974). Очевидно, нервно-сухожильные веретена подавляются лишь на короткий промежуток времени после сокращения мышцы, подвергающейся растягиванию. Этнир и Ли (1987) указали на трудность интерпретации сравнительных данных большого числа исследований, в которых использовались различные методы растягивания. В частности, они отметили:

«Несмотря на то что методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов обеспечивают наиболее положительные результаты, исследования, направленные на определение эффективности различных методов развития гибкости, существенно отличаются по методологии, экспериментальному замыслу и т.п., что значительно затрудняет непосредственное сравнение».

Указанную проблему иллюстрирует табл. 13.2.

Методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов в одной плоскости — отдельной мышце. До того, как были открыты методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов, реабилитация парализованных больных осуществлялась с помощью метода, предусматривающего выполнение одного движения в одном суставе и одной мышцей (Voss и др., 1985). Примером такого растягивания является ручное растягивание трехглавой мышцы плеча испытуемого. Методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов могут также включать данный способ растягивания в отдельной плоскости движения. Такая методика является эффективной, но не оптимальной (Kabat и др., 1959).

Методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов в спиральной и диагональной плоскостях (вращение). Естественное функциональное движение осуществляется посредством спирально-диагональных структур движения. Исходя из этого, Кабат и Нотт разработали метод, основанный на естественных структурах движения и тем самым обеспечивающий более эффективное стимулирование нервной системы в процессе реабилитации (Voss, Ionta, Myers, 1985). Восс, Ионта и Миерс (1985) определяют эти структуры как «различные сочетания движения..., которые предусматривают реакции удлинения и укорачивания многих мышц». Типич-

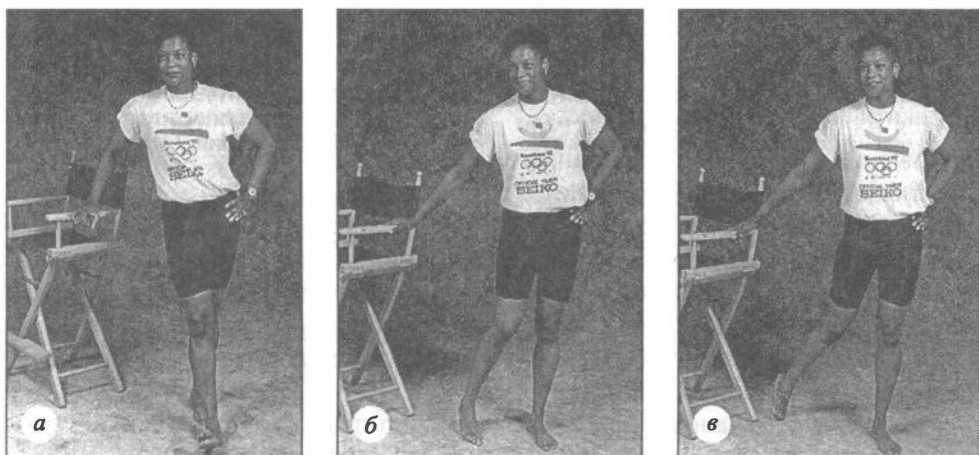


Рис. 13.5. Свободные движения, иллюстрирующие структуры проприоцептивного улучшения нервно-мышечной передачи импульсов в нижней конечности. Д1 выпрямление: а — инициация; б — средняя фаза; в — заключительное положение. Д1 сгибание (футбольный удар): а — инициация; б — средняя фаза; в — заключительное положение (McAtee, 1993)

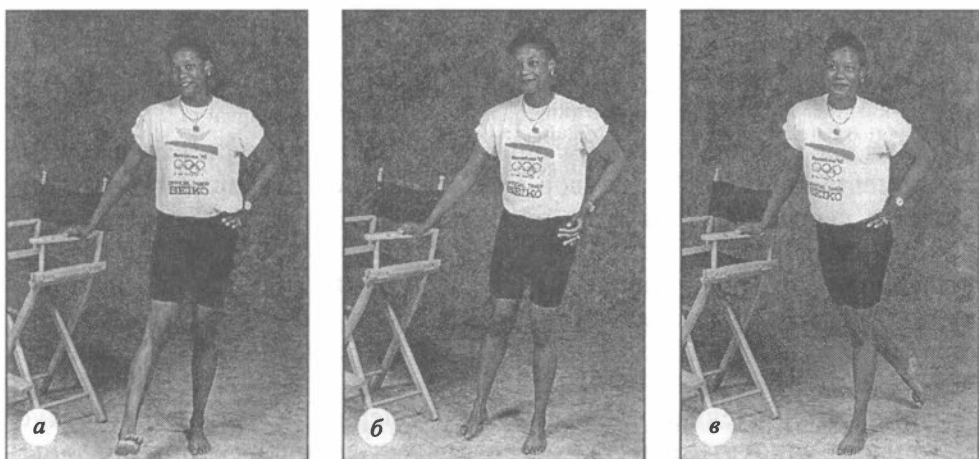


Рис. 13.6. Свободные движения, иллюстрирующие структуры проприоцептивного улучшения нервно-мышечной передачи импульсов в нижней конечности. Д2 выпрямление: а — инициация; б — средняя фаза; в — заключительное положение. Д2 сгибание: а — инициация; б — средняя фаза; в — заключительное положение (McAtee, 1993)

ным примером спирально-диагональной функции в спорте является маховое движение клюшкой во время игры в гольф.

Спирально-диагональный характер структур естественного движения обусловлен самой структурой скелетной системы и расположением в ней мышц. Мышцы расположены спиралеобразно вокруг костей, поэтому при сокращении они, как правило, осуществляют спиралевидное движение. Примеры свободных движений, иллюстрирующих структуры улучшения нервно-мышечной передачи импульсов в нижней конечности, приведены на рис. 13.5. и 13.6.

Линия движения

Методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов, опирающихся на определенную структуру движения, предусматривают исходное положение, при котором основные мышечные компоненты находятся полностью в удлиненном состоянии, тогда как волокна мышц могут подвергаться максимальному растяжению. Такое исходное положение называют удлиненным диапазоном, диапазоном инициации или диапазоном растягивания. Структура движения, являющаяся оптимальной для конкретной «цепочки» мышц, позволяет последним переходить из максимально удлиненного (расслабленного) состояния к полностью укороченному, если осуществляется в полном диапазоне.

Как уже отмечалось, большинство мышц проходит диагонально, поэтому оптимальной функции они достигают при сокращении в диагональном и нередко спиральном направлении (Kabat и др., 1959).

Диагональную линию движения называют траекторией структуры. Это оптимальная линия движения, обусловленная максимальным сокращением основных компонентов в соответствующем порядке, — от удлиненного состояния до укороченного (Voss и др., 1985).

Компоненты движения

Каждая диагональная или спиралевидная структура включает три компонента движений суставов или точек (осей) вращения, участвующих в движении. Этими компонентами являются: сгибание или выпрямление; движение к средней линии или поперек и от средней линии; вращение. Компонент движения, который подвергает мышцу наибольшему растягиванию, является основным компонентом действия. Остальные компоненты считаются вторичными и третичными компонентами действия.

Метод улучшения нервно-мышечной передачи импульсов предусматривает использование двух различных спирально-диагональных структур для каждой конечности (рука или нога). Их называют диагональ 1 (Д1) и диагональ 2 (Д2). Рис. 13.7 иллюстрирует структуры улучшения нервно-мышечной передачи импульсов для нижних конечностей. Структуры названы в соответствии с проксимальной точкой (осью) вращения тазобедренного сустава, описаны соответствующие движения в структурах Д1 и Д2 для нижних конечностей. На рис. 13.5 показаны исходная, средняя и заключительная позиции структур Д1 и Д2.

Специальные методы улучшения нервно-мышечной передачи импульсов. Метод улучшения нервно-мышечной передачи импульсов включает разнообразные приемы, обеспечивающие конкретные результаты. Они могут, например, включать изотонические и изометрические (как концентрические, так и эксцентрические) сокращения в различных сочетаниях, а также сокращения агонистических и антагонистических мышц.

Д1 сгибание

Бедро — Сгибание
Приведение
Внешнее вращение
Ступня — Тыльное сгибание
Инверсия
Пальцы ног — Выпрямление

Д2 сгибание

Бедро — Сгибание
Отведение
Внутреннее вращение
Ступня — Тыльное сгибание
Эверсия
Пальцы ног — Выпрямление



Д2 выпрямление

Бедро — Выпрямление
Приведение
Внешнее вращение
Ступня — Плантарное сгибание
Инверсия
Пальцы ног — Сгибание

Д1 выпрямление

Бедро — Выпрямление
Отведение
Внутреннее вращение
Ступня — Плантарное сгибание
Эверсия
Пальцы ног — Сгибание

Рис. 13.7. Структуры проприорецептивного улучшения нервно-мышечной передачи импульсов для нижних конечностей (Prentice, 1990)

Следующие описания методов улучшения нервно-мышечной передачи импульсов основаны на работах Нотта и Восса (1968), Салливана, Маркоса и Минора (1982) и Сербурга (1981).

Повторяющиеся сокращения

Повторяющиеся сокращения (ПС) предусматривают сокращения группы мышц-агонистов до явного утомления при выполнении конкретного движения (рис. 13.8, а). В более простом варианте присутствуют только изотонические сокращения. ПС может предшествовать изотоническое сокращение мышц более сильной антагонистической структуры, содействующее более слабым мышцам. После начального изотонического сокращения



Рис. 13.8. Процедуры проприоцептивного улучшения нервно-мышечной передачи импульсов: незаштрихованный кружок — изотоническое сокращение; заштрихованный кружок — изометрическое сокращение; пунктирная линия — пассивное растягивание; сплошная линия — активное растягивание или сокращение; линия со стрелками — эксцентрическое сокращение.

Повторяющееся сокращение (а). Ритмическое инициирование (б). Медленное реверсирование (в). Медленное реверсирование–удержание (г). Ритмическая стабилизация (д). Сокращение–расслабление (е). Удержание–расслабление (ж). Медленное реверсирование–удержание–расслабление (з). Агонистическое реверсирование (и) (Alter, 1988)

выполняется более сложная форма ПС с преодолением сопротивления и результирующим переходом к действию слабой оси вращения. После этого испытуемый должен удержать изометрическое сокращение до тех пор, пока активное усилие начнет ослабевать. Сопротивление увеличивается в ослабевшей оси, и испытуемый должен снова приложить натягивающее усилие, при этом изометрическое сокращение переходит в изотоническое. ПС способствуют развитию силы и выносливости, а также облегчают передачу импульсов через центральные нервные пути.

Ритмическое иницирование

Ритмическое иницирование (РИ) включает произвольное расслабление, пассивное движение и повторяющиеся изотонические сокращения основных компонентов агонистической структуры (рис. 13.8, б). РИ используется для улучшения способности иницировать движение.

Медленное реверсирование

Медленное реверсирование включает изотоническое сокращение антагониста с последующим изотоническим сокращением агониста (рис. 13.8, в). Этот метод применяется для улучшения действия мышц-агонистов, для облегчения нормального реверсирования мышц-антагонистов и для развития силы последних.

Медленное реверсирование–удержание

Данный метод включает изотоническое сокращение антагониста с его последующим изометрическим сокращением и такой же последовательностью сокращений агониста (рис. 13.8, г). Использование этого метода, как и метода медленного реверсирования, положительно влияет на более слабую мышечную систему антагонистов.

Ритмическая стабилизация

Ритмическая стабилизация предусматривает чередование изометрических сокращений агонистической и антагонистической структур (рис. 13.8, д). Сила сокращений постепенно увеличивается по мере постепенного уменьшения амплитуды движения. Этот метод обеспечивает увеличение силы хвата, стимуляцию локального кровообращения и более позднее расслабление.

Сокращение–расслабление

Метод сокращение–расслабление включает изотоническое сокращение антагониста с сопротивлением, начиная с точки ограничения амплиту-

ды движения, с последующим периодом расслабления. Затем партнер осуществляет пассивное движение конечности с максимально возможной амплитудой до точки, в которой ощущается ограничение амплитуды движения (рис. 13.8, е). Затем процесс повторяют.

Идентичным этому методу является метод сокращения–расслабления агониста — сокращение, за исключением того, что в последней фазе растягивания агонист концентрически сокращается. Этот метод применяют для увеличения амплитуды движений. По мнению некоторых специалистов, при использовании данного метода вероятность повреждений больше, чем при использовании метода статического растягивания и метода удержания–расслабления, который описывается ниже, ввиду постепенного увеличения напряжения в мышце.

Удержание–расслабление

Данный метод является изометрическим. Он особенно эффективен в том случае, когда амплитуда движений ограничена вследствие тугоподвижности мышц на одной стороне сустава и предусматривает изометрическое сокращение антагониста с последующим периодом расслабления. Затем осуществляется активное движение конечности с преодолением минимального сопротивления в новом диапазоне движения до новой точки ограничения амплитуды движения (рис. 13.8, ж).

Медленное реверсирование–удержание–расслабление

Этот метод включает сокращение антагониста с его последующим изометрическим сокращением и коротким периодом произвольного расслабления, после чего осуществляется изотоническое сокращение агониста (рис. 13.8, з). Метод способствует нормальному реверсированию мышц-антагонистов и развивает их силу.

Реверсирование агонистов

Данный метод предусматривает изотоническое движение в диапазоне движения с сопротивлением. На исходе концентрического диапазона медленная контролируемая и ритмичная последовательность эксцентрических и концентрических сокращений данной мышцы повторяется несколько раз (рис. 13.8, и).

Нейрофизиология методов улучшения нервно-мышечной передачи импульсов. Рассмотрим подробно нейрофизиологическую основу описанных выше методов улучшения нервно-мышечной передачи импульсов. Данные методы включают целый ряд компонентов, основными из которых являются статическое растягивание, расслабление, сокращение антагониста и сокращение агониста.

Статическое растягивание

Медленное статическое растягивание обычно приводит к низким уровням ЭМГ активности в течение большего периода растягивания, демонстрирующим более низкую возбудимость мотонейронов. В начале растягивания динамическая разрядка нервно-мышечных веретен в антагонистической мышце оказывает положительное воздействие на ее α -мотонейронный пул. По окончании фазы удлинения, несмотря на дальнейшее растягивание, динамическая порция разряда нервно-мышечных веретен уменьшается (Burke, Hagbarth, Lofstedt, 1978; Conobn, 1983). Возможно, что в течение очень медленного растягивания высокая чувствительность Ia афферентов к небольшим увеличениям мышечной длины может поддерживаться в результате избирательной активации γ -статических нейронов (Matthews, 1981). Тем не менее Веллбо (1974 б) в своем исследовании афферентов веретен у человека не сумел показать значительную γ -активность во время пассивного растягивания.

Теоретически при поддерживаемом растягивании аутогенное ингибирование нервно-сухожильным веретеном может произойти через пути Ib. Вместе с тем медленное пассивное растягивание не является достаточно оптимальным стимулом для нервно-сухожильных веретен (Burke и др., 1978; Ноик и др., 1971). Другим возможным источником аутогенного ингибирования во время растягивания являются небольшие мышечные афференты (Rumet и др., 1979). А так как для статического растягивания не требуется произвольного усилия, супраспинальный вклад будет весьма незначительным (Condon, 1983). Филлипс отмечает, что «кортикоспинальный тракт имеет достаточный потенциал для очень мощной передачи к α -мотонейронам». Однако «если человек намерен противостоять растягиванию по любой причине, например с целью снизить болевые ощущения или сохранить положение тела, он (она), бесспорно, сумеет преодолеть спинальный вклад и разряжающиеся α -мотонейроны» (Conobn, 1983).

Расслабление

Компонент расслабления может предшествовать или следовать за статическим растягиванием или сокращением агониста. Этот компонент может быть полностью пассивным. Как и в случае с компонентом статического растягивания, расслабление можно ингибировать или усилить произвольно (благодаря супраспинальным механизмам).

Сокращение антагониста

Согласно ряду теорий рефлексов, мышечное расслабление происходит после сокращения мышцы. Считается, что сокращающаяся при растягивании мышца вызывает разрядку нервно-сухожильных веретен, тем самым приводя к расслаблению, или же синаптические соединения клеток Рен-

шоу могут ингибировать мышечное сокращение (Condon, 1983). По одной из теорий, изометрические сокращения изменяют характер реагирования нервно-мышечных веретен на растягивание, снижая афферентный поток импульсов из этих проприорецепторов. Следовательно, это снижение разрядки нервно-мышечных веретен может увеличить амплитуду движений за счет меньшего сопротивления растягиванию.

Вместе с тем целый ряд ученых подвергли сомнению эти концепции (Condon и Hutton, 1987; М.А.Моore, 1979). Хотя сокращение антагониста теоретически должно способствовать расслаблению или ингибировать последующее сокращение антагониста, наблюдается противоположный эффект: сокращение может оставить мышцу в более возбужденном состоянии.

Длительная разрядка растягиваемой мышцы, являющаяся результатом ее предшествующего сокращения, ставит под сомнение основную сущность растягивания. Функциональные взаимодействия невральнoй схемы спинных сегментов значительно более сложны, чем их описывают в литературе.

Полученные наблюдения позволяют сделать следующие выводы: полное расслабление мышцы не является необходимым условием эффективного растягивания; большая степень мышечного расслабления не связана с большим диапазоном движения (Ostering и др., 1990). Если принимать во внимание комфортность и время, то наиболее предпочтительным является статическое растягивание.

Сокращение агониста

Для объяснения сокращения агониста во время растягивания используют влияние реципрокного иннервирования. Считают, в частности, что сокращение мышц-агонистов (например, четырехглавой) вызывает расслабление мышц-антагонистов (например, задней группы мышц бедра) в результате реципрокного ингибирования (рис. 13.9). Используя методику «удержание–расслабление агониста», партнер максимально растягивает подколенные сухожилия испытуемого, в то время как испытуемый в положении лежа пытается осуществить субмаксимальную концентрическую активацию группы четырехглавых мышц (I — ингибиторный нейрон; α — альфа-мотонейрон). Следовательно, когда мотонейроны мышцы-агониста принимают возбуждающие импульсы от афферентных нервов или из двигательных центров головного мозга, мотонейроны, иннервирующие мышцы-антагонисты, ингибируются (например, если сокращаются четырехглавые мышцы, подколенные сухожилия должны расслабиться). Таким образом, во время сокращения агониста реципрокному Ia ингибированию антагониста способствуют как спинальные, так и супраспинальные импульсы. Следовательно, сокращение агониста теоретически должно привести к более низким уровням сократительного сопротивления в антагонисте, чем во время статического растягивания (Condon, 1983).

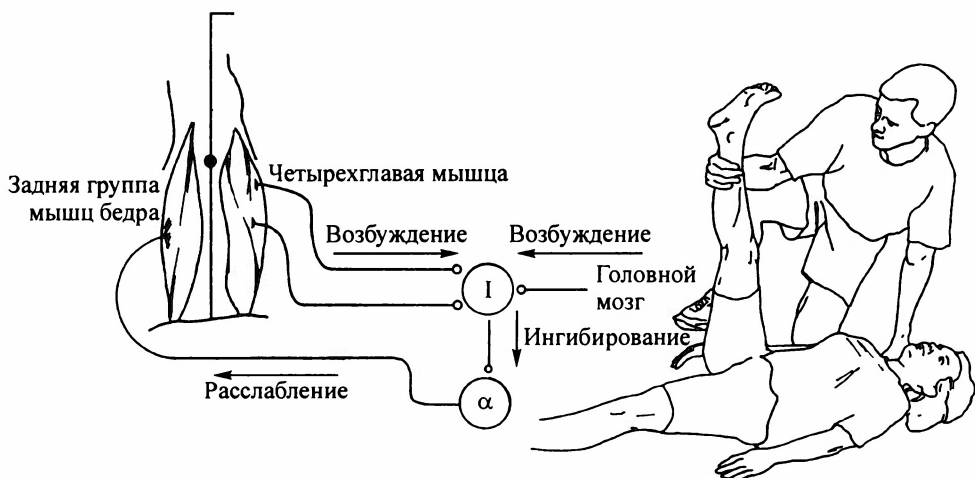


Рис. 13.9. Тренировка гибкости с партнером (Енока, 1988)

Вместе с тем исследованиями, проведенными Кондоном и Хаттоном (1987), М.А.Мором (1979) и М.А.Мором и Хаттоном (1980), установлено, что сокращение агониста значительно повышает активность ЭМГ в мышце-антагонисте. Таким образом, антагонистическая мышца явно не была расслаблена после предыдущего сокращения ее агониста. Авторы полагают, что активное реципрокное ингибирование в мышце по-прежнему имеет место, но не является очевидным. Воздействия реципрокного ингибирования могут маскироваться возбуждательными импульсами из других источников, что приводит к чистому возбуждательному влиянию на мышцу-антагонист. Позже Этнир и Абрахам (1988) высказали предположение, что появление сокращения между мышцами-антагонистами является в действительности результатом межмышечного электрического «переходного разговора» (т.е. «переходного разговора» между электродами). Следовательно, очевидная электрическая активность в антагонистической мышце, по существу, может являться артефактом активности в мышце-агонисте.

Другим потенциальным преимуществом произвольного сокращения агониста является снижение степени дискомфорта, возникающего в мышцах при растягивании. Как считают Мор и Хаттон, произвольное сокращение агонистов имеет тенденцию маскировать дискомфорт, возникающий в мышцах-антагонистах во время растягивания.

ДРУГИЕ МЕТОДЫ РАСТЯГИВАНИЯ

Помимо описанных выше существует целый ряд других методов, используемых для расслабления мышц с целью увеличить и восстановить диапазон движения. Рассмотрим эти методы.

Метод мышечной энергии. Этот метод разработан Фредом Л.Митчеллом-старшим в период с 1945 по 1950 г. Метод мышечной энергии определяют как вид остеопатического манипулятивного воздействия, при ко-

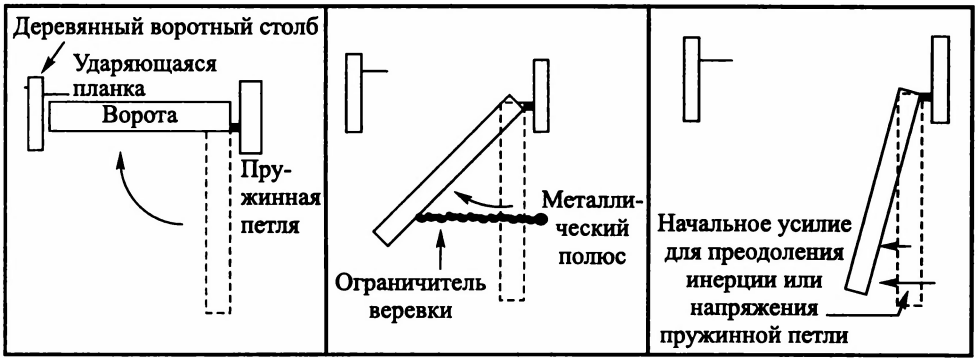
тором пациент активно использует свои мышцы «из точно контролируемого положения в определенном направлении, преодолевая действующую силу» (Гудридж, 1981). Нейрофизиологическая основа данного метода такая же, как и методов улучшения нервно-мышечной передачи импульсов.

Однако существует и целый ряд отличий. Главное из них — величина действующей силы. По мнению некоторых ученых, при этом возможно использование на 20 — 25 % силовых возможностей человека (Chaitow, 1990; Lewit, 1991). Второе отличие — локализация силы сопротивления. Считают, что этот фактор является более важным, чем интенсивность усилия. При использовании метода мышечной энергии «локализация зависит от пальпируемого проприоцептивного ощущения или восприятия движения (либо сопротивления движению) оператором в определенном сочленении» (Goodbridge, 1981). Согласно мнению Гудриджа (1981), сопротивление можно представить в виде ворот, находящихся в одном из трех положений — открытым, частично закрытым или закрытым:

«Ударяющаяся планка на столбе ворот представляет собой конечную точку, подобную краю кости в скелетной системе организма человека (рис. 13.10, слева). Влажная веревка, прикрепленная к этим воротам, может ограничивать их движение и предотвращать закрытие; когда она высыхает и укорачивается, то еще больше ограничивает движение, подобно подвергнутой сокращению мышце (рис. 13.10, в центре). Если ворота имеют пружинные петли, то их исходное сопротивление движению будет выше, чем при наличии обычных петель, поскольку необходимо преодолеть сопротивление пружин (рис. 13.10, справа). Похожее проприоцептивное ощущение может восприниматься во время инициирования пассивного отведения бедра пациента. Это ограничение может быть обусловлено мышцами или связками, оно может быть произвольным или непроизвольным».

Растяжение–противорастяжение. Этот метод был впервые предложен и охарактеризован Лоуренсом Джонсом (L.H.Jones, 1964, 1981). Двумя факторами, связанными со снижением диапазона движения после травмы, являются спазм и локализованные болезненные участки. Их нередко называют триггерными точками. Когда положение части тела нарушается вследствие мышечного спазма, любая попытка растянуть или удлинить мышцу вызывает усиление боли и спазма. Противодействуя движению, мышца остается в состоянии сокращения или спазма. Таким образом, соседний сустав занимает положение, обеспечивающее максимальное укорачивание мышцы, имеющей болезненные точки, и вызывает ощущение облегчения или комфорта.

Джоунс обнаружил, что дальнейшее перемещение сустава в направлении его деформации способствует немедленному облегчению мышечного спазма. Чтобы это сделать, обычно необходимо переместить противоположную мышцу в положение растяжения (Laxton, 1990). Сустав удерживается в таком положении около 90 с. Когда мышца расслабляется, сустав очень медленно возвращают в нейтральное положение. По существу, вере-



тена мышц-агонистов с нарушенной функцией «отключаются» в результате незначительного растягивания их антагонистов.

Функциональный метод был разработан Гарольдом Гувером (1958). Цель этого метода, как и предыдущего, состоит в том, чтобы снизить чрезмерную разрядку нервно-мышечного веретена. Положение спонтанного облегчения такое же, как и в предыдущем методе, движение так же направлено в сторону облегчения и комфорта. Конечное положение при использовании этого метода характеризуется одинаковым напряжением тканей вокруг сустава; оно называется динамически нейтральным (Hoover, 1958).

Одно из объяснений появления проблем движения после травмы, а также способы их устранения были предложены Корром (1975). Если разрядка γ -мотонейрона в нервно-мышечное веретено чрезмерна, происходит длительное сокращение интрафузальных волокон (нервно-мышечных веретен). Эта активность, в свою очередь, обеспечивает непрерывную разрядку первичных окончаний, что обуславливает пребывание экстрафузальных волокон (т.е. самой мышцы) в состоянии возбуждения, приводя к более высокому сопротивлению растягиванию. Любое удлинение такой мышцы вызывает разрядку нервно-мышечного веретена и, следовательно, создает большее напряжение. Снижая гиперактивные реакции веретен, можно растянуть мышцу. С этой целью пассивным расположением мышцы ее приводят в сокращенное положение, что обеспечивает снижение афферентной разрядки из первичных окончаний нервно-мышечного веретена. В результате снижается разрядка γ -мотонейронов ЦНС.

ТРАКЦИЯ

Тракцию определяют как метод, при котором к части тела прикладывают продольно направленное усилие, чтобы растянуть мягкие ткани или отдельные суставные поверхности (Jaskoviak и Шафер, 1986). Ее можно рассматривать как вид мобилизации, так как она включает пассивное движение суставов механическими или немеханическими средствами (Saunders, 1986). Тракцию обычно используют как дополнение к другим терапевтическим процедурам. Тракция известна с давних времен. Ее, в

частности, применял Гиппократ для лечения больных, страдающих заболеванием спины (сколиозом).

Виды тракции. Существуют различные виды тракции. Как правило, их делят на механические и мануальные, при применении которых терапевт использует специальный пояс и т.п. Выбор вида тракции зависит от целого ряда факторов, включая состояние пациента, задачи лечения, продолжительность, стоимость и т.д. Мы рассмотрим семь основных видов тракции.

Самолечение

Самолечение включает серию приемов, предложенных Мак-Кензи (1981, 1983). Они предусматривают выполнение повторяющихся движений и фиксацию в определенном положении с целью централизовать или устранить симптомы болезни. Примером может быть расположение пациента в положении лежа на спине, голова, шея и верхняя часть туловища вытянуты над краем стола. Затем пациент вытягивает шейный отдел позвоночника и «вытягивается» в инвертированное положение. Самолечение направлено главным образом на обучение пациента правильному положению тела, с тем чтобы предотвратить усугубление симптомов.

Позиционная тракция

Позиционная тракция включает определенное положение тела в сочетании с использованием подушек, мешочков с песком, блоков с целью создания растягивающего усилия, действующего на конкретные структуры. Данный метод обычно предусматривает латеральное сгибание туловища, поэтому воздействие оказывают только на один участок спины (Jaskoviak, Schafer, 1986).

Мануальная тракция

Растягивающее усилие, создаваемое при мануальной тракции, производится непосредственно терапевтом. Мануальная тракция по сравнению с механической имеет ряд преимуществ и недостатков. Одно из преимуществ — возможность терапевта использовать мануальную тракцию для оценки потенциальной реакции пациента перед применением механической тракции (Rath, 1984). Еще одно преимущество — возможность регулировать величину, длительность и угол воздействия, основываясь на тактильной обратной связи с пациентом. В отличие от механической тракции, мануальная тракция требует постоянной концентрации внимания терапевта во время работы с пациентом.

Непрерывная механическая тракция

Непрерывная механическая тракция представляет собой непрерывное силовое воздействие в одном направлении. Продолжительность может колебаться от нескольких минут до нескольких часов. При продолжительной

тракции используют лишь отягощения незначительного веса. Результаты экспериментов, полученные Колачисом и Стромом (1965), свидетельствуют о том, что постоянное растягивание в течение 30–60 с вызывает не большее растяжение позвонков, чем растягивание в течение 7 с.

Чередующаяся механическая тракция

Чередующаяся механическая тракция — это еще один вид тракции, в котором используется прибор, поочередно «включающий и выключающий» напряжение в течение определенного периода времени. Таким образом, в тот момент, когда растягивающее усилие не действует, мышцы получают возможность расслабиться и степень их утомления снижается. Полагают, что этот метод способствует сосудистому кровотоку, лимфодренажированию и стимулированию механорецепторов, а также уменьшает отечность.

Аутотракция

Аутотракция осуществляется на скамье специальной конструкции. Скамья состоит из двух частей или секций, каждая из которых вращается под определенным углом. Пациент прикладывает усилие, вытягиваясь на перекладине при помощи рук, в то время как его таз зафиксирован при помощи специального пояса, а ступни прикреплены к нижней перекладине.

Гравитационная тракция

Метод гравитационной тракции является одним из наиболее популярных. Он предусматривает использование специальных ботинок или ремней, которые прикрепляют в области таза или лодыжек. Затем пациент «свисает» с рамки в инвертированном положении. Примерно 50 % массы тела создают силу тракции, действующую на позвоночник.

Использование тракции. Тракция выполняет две функции: механическую (например, удлинение тканей и пространства между суставами) и терапевтическую (снятие боли и мышечного спазма). Тракцию обычно применяют для растягивания мышц, фибротических тканей, суставов, устранения адгезий, уменьшения или снятия мышечного спазма, восстановления кровотока и лимфатического кровообращения, уменьшения или снятия болевых ощущений, «включения» проприоцептивных рефлексов, поддержания тонуса мышц, предотвращения деформации после переломов.

Противопоказания. Противопоказания к применению тракции частично определяются типом и степенью повреждения, которое перенес пациент, а также режимом используемой тракции. Тракцию нельзя применять при острых травматических синдромах, опухолях или злокачественных новообразованиях, остеопорозе, сжатии спинного мозга, ревматоидном артрите, остром воспалении и ослаблении суставов, инфекционных заболеваниях (например, туберкулез), сердечно-сосудистых заболеваниях, во время беременности (Kisner, Colby, 1990).

Когда можно применять тракцию. Все виды мобилизации связаны с определенной степенью риска. Для его уменьшения или устранения следует принять меры предосторожности. По мнению Хинтербухнера (1980), осуществление тракции преследует три основные цели: полное медицинское обследование пациента; диагностику состояния; определение конкретных показаний к применению тракции. Что касается первого условия, Хинтербухнер считает, что оно должно включать «подробный анамнез, физическое обследование и диагностическую радиографию».

Принципы тракции. На основании исследований Даунера (1988), Ф.А.Харриса (1978), Хинтербухнера (1980), Ясковяка и Шафера (1986) и Саундерза (1986) был сформирован следующий перечень общих принципов применения тракции:

- объяснить пациенту, в чем будет заключаться смысл лечения и как оно будет проводиться;
- проверить санитарное состояние оборудования;
- приложить достаточную силу, чтобы оказать воздействие на структурные изменения в конкретном участке;
- разместить больного в наиболее оптимальном положении для достижения нужного результата;
- проверить наличие различных фиксирующих приспособлений;
- обеспечить постепенное увеличение и снижение силы тракции;
- определять продолжительность воздействия индивидуально;
- следовать принципу: «не навредить»;
- внимательно следить за состоянием пациента;
- прекратить процедуру в случае появления головокружения, тошноты, дискомфорта и т.п.
- предоставить пациенту возможность отдохнуть после процедуры.

Параметры тракции. Применение тракции характеризуется тремя важными параметрами: величиной, углом растяжения и продолжительностью.

Величина тракции

Под величиной тракции подразумевается сила, которую следует приложить для достижения оптимальных результатов. Ее обычно измеряют в массе отягощения. Чем больше продолжительность воздействия, тем меньше масса отягощения, и наоборот. Дополнительными факторами, определяющими величину тракции, являются медицинское состояние пациента, участок воздействия, физический статус пациента и степень его толерантности. Целесообразно всегда начинать с минимальной растягивающей силы, чтобы предотвратить возможный риск ухудшения состояния пациента.

Угол растяжения

Важным фактором, определяющим эффективность лечения, является угол растяжения, который может колебаться от горизонтального до верти-

кального. Он определяется такими факторами, как участок тела, подвергающийся воздействию, расположение других частей тела и степень толерантности пациента.

Продолжительность тракции

Продолжительность тракции определяется целым рядом факторов, главными из которых являются медицинское состояние пациента, его физический статус (например, возраст, наличие воспалительных процессов в организме) и степень толерантности пациента. Кроме того, важны режим тракции, клинический опыт специалиста.

НЕТРАДИЦИОННЫЕ СРЕДСТВА РАСТЯГИВАНИЯ

Описание различных растягивающих средств встречаются уже у Гипократа. Они выполняли ортопедическую терапевтическую функцию. Однако многие из этих приспособлений использовались и как орудия пыток, как мы уже говорили в главе 1.

В последние годы появилось множество различных приспособлений и приборов, применяемых спортсменами и обычными людьми в целях тренировки, реабилитации и увеличения уровня физической подготовленности.

Растягивающие приборы и приспособления. Диапазон растягивающих приборов и приспособлений очень широк — от простейших до наиболее сложных. В простых приборах и приспособлениях используют мячи, веревки, палки. Более сложные приборы нередко оснащены электромоторами, выполняют специальные функции (например, модулирующее растягивание) или обеспечивают растягивание нескольких частей тела. Одним из характерных примеров последних является «СтретчМейт» (рис. 13.11).

Система стойки. Эластичность задней группы мышц бедра и паха имеет большое значение для успешного выступления в танцах, гимнастике и боевых искусствах. Для развития гибкости в этих участках создано множество различных приборов. Большинство из них основано на так называемой системе стоек.

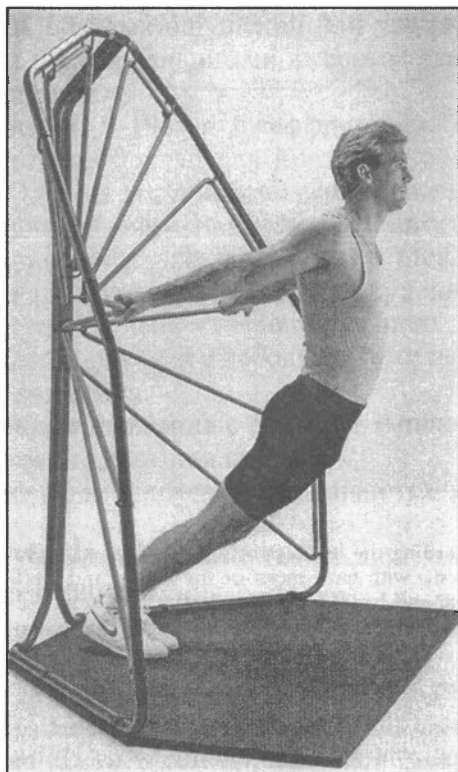


Рис. 13.11. СтретчМейт

ФАКТОРЫ, КОТОРЫЕ СЛЕДУЕТ УЧИТЫВАТЬ ПРИ ОЦЕНКЕ РАСТЯГИВАЮЩИХ ПРИБОРОВ

Прежде чем приобрести любой прибор для растягивания, следует учесть ряд факторов, главным из которых является безопасность прибора. Далее необходимо убедиться в том, что прибор действительно обеспечивает все рекламируемые функции. И наконец, следует выяснить, требуется ли специальная подготовка для занятий на данном тренажере. Важны также габариты прибора и его стоимость.

Р Е З Ю М Е

Развитие гибкости и увеличение амплитуды движений осуществляется с помощью различных методов — статических, баллистических, пассивных, активных, тракционных и других. Чтобы определить наиболее оптимальный метод для конкретного человека, необходимо провести специальные исследования.

МОБИЛИЗАЦИЯ, «ИГРА» СУСТАВОВ, МАНИПУЛЯЦИЯ И ХИРОПРАКТИЧЕСКАЯ КОРРЕКТИРОВКА

В этой главе мы рассмотрим различные манипулятивные процедуры, а также отличие манипуляции от хиропрактической корректировки.

МОБИЛИЗАЦИЯ

Мобилизация представляет собой пассивные движения одного или нескольких суставов с небольшой скоростью и с амплитудой от средней до большой. Может быть использовано либо колебательное движение, либо непрерывное растягивание. Выбор техники зависит от сущности патологии движения и цели лечения (снижение болевых ощущений или увеличение подвижности). В настоящее время общепризнанными являются две системы классификации степени мобилизации.

Классификация движения Мейтленда. В 1965 г. Джеффри Д. Мейтленд, австралийский физиотерапевт, готовил доклад для Конгресса общества физиотерапии (Maitland, 1979). Одна из задач работы заключалась в описании различных амплитуд пассивного движения, которые могут быть использованы для лечения в различных условиях, положениях. Мейтленд разработал систему, основанную на 5 ступенях (рис. 14.1). Ступени I–IV характеризуют мобилизацию, тогда как ступень V — манипуляцию.

Ступень I. Ритмические колебательные движения с небольшой амплитудой выполняются в начале диапазона движения.

Ступень II. Ритмические колебательные движения с большой амплитудой выполняются в диапазоне движения, не достигая предела.

Ступень III. Ритмические колебательные движения выполняются в возможном диапазоне движения.

Ступень IV. Ритмические колебательные движения с небольшой амплитудой выполняются в пределах диапазона движения.

Ступень V. Отдельное пассивное движение, превышающее его диапазон, может быть региональным или локализованным.

Классификация движения Кальтенборна. Фредди М. Кальтенборн разработал систему «игры» суставов. По мнению Кальтенборна, которое разделяет известный американский врач Джон Меннелл, «механическая причина ограниченного движения нередко обусловлена исчезновением ес-

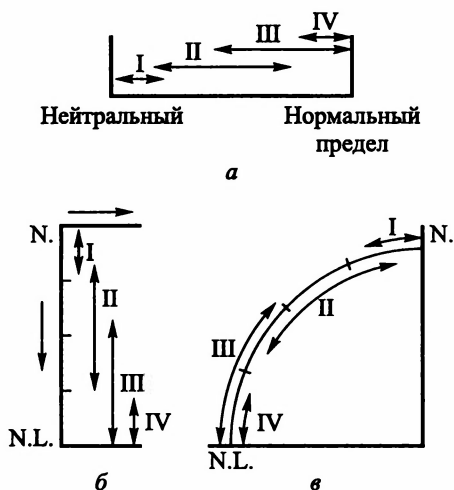


Рис. 14.1. Положение и амплитуда ступени мобилизации, представленная: *а* — горизонтально; *б* — вертикально; *в* — на диапазоне вращения (Grieve, 1991)

тестового вращения и скольжения в суставе» (Kaltenborn, 1989). Поэтому он считает, что «более рациональным является первоначальное изучение наличия нормального скольжения и, в случае необходимости, восстановление скольжения путем мобилизации сустава, прежде чем продолжать использовать другие методы лечения».

Метод Кальтенборна предусматривает использование трех типов движения. Первым из них является *трансляторное скольжение*, т.е. движение, выполняемое параллельно плоскости воздействия. Движение является прямолинейным. Вторым движением является *тракция* — пассивное прямолинейное движение кости под прямым углом, направленное в

сторону, противоположную плоскости воздействия. Наконец, третий тип движения — *сжатие*. Оно осуществляется путем перпендикулярного движения кости по направлению к плоскости воздействия.

На основании этих типов движения Кальтенборн определил три ступени движений. Тракция ступени I предусматривает очень небольшую амплитуду движения сустава. Сустав попросту «освобождается». Тракция сустава не приводит к нагрузке на капсулу. Наоборот, она уравнивает мышечное напряжение, силу сцепления и атмосферное давление, действующее на сустав. Ступень II предусматривает тракцию и скольжение суставных поверхностей для напряжения тканей, расположенных вокруг сустава. Амплитуда тракции и скольжения ступени III является достаточной, чтобы вызвать растяжение тканей, пересекающих сустав.

Согласно Кальтенборну (1989), тракцию и скольжение целесообразно использовать для следующих целей.

Тракция

- Ступень I* Устранить болевые ощущения. Используется при выполнении скользящих мобилизаций.
- Ступень II* Устранить болевые ощущения. Протестировать движение «игры» суставов.
- Ступень III* Увеличить подвижность (тракция–мобилизация). Протестировать движение «игры» суставов.

Скольжение

- Ступень II* Протестировать движение «игры» суставов.
- Ступень III* Увеличить подвижность (скольжение–мобилизация). Протестировать движение «игры» суставов.

«ИГРА» СУСТАВОВ

Как уже отмечалось, движение суставов может быть либо активным, либо пассивным. *Активное* или *функциональное движение* выполняется индивидуумом. Вместе с тем диапазон произвольного движения представляет собой лишь часть диапазона нормального движения любого сустава. *Пассивное* движение, которое не может быть выполнено индивидуумом, может включать:

- вращение одной костной поверхности на другой;
- скольжение или смещение одной суставной поверхности относительно другой;
- ротацию;
- компрессию или уменьшение суставного пространства между суставными сочленениями;
- distraction (отделение суставных поверхностей).

Как считает Меннелл (1960), «диапазон произвольного движения полностью зависит от целостности нормального диапазона произвольного движения». Он называет это пассивное движение «*игрой*» сустава. О важности «игры» суставов Меннелл пишет следующее (1960):

«Именно благодаря движениям «игры» суставов мы редко страдаем от переломов — вывихов в области голеностопного сустава, когда ударяемся ногой о что-то твердое или спотыкаемся, а также от переломов в области запястья, когда падаем на вытянутые руки. «Игра» суставов спасает нас тысячу раз в течение дня; она позволяет тканям, расположенным вокруг суставов, выполнять роль амортизаторов».

Меннелл определяет дисфункцию как потерю одного или нескольких движений произвольного характера в любом синовиальном суставе. Выполнение произвольных движений в этом суставе зависит от целостности этих произвольных движений. Он также предполагает, что потеря произвольного движения нередко является следствием потери «игры» суставов. Таким образом, поскольку утраченные движения являются главным образом произвольными, их можно восстановить, воспроизведя при помощи манипуляции. В следующих разделах мы рассмотрим различные методы манипуляции.

МАНИПУЛЯЦИЯ

Определение манипуляционных процедур (например, «терапевтическое применение рук для лечения больного», Гринмен, 1989) разное в различных дисциплинах, в которых используется мануальная терапия. Методы или процедуры мануальной манипуляции периодически классифицируются и определяются разными авторами (рис. 14.2); единства в классификации до сих пор не существует. Простая структурная схема режимов мануальной терапии была предложена Кранцем (1988; рис. 14.3).



Рис. 14.2. Мобилизация: классификация (Prentice, 1990)

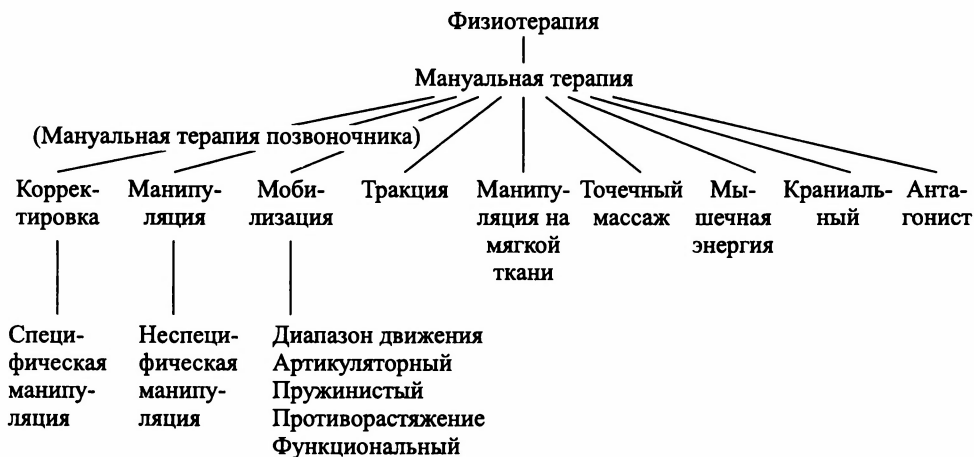


Рис. 14.3. Виды мануальной терапии (Kranz, 1988)

Действие мануальной терапии. С начала развития хиропрактики и остеопатии предлагались всевозможные гипотезы объяснения действия манипулятивной терапии. Так, Дженс (1975) приводит полное описание 7 гипотез, а Халдеман (1978) — 14.

Противопоказания к применению манипуляции. Как мы уже отмечали, всем формам мануальной терапии свойственна определенная степень риска. Перечни противопоказаний к ее применению можно найти в различных работах (Kleynhans, 1980), что подтверждает обязательность знаний механизмов действия различных форм мануальной терапии.

ТОЛЧКОВЫЕ МЕТОДЫ

Приведем определение хиропрактической корректировки, предложенное Сандозом (1976): «...пассивный мануальный маневр, во время которого суставной элемент резко превышает обычный, физиологический предел движения без превышения, однако, границ анатомической целостности. Этой характерной особенностью корректировки является «толчок» — короткий, резкий и тщательно дозированный импульс, который используется в конце обычного пассивного диапазона движения и который обычно сопровождается характерным «треском».

Фазы корректировки или манипуляции. Согласно Сандозу (1976), фазы типичной корректировки можно проиллюстрировать графически, воспользовавшись центральной дугой (рис. 14.4). Центральная дуга по обеим сторонам от нейтрального положения представляет *активный диапазон* движения сустава в плоскости.

При пассивной мобилизации сустава диапазон движения слегка увеличивается в обоих направлениях. В конце этого *пассивного диапазона* движения «провисание» устраняется. Здесь ощущается сопротивление, которое называют эластичным барьером сопротивления. При обычной «игре» сустава и мобилизации сустав пассивно двигается вперед-назад в обоих направлениях до этого эластичного предела сопротивления. Это пассивное движение совпадает со ступенью IV мобилизации Мейтленда.

Если мобилизация превышает эластичный барьер сопротивления, слышится «хрустящий» звук и диапазон движения слегка превышает обычный физиологический предел. Сандоз (1969, 1976) цитирует Террье-ра (1959, 1963), который называет этот «добавленный» диапазон движения *парафизиологическим пространством* или зоной. Террьер использовал этот термин, поскольку диапазон

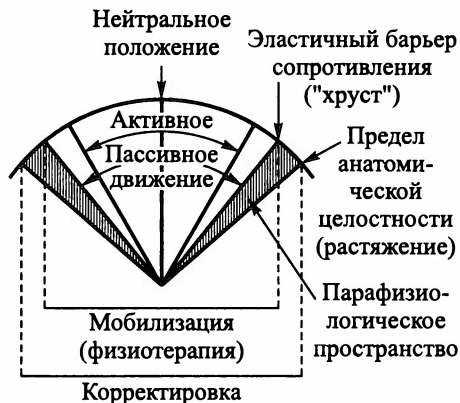


Рис. 14.4. Схематическое изображение диапозона движения при мобилизации и корректировке нормального диартродиального сустава. При пассивной мобилизации диапазон движения ограничен эластичным барьером сопротивления. При преодолении эластичного барьера происходит вхождение в парафизиологическое пространство. В конце этого пространства мы сталкиваемся с барьером анатомической целостности сустава (Sandoz, 1976)

движения превышает физиологический, но не является патологическим, так как повреждения капсулы пока не наблюдается. Таким образом, парафизиологическое пространство представляет собой последнюю границу безопасности для сустава.

В конце парафизиологического пространства движения наблюдается второй барьер сопротивления. Он формируется связками и капсулой сустава и называется *пределом анатомической целостности*. Превышение этого барьера повреждает связки и капсулу.

Таким образом, осуществляя корректировку или манипуляцию сустава, необходимо различать:

- зону физиологического движения, активное и пассивное;
- парафизиологическую зону движения;
- патологическую зону движения.

Эти зоны разделяют два барьера сопротивления: эластичный барьер — начальное сопротивление, которое можно преодолеть без повреждения, и барьер, преодоление которого ведет к повреждению мягкой ткани.

Сущность «хрустящего» звука. Во многих случаях осуществления коррекции или манипуляции слышится суставной шум или «хруст». Почти 30 лет назад Сандоз (1969) сказал: «Мы должны признать, что мало что знаем о природе этого «хруста». К сожалению, за истекшее время мы мало продвинулись вперед в изучении этого вопроса.

В 1947 г. английские анатомы Ростон и Хейнес опубликовали результаты своих исследований пястно-фалангового сустава. Они установили, что в момент прохождения эластичного барьера (т.е. движения в парафизиологическое пространство) одновременно имеют место три явления: 1 — резкое разделение суставных поверхностей, о чем свидетельствует прерывание кривой увеличения напряжения; 2 — «хрустящий» звук и 3 — появление в суставном пространстве рентгенопрозрачной полости. Все эти явления можно объяснить следующим образом. В нормальных суставах обычно наблюдается небольшое отрицательное давление воды (40–60 мм) (Lerique, Sell, 1962). Такое всасывание удерживает хрящевые поверхности в аппозиции и является одним из факторов, обуславливающих стабильность суставов. При воздействии на сустав осевой тракции мягкие ткани (например, синовиальные складки, менискоиды, а частично и суставная капсула) инвагинируют к центру сустава, так как его полость является непроницаемой для воздуха. По достижении предела допустимой инвагинации ощущается эластичное сопротивление. Исследования показывают, что до эластичного барьера сопротивления поведение сустава является эластичным. Следовательно, при «снятии» тракции до возникновения «хруста» поверхности сустава эластично возвращаются в свое исходное положение. С другой стороны, если суставные поверхности преодолевают эластичный барьер сопротивления, из синовиальной и тканевой жидкости выделяются газы, образующие рентгенопрозрачную полость, видимую на радиографе. Ансворт, Доусон и Райт (1971), анализируя содержание газов в синовиальной жидкости, установили, что это — диоксид углерода (составляющая 80 % объема газов), азот и кислород. Извлечение газов из тканевой жидкости является сложным процессом, называемым *кавита-*

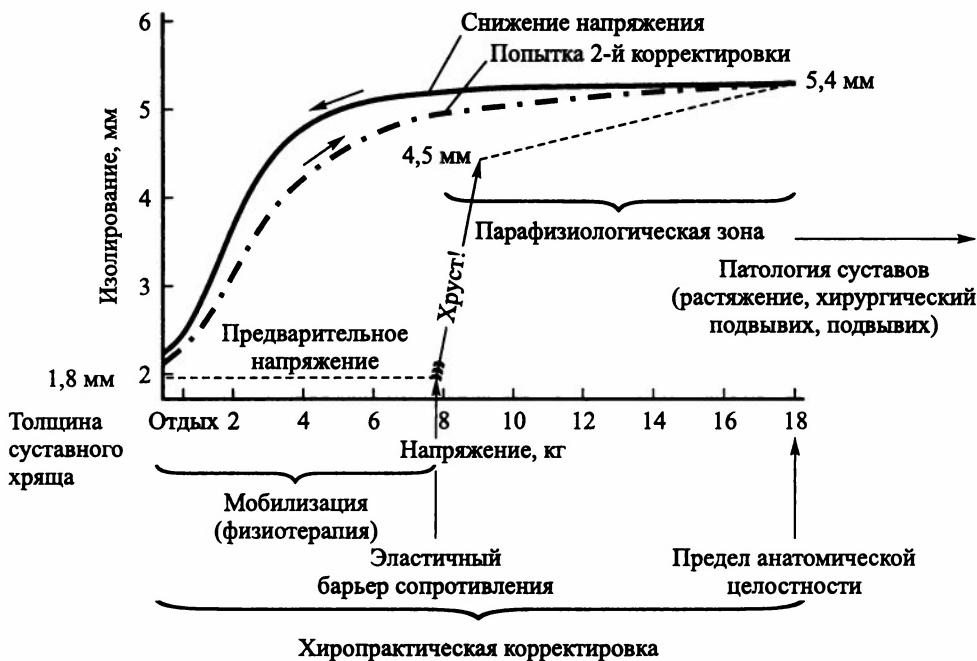


Рис. 14.5. Составной график влияния коррективной процедуры запястно-пястного сустава при осевом растягивании (Sandoz, 1976)

цией. «Считается, что энергия, выделяемая в результате этого явления, обуславливает «хрустящий» звук» (Sandoz, 1976; рис. 14.5).

После «хруста» суставные поверхности оказываются максимально изолированными. Если после этого сустав оставить в покое, пузырьки газа лопаются и медленно растворяются в жидкостях тканей. Одновременно суставная капсула постепенно возвращается к своей исходной длине. *Рефрактерным*, или *латентным, периодом* является период, во время которого нельзя вызвать появление второго «хруста». Его продолжительность — 15–20 мин. Ростон и Хейнес (1947) объясняют невозможность возникновения «хруста» во время рефракторного периода следующим образом. При снижении напряжения после «хруста» большое пространство сокращается. После возобновления напряжения оно снова расширяется. Это расширение предотвращает внезапное снижение давления в полости сустава без газа, что необходимо для производства «хрустящего» звука.

На основании проведенных исследований Сандоз (1976) делает такие выводы:

1. После коррективной процедуры диапазон активного и пассивного движения сустава временно увеличивается, к диапазону пассивного движения прибавляется парафизиологическое пространство.

2. Указанное увеличение диапазона движения происходит во всех направлениях, а не только в направлении коррективной процедуры сустава. Его можно объяснить исчезновением естественных сопоставляющих сил сустава.

3. После корректировки и во время рефрактерного периода сустав характеризуется нестабильностью и особенно восприимчив к травмам. Поэтому по окончании этой манипуляции пациенту следует полежать в течение 20 мин.

4. После корректировки, которая сопровождалась «хрустящим» звуком, нецелесообразно и даже небезопасно пытаться осуществить вторую корректировку. В большинстве случаев «хруст» сустава является необходимым и достаточным условием успешной корректировки.

Анализ звука

Как указывают Мил и Скотт (1986), первым графическую запись «хруста» сустава получил Вольфф (1967). Метод записи не указывался. Согласно полученным записям, продолжительность «хруста» колебалась от 0,04 до 0,06 с. Продолжительность «хруста» в исследовании, проведенном Милом и Скоттом (1986), колебалась от 0,025 до 0,075 с. Более того, они определили, что «хруст» сустава представлял собой двойную звуковую волну и что изолирование суставных поверхностей начиналось в промежутке между двумя звуками. К сожалению, исследователям не удалось объяснить последовательность явлений, обуславливающих эти звуковые волны.

Значение звука

Первые хиропрактики и остеопаты рассматривали «хруст» как признак снижения подвывиха (Sandoz, 1969). Многие больные и некоторые неопытные практики считают «хруст» лучшим критерием успешного воздействия на пациента. Так, Сандоз (ссылаясь, в свою очередь, на Terrier) полагает, что «хруст» является важным указателем для манипулятора: во-первых, он свидетельствует о том, что подвижность сустава является нормальной и свободной, по крайней мере, в направлении манипуляции; во-вторых, «хруст» может обеспечивать ценную информацию об улучшении или ухудшении состояния пациента.

«Хруст» не является обязательным критерием успешного воздействия на больного. Пациенты и практики должны понять, что наличие или отсутствие «хруста» не связано с успехом или неудачей процедуры.

ВЛИЯНИЯ МАНИПУЛЯЦИИ НА МОБИЛЬНОСТЬ СУСТАВОВ

Согласно Сандозу (1969), после «хруста» диапазон пассивного движения пальца пястно-фалангового сустава увеличивается на 5–10° во всех направлениях. Также увеличивается, хотя и в меньшей степени, диапазон активного движения. Манипуляция позволяет увеличить движение и в других суставах. Результаты многочисленных исследований свидетельствуют

о возможности существенного увеличения амплитуды движений в результате либо коррективной, либо манипуляции.

Ряд ученых изучали взаимосвязь между манипуляциями на позвоночнике и амплитудой движения в тазобедренном суставе и позвоночнике. Фиск (1975) выяснил, что манипуляции на позвоночнике обычно сопровождаются увеличением угла поднимания прямой ноги. Эванс с коллегами (1978) обнаружили значительное увеличение сгибания вперед при манипуляциях на позвоночнике. В исследовании Расмуссена (1979) у каждого из 12 подвергавшихся манипуляциям пациентов наблюдали увеличение сгибания вперед, тогда как среди контрольных испытуемых подобное увеличение наблюдалось только у 6 из 12 человек. Фиск (1979) отмечает, что у некоторых пациентов, предъявлявших жалобы на боли в области поясницы, наблюдалось существенное снижение тугоподвижности подколенных сухожилий в результате манипуляции на позвоночнике. Нвуга (1982) наблюдал увеличение подвижности (сгибание–разгибание спины) у пациентов, подвергавшихся манипуляции.

Не так давно были проведены два исследования, в которых изучали влияние манипуляции, осуществляемой на шейном отделе позвоночника. В обоих исследованиях отмечали существенное увеличение его мобильности.

В то же время Джейсон с коллегами (1981), используя гониометр, и Фаррелл и Твоми (1982), используя спондилометр, не выявили влияния манипуляции на степень сгибания вперед.

ОСЛОЖНЕНИЯ ПРИ ПРИМЕНЕНИИ МАНИПУЛЯТИВНОЙ ТЕРАПИИ ПОЗВОНОЧНИКА

Ливингстон (1971) классифицирует осложнения при применении манипулятивной терапии спины так:

- серьезные нарушения, постоянные или фатальные;
- последствия, характеризующиеся серьезностью или значительной продолжительностью;
- незначительные или непродолжительные последствия;
- косвенные осложнения.

Среди многочисленных факторов, обуславливающих возникновение осложнений при применении манипулятивной терапии позвоночника, отметим следующие:

- неадекватная диагностика;
- неадекватная оценка рентгенограмм;
- неадекватный выбор и использование техники;
- игнорирование нетолерантности больных;
- чрезмерное использование манипулятивной терапии.

Противники применения манипулятивной терапии позвоночника указывают на возможность серьезной травмы, особенно при манипуляции на шейном отделе позвоночника. Как отмечает Терретт (1990), обычным ме-

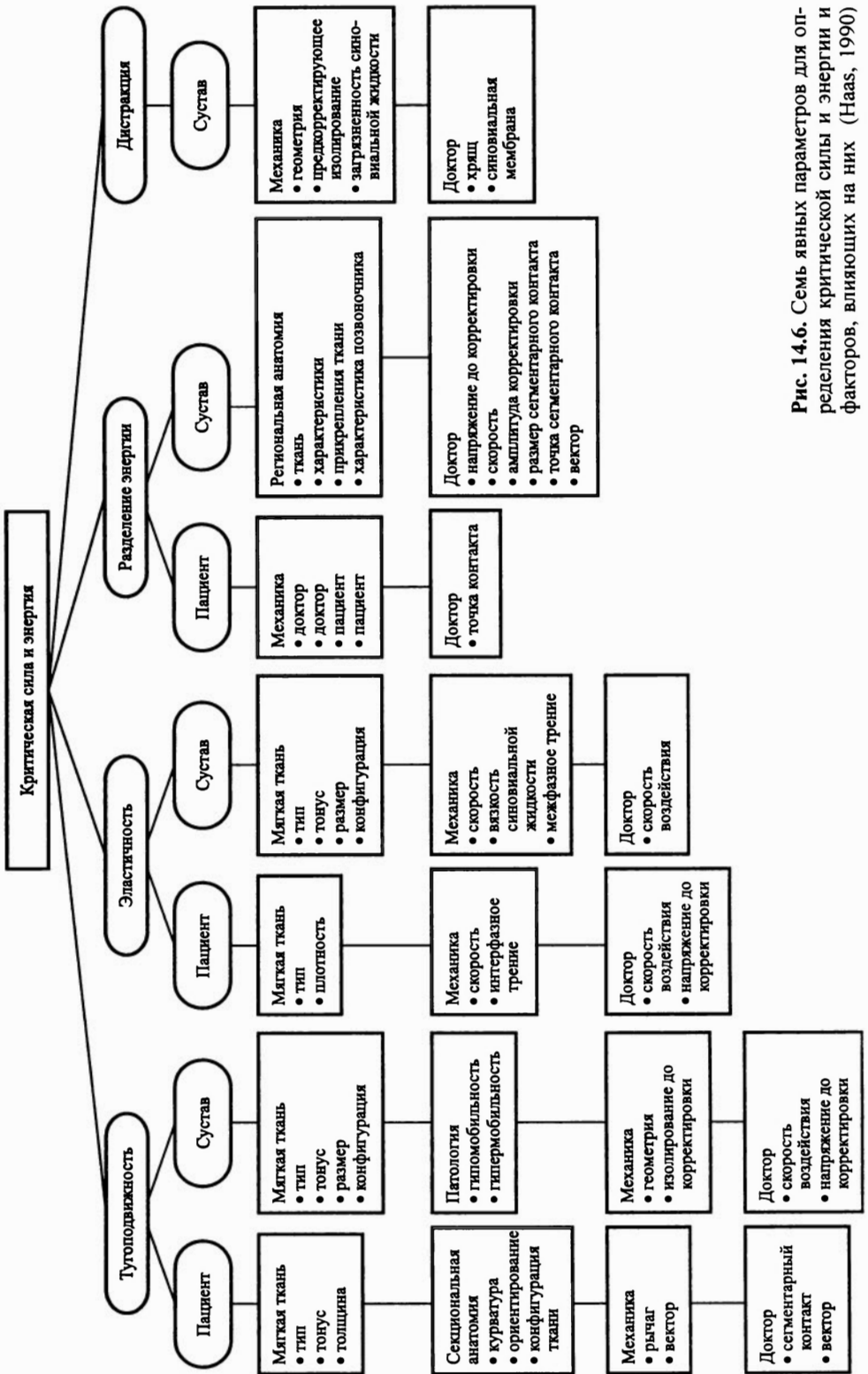


Рис. 14.6. Семь явных параметров для оп-
ределения критической силы и энергии и
факторов, влияющих на них (Наас, 1990)

ханизмом травмы является вращение шеи, которое может повлечь разрыв интимы позвоночной артерии в участке С1–2 или С2–3. Разрыв, в свою очередь, приводит к образованию тромба или эмболии. Тромб может закупорить церебральную артерию, вызывая синдром Валленберга, или базилярную артерию, вызывая синдром «окружения».

СТАТИСТИЧЕСКИЕ ДАННЫЕ ОБ ОСЛОЖНЕНИЯХ

Сириахс (1978) считает, что риск осложнений возникает в одном случае из 10 млн манипуляций. Ясковьяк (1980) отмечает, что «за последние 15 лет в Национальном колледже хиропрактической клиники было проведено свыше 5 млн манипуляций, и ни одна из них не привела к повреждению вертебробазиллярной артерии».

Следует отметить целый ряд трудностей, связанных с подготовкой и проведением манипуляций на позвоночнике. Так, например, продолжительность «толчка» при осуществлении манипуляции составляет всего 0,125 с. Чтобы проанализировать его воздействие на организм живого человека, необходимы новейшие технологические приборы, включая детекторы силы, определяющие величину давления в каждом направлении, инфракрасные камеры с высокой разрешающей способностью для регистрации движения тела человека при абсорбции «толчка», приборы для измерения электрической активности и сокращения мышц пациента до, во время и после «толчка». Хаас (1990) создал диаграмму, иллюстрирующую семь очевидных параметров для определения критической силы и энергии, а также обуславливающих их факторов (рис. 14.6). Кроме описанных выше трудностей, следует отметить отсутствие единой стандартной методологии, терминологии и т.д.

НЕОБХОДИМОСТЬ ДОПОЛНИТЕЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Манипулятивная терапия — консервативный и альтернативный метод по сравнению с традиционной медикаментозной и хирургической терапией. Исследования показывают, что он является достаточно эффективным в ряде случаев (Inglis и др., 1979). В настоящее время еще не даны научные обоснования положительного влияния корректировки или манипулятивной терапии на состояние больных, несмотря на большое количество различных теорий. Следовательно, необходимо проведение дополнительных исследований.

Р Е З Ю М Е

Манипуляцию можно определить как любую манипуляционную процедуру. Манипулятивная терапия используется наряду с хиропрактикой, остеопатией и физиотерапией. Сторонники манипулятивной терапии указывают на целый ряд преимуществ этого метода лечения больных. Вместе с тем он связан с определенной степенью риска.

ПРОТИВОРЕЧИЯ ВО ВЗГЛЯДАХ НА ПРОБЛЕМУ РАСТЯГИВАНИЯ

Проблема растягивания связана со значительными противоречиями. Уолш (1985) приводит высказывание Гордона Пири, британского рекордсмена мира в беге на средние дистанции 1950-х годов: «Лошади, выступающие в заездах, не растягиваются, почему же это должны делать спортсмены?».

КОНТИНУУМ ГИБКОСТИ

Хотя обычно считается, что гибкость снижает вероятность получения травм, многие ученые и специалисты утверждают обратное. Чтобы понять эту точку зрения, необходимо представить гибкость как континуум (Surburg, 1983). На одном конце — отсутствие гибкости или движения, как при анкилозе. На противоположном конце континуума — чрезмерная гибкость или нестабильность, т.е. подвывих или смещение. Между этими экстремальными точками находится оптимальный уровень гибкости, обеспечивающий эффективное выполнение движений и снижающий риск определенных видов травм.

Потенциальные недостатки тренировки гибкости. По мнению ряда авторов (Bird, 1979; Lichtor, 1972; Nicholas, 1970), избыточная подвижность (разболтанность) сустава повышает вероятность травмы связок, изоляции сустава и смещения. Лихтор (1972) установил, что лица с избыточной подвижностью суставов не могут в достаточной мере координировать свои движения. В другом исследовании (Barrack и др., 1983) ученые пришли к выводу, что гипермобильность суставов может приводить к гиперактивным защитным рефлексам и, таким образом, увеличивать риск острой или хронической травмы.

Является ли избыточная подвижность суставов или тренировка гибкости потенциально отрицательной для некоторых людей? По мнению многих специалистов, чрезмерная гибкость или амплитуда движений может быть столь же опасной, как и неадекватная гибкость (Barrack и др., 1983; Corbin и Noble, 1980).

Ученые высказывают предположение, что избыточная гибкость может дестабилизировать суставы (Balaftsalis, 1982–1983; Corbin и Noble, 1980). Например, Кляйн (1961) считает, что у тяжелоатлетов глубокий сед ведет к

ослаблению коленных связок и тем самым делает их более уязвимыми к травмам. Николас (1970) отмечает, что «... независимо от многих других факторов, обуславливающих травмы в футболе, повышенная вероятность разрыва связок колена более характерна для футболистов с гиперподвижностью суставов». В то же время другие ученые не наблюдали взаимосвязи между «разболтанностью» связок и распространенностью или типом травм. Ввиду многочисленных факторов корреляцию между гибкостью и травмами установить практически невозможно.

Еще один спорный вопрос заключается в том, может ли гипермобильность сустава привести к преждевременному развитию остеоартрита. Бейтон, Грехем и Бёрд (1989) предложили два возможных объяснения. Во-первых, «определенная коллагеновая структура, которая способствует гиперподвижности, может быть идентична той, что приводит к остеоартриту. Во-вторых, биомеханические факторы, связанные с гиперподвижными суставами, содействуют «патогенезу дегенеративного изменения». Авторы считают, что справедливым может быть сочетание этих двух теорий; вместе с тем, «... обследования профессиональных игроков показывают, что остеоартрит, как правило, развивается у спортсменов, перенесших травму или хирургическое вмешательство».

С другой стороны, в ряде исследований подчеркивается, что люди, регулярно занимающиеся двигательной активностью, могут избежать развития остеоартрита (Bird, 1979; Bird и др., 1980; Beighton и др., 1989). Их позиция основана на том, что такие регулярные занятия защищают суставы от остеоартрита, стабилизируя их вследствие увеличения мышечного тонуса.

Обобщая проведенные в этом направлении исследования, можно сделать следующие выводы.

- Имеющиеся в настоящее время данные не позволяют с уверенностью утверждать, что физические упражнения, вызывающие растяжение связок, могут иметь отрицательные для них последствия (Booth и Gould, 1975; Corbin и Noble, 1980).

- Ограничение уровня физической активности ввиду «разболтанности» связок не является целесообразным (Grana и Moretz, 1978).

- Лицам с «разболтанными» связками следует увеличить мышечную силу при помощи соответствующих программ. Единица мышца-сухожилие — «первая линия обороны» связок (Javurek, 1982; Moretz и др., 1982).

- Лицам с небольшой амплитудой движений следует увеличить гибкость при помощи соответствующей программы.

Таким образом, исходя из эмпирических данных, представляется целесообразным выполнение трех основных рекомендаций. Во-первых, в суставах с избыточной гибкостью амплитуду движений необходимо снизить (Sigerseth, 1971). Во-вторых, в программу занятий следует включить превентивные и компенсирующие упражнения для увеличения силы и стабильности суставов (Arnheim, 1971; Javurek, 1982; Moretz и др., 1982). В-третьих, программа развития гибкости не должна применяться при гипермобильности конкретного сустава или суставов (Corbin и Noble, 1980).

Взаимосвязь между растягиванием или разминкой и беговыми травмами. Предпринимался ряд попыток определить количественную

взаимосвязь между растягиванием или разминкой и распространенностью травм или болевых ощущений у бегунов. В одном из исследований Кернер и Д'Амико (1983) на основании анализа около 800 анкет спортсменов установили, что «бегуны, которые перед бегом разминались, чаще испытывали боль (87,7 %), чем те, которые не проводили разминку (66 %)». Кроме того, было установлено, что по мере увеличения продолжительности разминки болевые ощущения наблюдались чаще.

Джэкобс и Берсон (1986) изучали травмы у бегунов на 10 км. Ответы на вопросы анкеты были получены у 451 спортсмена-бегуна. Ученые выявили наличие взаимосвязи между травмами и растягиванием. Вместе с тем они допускают возможность того, что «... это были бегуны, имевшие травмы ранее».

В другом исследовании Уолтер с коллегами (1988) использовали анкету, содержащую 80 вопросов. Были опрошены 688 бегунов, принявших участие в беге на 10 км в Онтарио. Ответы показали, что более молодые бегуны выполняли упражнения на растягивание чаще и в течение более продолжительного периода времени. Тем не менее процент бегунов, имевших травмы в предшествующий год, был одинаков в обеих возрастных группах (56,3 %). В то же время 53,1 % бегуний моложе 30 лет и 62,5 % бегуний более зрелого возраста перенесли травмы во время предыдущего года.

В 1989 г. Уолтер с коллегами наблюдали за 1680 бегунами на протяжении 12 месяцев. Полученные данные показали, что для бегунов, утверждавших, что они никогда не проводят разминку, была характерна меньшая степень риска получения новой травмы, чем для проводивших разминку. Кроме того, у бегунов, которые использовали упражнения на растягивания нерегулярно, степень риска травмирования повышалась по сравнению с теми, которые выполняли упражнения регулярно или не выполняли вообще. В связи с этим Джекобс и Берсон (1986) отметили: «Вполне очевидно, что необходимо проведение дополнительных исследований, чтобы определить риск и положительные влияния различных факторов, имеющих место в беге».

УПРАЖНЕНИЯ КАТЕГОРИИ X

Упражнения на растягивание и развитие гибкости не следует рассматривать как панацею для улучшения физической деятельности или снижения риска травм в спорте. Нет сомнений в том, что выполнение любого физического упражнения несет в себе определенную степень риска. Возможность получения травмы зависит от многочисленных переменных, включая степень тренированности, возраст, предыдущие травмы, структурные аномалии, утомление, неадекватную технику.

Ниже мы рассмотрим 8 упражнений, которые теоретически считаются потенциально опасными. Тем не менее многие из них являются обязательным элементом физической подготовки гимнастов, борцов, йогов, спортсменов, занимающихся боевыми видами искусств, и т.д.

«Растягивание барьериста».

Это упражнение на растягивание — одно из наиболее распространенных, позволяет растянуть подколенное сухожилие выпрямленной ноги и в то же время может повредить согнутое колено в результате растягивания передних связок коленного сустава, смещения в сторону надколенной чашечки и сдавления тыльной части мениска. Используется также для растяжения мышц поясницы и мягких тканей (рис. 15.1). Оно часто приводится в книгах, написанных спортивными тренерами, специалистами в области физиологии мышечной деятельности, физиотерапевтами и ортопедами, которые занимаются профилактикой травм и реабилитацией (Griffith, 1986; Pollock и Willmore, 1990). Название упражнения обусловлено схожестью с положением барьериста во

время преодоления барьера. Упражнения выполняют на полу, одна нога вытянута вперед (колено выпрямлено, тазобедренный сустав согнут), вторая — отведена, согнута и вывернута вовнутрь в тазобедренном суставе, колено полностью согнуто так, что пятки оказываются у ягодиц. В йоге этому упражнению соответствует асана «трианга мухайкапада пашимоттанасана».

Анализ факторов риска. Многие специалисты утверждают, что неуклюжее положение колена в согнутой ноге создает нагрузку в медиальном отделе коленного сустава (B.Anderson, 1980; Beaulieu, 1981, Tucker, 1990). Положение усугубляется при внешнем вращении колена, так как может привести к перерастяжению медиальных коллатеральных связок (M.Alter, 1990; B.Anderson, 1980). Таким образом, полагают, что это упражнение может дестабилизировать медиальную часть коленного сустава. Кайе и Гросс (1987) указывают на три основные проблемы, связанные с выполнением этого упражнения. Оно растягивает коленные связки, что может повлечь «скручивание» и соскальзывание надколенной чашечки, а также сжатие задней части латерального мениска. Другой недостаток заключается в том, что у большинства людей с тугоподвижными мышцами-сгибателями тазобедренного сустава это положение вызывает незначительное боковое приподнимание таза и неправильное растягивание. При правильном положении масса тела равномерно распределяется на обе седалищные бугристости и оба подвздошных гребня оказываются параллельными полу (Lasater, 1983). И наконец, это упражнение может вызвать чувство дискомфорта в тазобедренном суставе (Lubell, 1989).

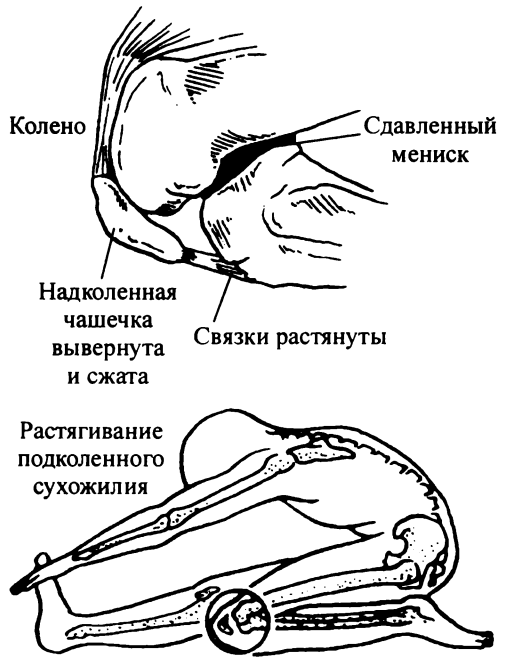


Рис. 15.1. Упражнение "растягивание барьериста" (Cailliet and Gross, 1987)

При неправильном выполнении упражнения повышается вероятность возникновения болевых ощущений или травмы в области поясницы. Как указывает Лазатер (1988а), эта асана может способствовать возникновению проблем вследствие структурных или функциональных причин. Вместе с тем в литературе нет ни малейшего упоминания о том, что выполнение этого упражнения приводило к каким-либо травмам.

Снижение степени риска. Незначительное боковое приподнимание таза можно легко устранить, подложив скрученное одеяло или мат под нижние седалищные бугры, чтобы выровнять положение таза. В то же время проблемы с коленным суставом остаются. Здесь наиболее целесообразным представляется либо изменение положения колена, либо выбор альтернативного упражнения на растягивание. Первое достигается направлением согнутой ступни вдоль линии нижней части ноги. Таким образом, ступня оказывается параллельной бедру согнутой ноги (M.Alter, 1990).

Существует ряд способов уменьшить нагрузку на поясницу. Так, можно выполнять растягивание от тазобедренных суставов, вытянув позвоночник. Лазатер (1988а) рекомендует для облегчения выполнения упражнения положить руки на тазовые кости, чтобы ощущать движение таза вперед по мере вытягивания туловища. Если бедренные кости и таз остаются неподвижными, это означает, что положение неправильное. Можно также выполнять упражнения из положения сидя на скамье или столе приблизительно на уровне угла промежности (Barney и др., 1972; Myers, 1983). В этом случае не подвергающаяся растягиванию находящаяся сзади нога свободно свисает с края, тогда как подвергающаяся растягиванию вытянута на поверхности. Туловище опущено вниз к бедру, верхняя часть туловища вытянута.

Еще один способ заключается в сгибании не подвергающейся растягиванию находящейся сзади ноги таким образом, чтобы колено и бедро оказались ближе к груди, а ступня лежала прямо на полу. Затем во время переднего растягивания подвергающуюся растягиванию ногу выворачивают наружу, а бедро отводят.

Инвертированное растягивание барьериста (одна или обе ноги). Это упражнение — второе из считающихся потенциально опасными. Это упражнение приводит к чрезмерному растягиванию некоторых тканей, сдавливанию других, ущемлению нервов и защемлению суставов. Его используют главным образом для растягивания четырехглавых мышц (рис. 15.2). Вместе с тем оно может также обеспечить мощное растягивание передних структур нижней части ноги. В йоге оно называется «супта вирасана» (Iyengar, 1979; Lasater, 1986). Нет никакого сомнения, что это упражнение является очень эффективным для растягивания мышц-сгибателей тазобедренного сустава. По рекомендации Американской академии хирургов-ортопедов оно включено в различные программы. Высказывается предположение, что это упражнение может существенно снизить ослабляющие проявления периостита (O'Malley и Sprinkle, 1986). Кроме того, считается, что подобное растягивание четырехглавых мышц может предотвратить болезнь Осгуда–Шлаттера (Kulund, 1980). Вместе с тем сущес-

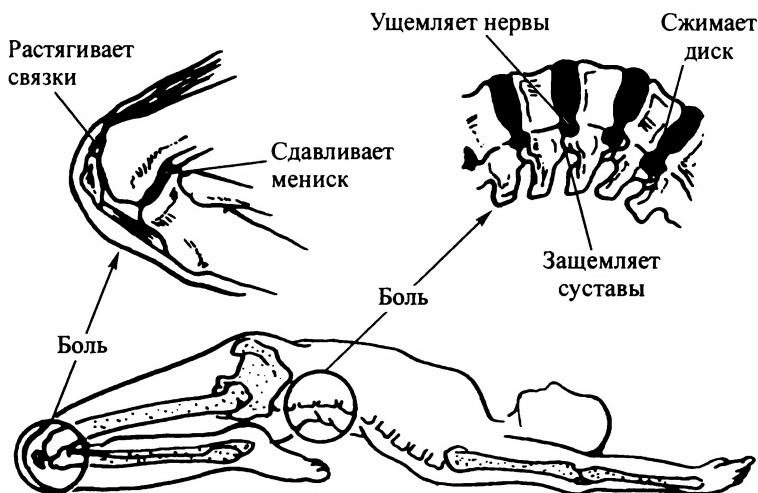


Рис. 15.2. Инвертированное (перевернутое) «растягивание барьериста» (одна–две ноги) (Cailliet and Gross, 1987)

твуют значительные противоречия по поводу включения этого упражнения в фитнес-программы, а также в программы физической тренировки.

Анализ факторов риска. По некоторым наблюдениям, это упражнение приводит к чрезмерной нагрузке на коленный сустав и, следовательно, снижает стабильность суставов, вызывает перерастяжение связок, «скручивая» и сжимая надколенную чашечку и сдавливая мениски (M.Alter, 1990; V.Anderson, 1980, см. рис. 15.2). Кроме того, Лазатер (1986) предупреждает, что беременным женщинам после 4-го месяца беременности следует избегать длительного наклона назад, чтобы не допустить резкого снижения артериального давления вследствие сжатия нижней полой вены.

Снижение степени риска. Существуют две возможности устранения проблем, связанных с выполнением этого упражнения. Первая заключается в использовании альтернативных, более легких и безопасных упражнений. Вторая состоит в умении правильно выполнять это упражнение, а именно: медленно, избегая вращения ног вовнутрь. Использование одеял, матов и т.п. облегчает выполнение упражнения (Lasater, 1986).

Сильное сгибание ног в коленях (или приседание на корточках) является упражнением, способствующим увеличению гибкости подколенных сухожилий, мышц паха, голени и ахиллова сухожилия. Кроме того, оно способствует увеличению силы мышц ног, и особенно четырехглавых мышц. Тем не менее при неправильном выполнении упражнение является потенциально опасным. Главными факторами в возникновении травмы является скорость приседания и расположение ног. Риск травмы значительно повышается при использовании отягощений (рис. 15.3).

Анализ факторов риска. Как отмечал Джуди Алтер (1983), проблемы возникают при очень сильном сгибании ног, когда преодолевается место удержания тела и контроля массы тела. В результате связки колен должны выдерживать форсированную массу тела. Дж.Алтер (1983) и Кайе и Гросс

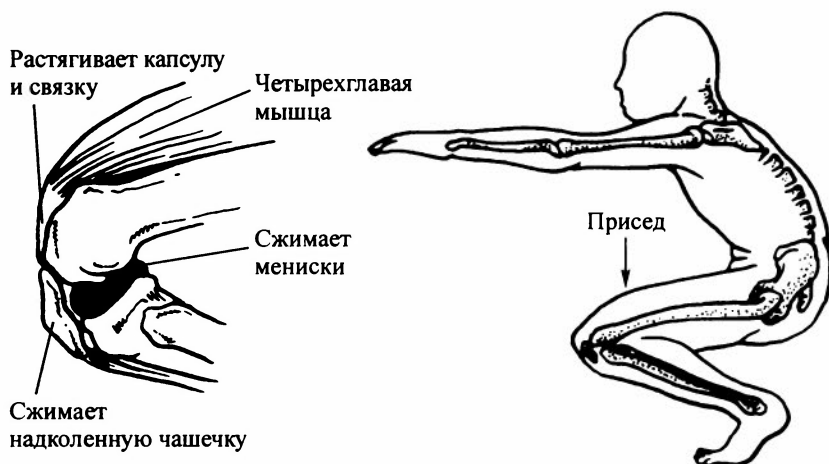


Рис. 15.3. При сильном сгибании ног в коленях возможно отрицательное воздействие на связки, а также сжатие мениска. Кроме того, происходит сжатие надколенной чашечки. Частичное сгибание ног в коленях обеспечивает укрепление мышц бедра и губчатых структур пяток и является более безопасным (Cailliet and Gross, 1987)

(1987) считают, что выполнение этого упражнения может привести к значительной нагрузке на капсулу и связки, сжатию надколенных чашечек и сдавливанию менисков. Ряд хирургов-ортопедов (Fowler и Messieh, 1987; M.Miller и Major, 1994) подчеркивают, что чрезмерное сгибание при направленной вниз силе, действующей на переднюю часть бедра, — типичный механизм разрыва задней крестообразной связки.

Приседание — основной компонент многочисленных навыков в различных видах спорта, включая бейсбол, гимнастику, гандбол, тяжелую атлетику и борьбу. Следовательно, отказаться от этого упражнения нельзя. В то же время его не рекомендуют выполнять нетренированным людям среднего и пожилого возраста.

Снижение степени риска. Одна из возможностей снижения степени риска при выполнении этого упражнения — снижение скорости движения путем замедленного опускания тела за счет контроля четырехглавых мышц, использования какой-либо опоры или выполнения упражнения, упершись спиной в стенку (Alter, 1983; B.Anderson, 1985). Второй способ заключается в выполнении менее низкого приседания. В соответствии с консервативным подходом допускается приседание, при котором ноги в коленном суставе сгибаются до угла 90° (Clippinger-Robertson, 1988). И наконец, рекомендуется следить за тем, чтобы колени оставались над длинной осью ступни (B.Anderson, 1985).

Касание пальцев ног в положении стоя, ноги прямые. Это одно из наиболее распространенных упражнений на растягивание. В йоге существуют три основные разновидности этого упражнения: «падахастасану» выполняют наклоняясь вперед и касаясь ладонями пола; падангустасана предусматривает «захват» большого пальца ноги; при выполнении утанасаны ладони располагают за ступнями (рис. 15.4, а, б). Цель упражнения —

растягивание подколенных сухожилий, мышц–разгибателей спины, а также укрепление мышц живота.

Анализ факторов риска. Выполнение этого упражнения, как правило, не рекомендуется людям среднего и пожилого возраста с проблемами в области спины. Теоретически оно может оказывать нежелательную нагрузку на диски и связки поясницы, а также на седалищный нерв (J.Alter, 1983; M.Alter, 1990). Может иметь место чрезмерное выпрямление ног в коленных суставах, что ведет к постоянной деформации. Кроме того, есть мнение, что оно может оказывать отрицательное влияние на мениски (Cailliet и Gross, 1987). Что касается людей среднего и пожилого возраста, то, как считают ученые, это упражнение связано с более высокой степенью риска потери равновесия, что может привести к падению и возможной травме (Daleiden, 1990; Kauffman, 1990). Следует также отметить, что чем выше центр тяжести и чем уже основание опоры, тем менее устойчиво положение.

При анализе литературных источников возникает вопрос: достаточно ли обоснованы все эти утверждения? Многие известные специалисты приводят диаметрально противоположные данные. Одни считают это упражнение опасным и не рекомендуют его выполнять. Другие, предупреждая о потенциальной опасности этого упражнения, предлагают выполнять более облегченные его варианты. Наконец, противоположная точка зрения — упражнение можно выполнять без какого-либо риска.

Снижение степени риска. Существует ряд способов свести к минимуму риск, связанный с выполнением этого упражнения. Прежде всего, необходимо отметить, что чем выше уровень гибкости и силы, тем ниже вероятность травмы. Следовательно, включать это упражнение в программы тренировок должны люди с адекватными уровнями гибкости и силы.

Одной из стратегий снижения риска травмы может быть медленное и последовательное овладение этим упражнением. Для этого целесообразно использовать различные вспомогательные средства. Начиная с более легких упражнений и постепенно переходя ко все более и более сложным, многие люди смогут постепенно достичь необходимого уровня гибкости и

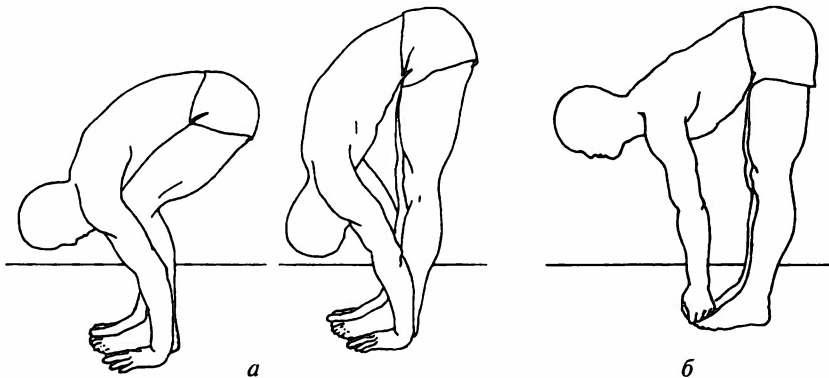


Рис. 15.4. Варианты выполнения упражнения «касание пальцев ног в положении стоя, ноги прямые» (Alter, 1990)

силы, чтобы без особого риска приступить к выполнению этого упражнения. Описание таких программ можно найти у Кауча (1979), Каррико (1986) и других специалистов.

Еще один метод снижения риска травм заключается в использовании правильной техники. Так, во время фазы опускания туловища рекомендуется держать спину прямой (Couch, 1979).

Биомеханика

Это упражнение можно проанализировать при помощи двух методов. Во-первых, оценку упражнения можно осуществить через миоэлектрическую активность различных мышечных групп, участвующих в выполнении упражнения. Во-вторых, можно воспользоваться математическими моделями и механическим анализом.

Миоэлектрическая активность при сгибании спины или туловища. Многочисленные электромиографические исследования были посвящены изучению сгибания туловища вперед и последующему его разгибанию. Сгибание вперед инициируется сокращением мышц живота (Allen, 1948) и затем продолжается пассивно вследствие действия силы тяжести. По мере того как верхняя часть туловища сгибается вперед, происходит смещение бедер назад, что приводит к смещению центра тяжести за ноги. Во время первой фазы сгибания в мышцах–разгибателях бедра наблюдается мощная миоэлектрическая активность (Okada, 1970). Это действие стабилизирует таз и предотвращает движение в тазобедренных суставах. По мере сгибания спины вперед активность мышц спины увеличивается пропорционально углу сгибания и величине переносимой нагрузки. Степень и интенсивность сгибания контролируется эксцентрическим сокращением мышц спины.

Однако при дальнейшем сгибании туловища миоэлектрическая активность мышц спины заметно уменьшается. Шульц с коллегами (1985) установили, что активность ЭМГ снижается при сгибании позвонка L-1 на 40°. Затем в определенный момент сгибания вперед, называемый *критической точкой*, миоэлектрическая активность мышц спины прекращается. Критическая точка имеет место не у всех людей и не во всех мышцах. Шульц с коллегами (1985) указывают, что Фик (1911) был первым исследователем, предположившим, что мышцы–разгибатели спины не должны быть активными в положениях полного сгибания. Это наблюдение подтверждают многие специалисты (Allen, 1948; Schultz и др., 1985; Shirado и др., 1995). Флойд и Силвер назвали это явление *расслаблением сгибания*. Ученые подчеркивают, что у некоторых пациентов, страдающих болями в области поясницы, это явление не наблюдается (Shirado и др., 1995; Sihvonon и др., 1991).

Физиологическая основа критической точки неизвестна. Флойд и Силвер (1951) высказали предположение, что «рецепторы растяжения связок стимулируются при их растяжении, и афферентные импульсы, исходящие от этих рецепторов, приводят к рефлекторному ингибированию мышц–

разгибателей спины». Кипперс и Паркер (1984) считают, что подобное мышечное расслабление может быть обусловлено рефлекторным ингибированием, инициированным проприорецепторами поясничных суставов, а также связками или нервно-мышечными веретенами.

Популярно явление сгибание–расслабление можно объяснить так: при полностью согнутом положении моменту сгибания туловища противостоят не мышцы, а другие структуры. Иными словами, пассивное сопротивление растяжению связочных тканей спины заменяют активные мышечные сокращения в согнутом положении туловища. Другими структурами, участвующими в создании этого сопротивления, являются пояснично-грудная фасция и кожа (Farfan, 1973; Tesh и др., 1985). Поскольку кожа наиболее удалена от оси сгибания, она может существенно содействовать сопротивлению момента сгибания даже при средних уровнях нагрузки. Вместе с тем сопротивление кожи в значительной мере зависит от телосложения. Как отмечают Теш с коллегами (1985), «обвисшая и дряблая кожа испытуемого с избыточной массой тела не оказывает сопротивления, в отличие от более «тугой» кожи худощавого человека».

Миоэлектрическая активность при выпрямлении спины или туловища. При переходе туловища из согнутого положения в выпрямленное мы наблюдаем последовательность явлений, обратную происходящим при наклоне (сгибании) туловища вперед (Allen, 1948; Morris и др., 1962; Okada, 1970). Большая ягодичная мышца раньше других вступает в действие, способствуя инициированию выпрямления бедра вместе с подколенными сухожилиями (Okada, 1970). Позднее активируются глубокие мышцы спины. Характерно при этом, что активность мышц-разгибателей оказывается выше, когда туловище поднимают, а не опускают (Okada, 1970), так как концентрические сокращения нуждаются в более высоком мышечном напряжении, чем эксцентрические. Кроме того, миоэлектрическую активность мышц спины увеличивает поясничный лордоз (Andersson и др., 1977; Okada, 1970).

Математические модели и механический анализ сгибания туловища. Для определения величины нагрузки на различные части скелетно-мышечной системы во время динамической деятельности необходима сложная модель, которая учитывала бы такие факторы, как кратковременные положения и ускорения конечностей, головы и туловища; изменения геометрии позвоночника, изменения силы в различных мышечных группах и у разных людей (Роу и др., 1991). Занимаясь проблемами моделирования, Макинтош, Богдук и Пирси (1993) отмечали, что сгибание поясничного отдела позвоночника «...вызывает существенное удлинение мышц поясничного отдела и изменяет их ориентацию».

Был создан целый ряд биомеханических моделей нагрузки на позвоночник. Эти модели основаны на том, что поясничный отдел позвоночника можно рассматривать как совокупность небольших соединений с гибкими суставами (дисками) между ними. Имея соответствующие геометрические и физиологические данные, можно определить силу каждого диска во время конкретной деятельности.

Традиционная математическая модель позвоночника представляет собой простую систему рычага (т.е. модель кронштейна), в которой нагрузка, перемещающаяся перед телом, уравнивается силой, генерируемой мышцами спины. Позднее Эспден (1988) предложил рассматривать позвоночник как совокупность взаимосвязанных стержней, функционирующих подобно арке. Эта модель показывает, что степень нагрузки на позвоночник не является столь значительной, как считалось прежде.

Независимо от модели, сила или момент, действующие на позвоночник при выполнении упражнения «касание пальцев ног в положении стоя», пропорциональны перемещаемой массе и расстоянию от оси тела. Момент, действующий на любой поясничный позвонок, равен произведению массы, которую предстоит поднять, и горизонтального расстояния от позвонка. Следовательно, пропорциональное увеличение сжимающей силы, действующей на поясницу, создается в результате увеличения момента. Последнее можно достичь, увеличив массу или горизонтальное расстояние. Этот принцип используют в различных режимах физических тренировок.

Адамс, Хаттон и Стотт (1980) дали анатомический анализ общей структуры сопротивления связок и дисков при сгибании. Сопротивление моменту сгибания определяли следующим образом:

Структура	1/2 сгибания	Полное сгибание
Супраспинальная связка	В среднем 19 % на протяжении сгибания	
Интерспинальная связка	В среднем 19 % на протяжении сгибания	
Желтая связка	28 %	13 %
Околосуставные связки		39 %
Межпозвонокковый диск	38 %	29 %

Адамс и Хаттон (1986) определили, что при полностью выпрямленном статическом положении человека поясничный отдел позвоночника оказывается согнутым примерно на 10° меньше своего эластичного предела. Ученые высказали предположение, что такое ограничение движения, вероятно, обусловлено защитным действием мышц и тыльно-поясничной фасции. Они также подчеркнули, что предел безопасности может снижаться или исчезать полностью при быстрых движениях. Это наблюдение указывает на необходимость избегать баллистического растягивания при выполнении упражнения «касание пальцев ног в положении стоя».

Какое положение или какая техника является наиболее оптимальной для выполнения указанного выше упражнения? Если мы предположим, что ноги находятся вместе и параллельны друг другу, а колени во время повторного выпрямления туловища прямые, то могут иметь место две следующие ориентации спины — т.н. ВВ1 (нормальный лордоз) и ВВ0 (изогнутый внутрь кифоз).

ЭМГ-анализ при поднимании туловища из положения ВВ1 и ВВ0 осуществили Делитто, Роуз и Эптс (1987). Они обнаружили, что в начальный период активность мышц-разгибателей спины в положении ВВ1 выше,

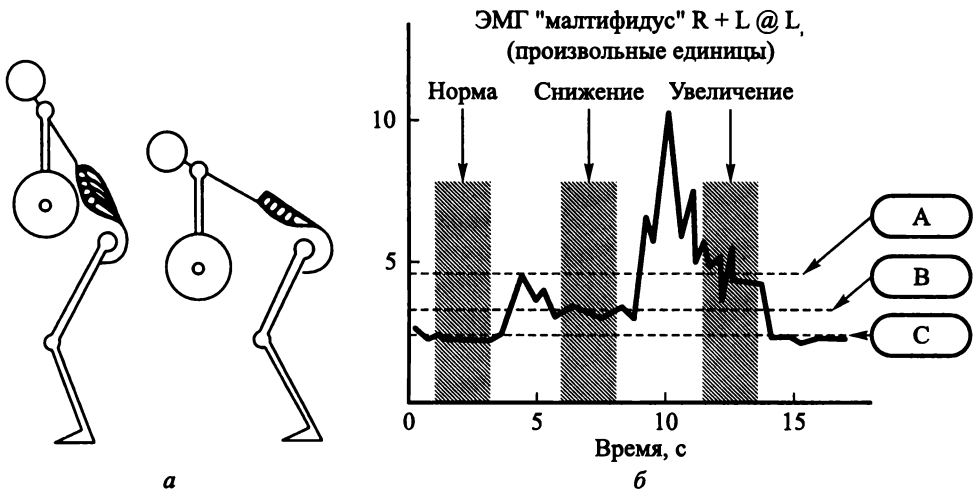
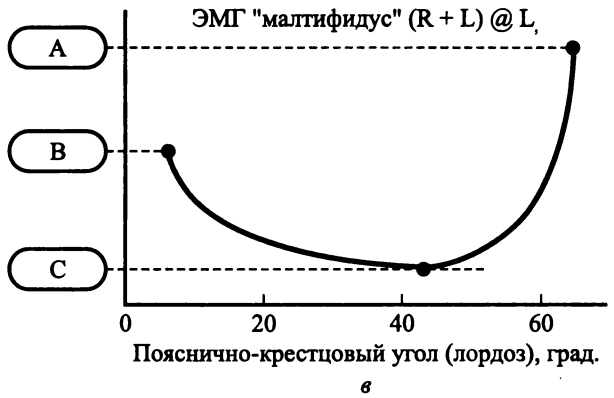


Рис. 15.5. Повышенный лордоз — связки провисают. Пониженный лордоз — связки натянуты (а). Уровни, соответствующие наиболее удобной позе (нормальной), а также повышенный и пониженный лордоз показан стрелками (б). Интегрированная ЭМГ «малтифидус», иллюстрирующая относительную активность и пояснично-крестцовый угол (лордоз). А — повышенный лордоз, В — пониженный лордоз, С — норма (в) (Gracovetsky, Kary, Pitchen, Zery and Said, 1989)



чем в положении ВВО, и, таким образом, первое положение может обеспечивать оптимальную защиту структур поясничного отдела позвоночника. Эти данные подтверждают наличие повышенной миоэлектрической активности при лордозе во время выпрямления (Andersson и др., 1977).

Интересное исследование было проведено Граковецки с коллегами (1989). Они установили, что тело естественно принимает определенную степень лордоза. По их мнению, для каждого угла сгибания вперед существует определенная степень лордоза, которая обеспечивает сведение к минимуму и уравнивание сжимающей нагрузки на позвоночник. Так как соединительные ткани не могут сокращаться сами по себе, степень их напряжения является результатом пассивного растягивания и контролируется в основном геометрическими особенностями позвоночника, в частности степенью лордоза (рис. 15.5).

Интегрированная ЭМГ активность зарегистрирована билатерально, поверхностные электроды расположены на расстоянии 2 см справа и слева от остистого отростка у L-5. На графике показаны сигналы, поступающие из правого и левого электрода.

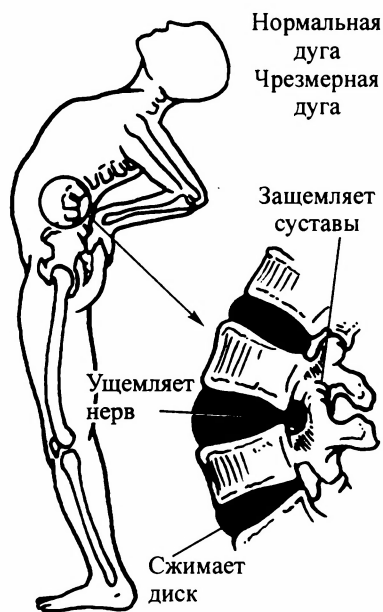


Рис. 15.6. Чрезмерное выпрямление поясницы может привести к травме вследствие сильного сжатия дисков позвоночника, защемления суставов и ущемления нервных волокон (Cailliet and Gross, 1987)

Признанный механизм, способствующий защите поясницы во время выпрямления туловища, включает изометрическое сокращение брюшных мышц в процессе выпрямления туловища. Считается, что это сокращение поддерживает позвоночник, увеличивая внутрибрюшное давление и на пояснично-грудную фасцию (Bartelink, 1957; Bogduk, 1984).

Дуга и мостик. Дуга и мостик (рис. 15.6 и 15.7) — два упражнения, которые выполняют главным образом для развития гибкости позвоночного столба и плеч. Их можно также использовать для увеличения мышечной силы различных частей тела. Конечный результат зависит от степени прогиба и метода достижения заключительного положения. Эти упражнения считаются фундаментальными компонентами гимнастики, борьбы и йоги.

Анализ факторов риска. По мнению некоторых авторитетов, различные виды этих двух упражнений могут колебаться от потенциально опасных до представляющих угрозу для жизни. Кайе и Гросс (1987) считают, что чрезмерное прогибание является опасным. По их мнению, гипервыпрямление поясницы может привести к травме вследствие чрезмерного сжатия дисков позвоночника и нервных волокон, образующих седалищный нерв (см. рис. 15.6).

Дж.Алтер (1983) убежден, что выполнение этих упражнений со временем приведет к появлению болевых ощущений и хроническому повреждению.

Ряд ученых анализировали возможность повреждения поясничного отдела позвоночника гимнастов в результате повторяющихся гиперлордоза и чрезмерного выпрямления (Fairbank и др., 1984; Sward и др., 1990). Было выдвинуто предположение, что следствием такого непрерывного воздействия на позвоночник является развитие спондилеза или болей в области поясницы. Тем не менее Тсаи и Редмарк (1993) отмечают, что у бывших гимнастов высокого класса и у представителей контрольной группы такого же возраста частота предъявляемых жалоб на проблемы с позвоночником одинакова.

По мнению Наглера (1973а, б) и Хануса, Хомера и Хартера (1977), терапевтическая ценность этих упражнений для людей среднего возраста явно недостаточна, чтобы компенсировать риск (хотя и крайне редкий) окклюзии позвоночной артерии, которая может быть следствием чрезмерного выпрямления шейного отдела позвоночника. Наглер и Ханус с коллегами (1977) приводят случай с 28-летней поклонницей йоги, которая во

время выполнения мостика вдруг ощутила сильную головную боль. Через 5 дней проведенная краниотомия показала ишемический инфаркт с вторичным кровоизлиянием в левом полушарии головного мозга.

Снижение степени риска. Чтобы попытаться выполнить мостик, необходимо обладать достаточной силой и гибкостью. Выполнять это упражнение следует со страхующим. Людям среднего и более старшего возраста целесообразно использовать альтернативные упражнения.

Повороты туловища в положении стоя. Это упражнение (рис. 15.8) используется во многих видах спорта, таких, как бейсбол, метание диска, гольф, метание копья.

Анализ факторов риска. Потенциальная опасность, связанная с неправильным выполнением поворотов туловища в положении стоя, состоит в том, что его момент

может превысить абсорбирующую способность растягиваемых тканей (J.Alter, 1990). В частности, существует мнение, что неспособность согнуть ноги в коленях может потенциально увеличить риск повреждения коленных связок (M.Alter, 1990). Другими потенциальными участками, подверженными травмам, являются мышцы, связки и мягкие ткани позвоночного столба.

Снижение степени риска. Степень риска этого упражнения уменьшается, если при его выполнении руки находятся на талии (Rippe, 1990). Подобное положение приводит к снижению момента инерции и, следовательно, требует меньшей мышечной активности для поворота туловища и приостановки его движения. Упражнение можно выполнять сидя на стуле; в этом случае на коленные суставы действует меньший момент и нагрузка (Yessis, 1986).

«Перевернутые» упражнения. При выполнении упражнений этой категории выполняющий занимает перевернутое положение, и благодаря

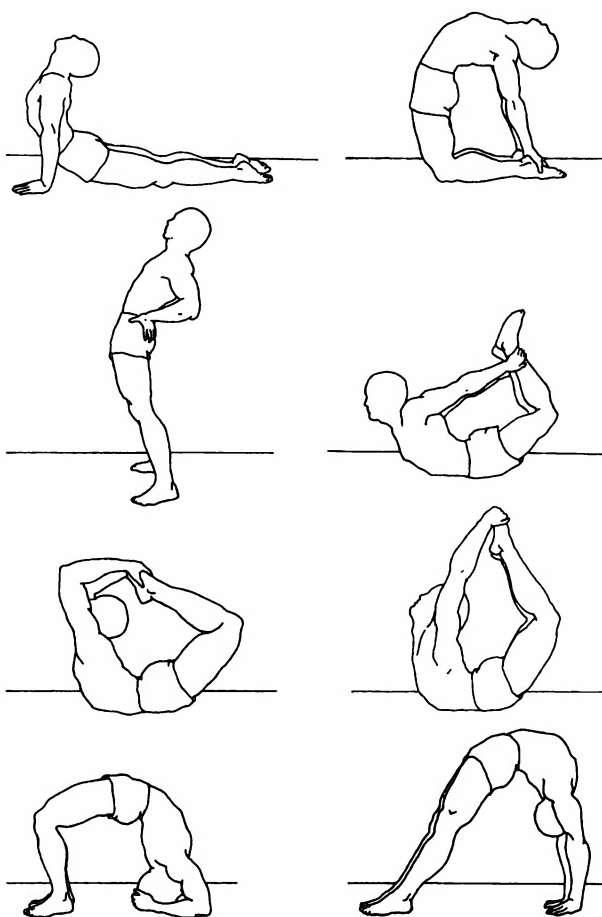


Рис. 15.7. Варианты выполнения "дуги" и "мостика" (Alter, 1990)

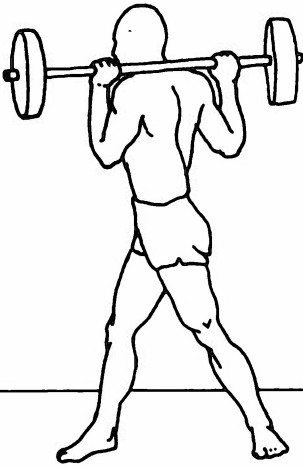


Рис. 15.8. Повороты туловища в положении стоя (Alter, 1990)

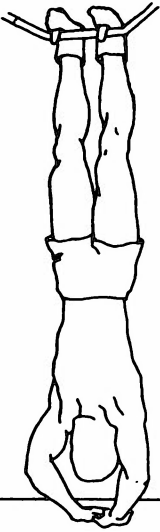


Рис. 15.9. Одно из «перевернутых» упражнений (Alter, 1990)

силе тяжести на него действует сила тракции (рис. 15.9). В настоящее время существует четыре основных класса приспособлений, которые используются для выполнения перевернутых упражнений.

Анализ факторов риска. Одним из первых наблюдал осложнение в результате выполнения перевернутых упражнений Плаучер (1982). У 34-летней женщины и 44-летнего мужчины возникла периорбитальная петехия (т.е. разрыв кровеносного сосуда в глазу). Впоследствии и другие специалисты стали высказывать предположения, что перевернутые упражнения могут быть потенциально опасными. Их доводы основаны на результатах исследований, в которых наблюдали увеличение частоты сердечных сокращений и артериального давления в перевернутом положении (Ballantyne и др., 1986; Heng и др., 1992) и даже при переходе из положения сидя в положение лежа на спине (Leonard и др., 1983). Также отмечали повышение внутриглазного давления при нахождении в перевернутом положении (Friberg и Weinreb, 1985; Klatz и др., 1983) и при переходе из положения сидя в положение лежа на спине (Galín и др., 1963). Кобет (1985) приводит случай разрыва сетчатки. Специалисты отмечают, что выполнение перевернутых упражнений может быть опасным для лиц, страдающих глаукомой, гипертонзией, принимающих антикоагулянты или проходящих курс лечения аспирином (Ballantyne и др., 1986; Leboeuf и др., 1987; Ploucher, 1982).

Несмотря на перечисленные выше осложнения, сторонники этой категории упражнений напоминают, что артериальное давление имеет тенденцию повышаться после любого вида физической нагрузки. При этом ссылаются на де Вриес и Кайе (1985), а также на Генри (1951), который отмечал:

«Защиту от мозгового кровоизлияния обеспечивает череп. Эта защита является столь эффективной, что незащищенные животные, имеющие размер человека, могут подвергаться нагрузке, равной 15 г, и при этом их кровеносные сосуды остаются невредимыми. Опасность возникновения мозгового кровоизлияния слишком завышенна, а вероятность случайного подвержения человека нагрузке в 5 г ничтожно мала».

Следовательно, повышение артериального давления не должно беспокоить людей со здоровой сердечно-сосудистой системой, не страдающих глаукомой.

Снижение степени риска. Естественным требованием к применению перевернутых упражнений является хорошее состояние здоровья. По мнению специалистов, прежде чем приступить к использованию перевернутых упражнений, необходимо пройти медицинское обследование. Кайе (1985) указывает, что врач при назначении подобных упражнений должен указать частоту и продолжительность их выполнения, а также показания и противопоказания.

Основная цель применения перевернутых упражнений. Существует точка зрения, согласно которой перевернутые упражнения могут облегчать или предотвращать болевые ощущения в области поясницы посредством целого ряда механизмов. Это — растяжение паравертебральных мышц, снижение мышечного спазма, декомпрессия сегментов позвоночника, снятие нервно-мышечного напряжения (Kanev, Karl и Swain, 1985; Vernor и др., 1985). Теоретической основой эффективности перевернутых упражнений является релаксация периферического нервно-мышечного тонуса. Кроме того, ваготоническое или парасимпатическое влияние на сердечно-сосудистую систему вызывает рефлекторное уменьшение сопротивления периферических сосудов, что ведет к увеличению кровотока (Caillet, 1985). Кайе (1985) отмечает, что подобное расслабление наблюдается у многих пациентов, медитирующих, стоя на голове или же, напротив, принимающих положение, при котором голова свешена вниз.

Стойка на плечах и «плуг». Эти два упражнения характеризуются наиболее противоречивым отношением к ним специалистов, так как считаются потенциально опасными для участка шеи. Стойку на плечах выполняют из положения лежа на спине, поднимая ноги и туловище вертикально вверх, вследствие чего масса тела приходится на тыльную часть головы, шею и плечи; для удержания туловища в таком положении руки помещают на поясницу (рис. 15.10, а, б). В йоге этому упражнению соответствует асана «саламба сарвангасана» (Iyengar, 1979).

«Плуг» отличается тем, что ноги переносят за голову и кончики пальцев упираются в пол. В йоге это упражнение называется «халсана». Варианты упражнения «плуг» можно выполнять с различной степенью сложности и потенциального риска (см. рис. 15.10, в–з).

Анализ факторов риска. Эти два упражнения являются потенциально опасными по ряду причин. Как считают Киснер и Колби (1990), первая проблема связана с положением головы. Масса тела создает значительную силу растяжения, включающую сгибание верхнего торакального участка, который нередко оказывается в согнутом положении вследствие неправильной позы.

С возрастом наблюдается преимущественное развитие положения, при котором голова подается вперед (Paris, 1990). Оно является следствием неправильной осанки. Именно поэтому Перис (1990) считает, что в особенности людям среднего и пожилого возраста следует избегать выполнения упражнений, ведущих к развитию такого положения головы.

Второй момент, на который обращают внимание Киснер и Колби (1990), заключается в том, что согнутое перевернутое положение вызывает

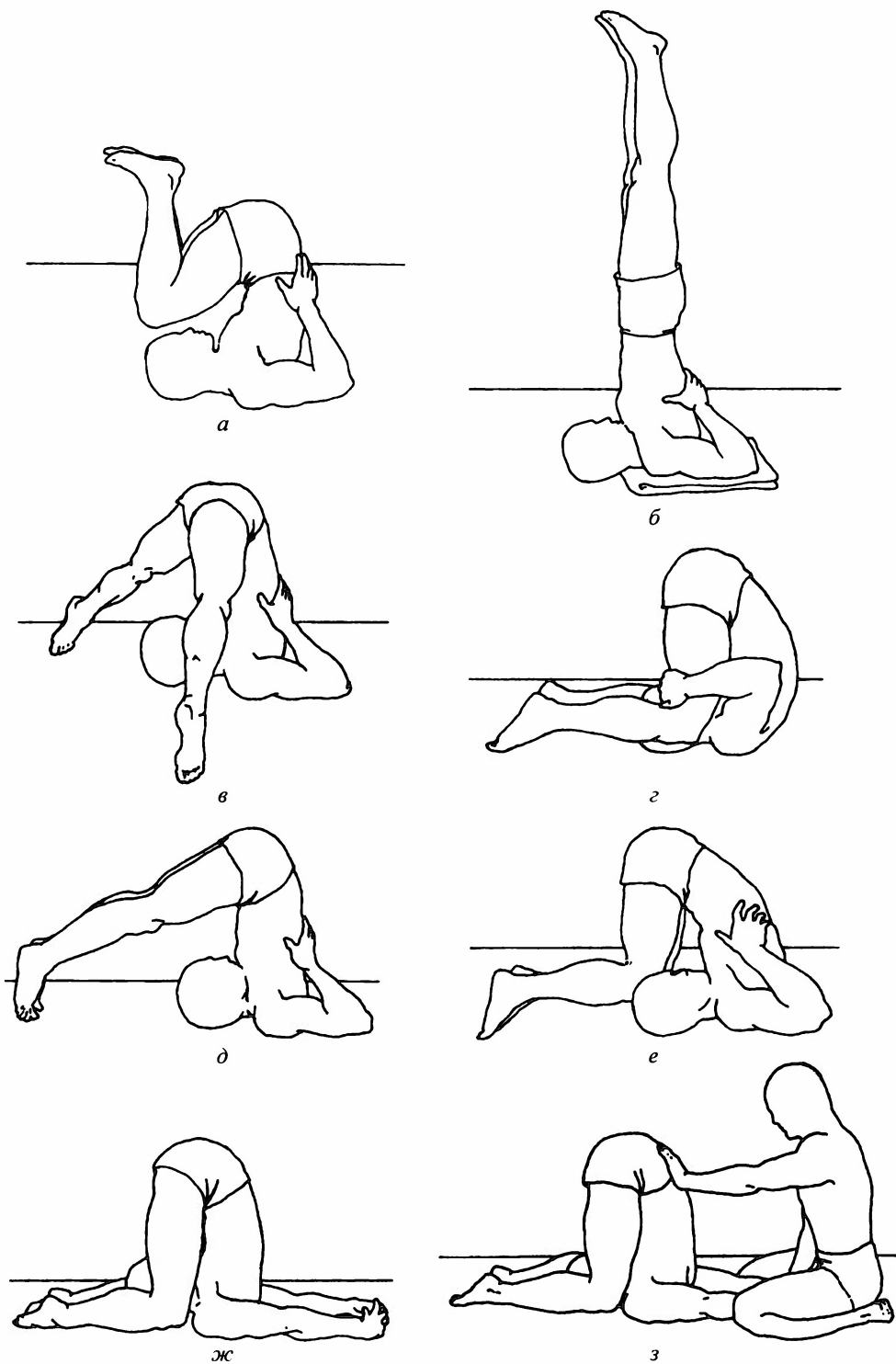


Рис. 15.10. Стойка на плечах (а-б) и «пflug» (в-з) — упражнения, вызывающие неоднозначное отношение специалистов (Alter, 1990)

сжатие легких и сердца. Это снижает потенциальную эффективность их работы, нарушая дыхание и кровообращение.

По мнению Джуди Алтер (1983), указанные упражнения могут постепенно привести к повреждению костей шейного участка вследствие того, что кости подвергаются периодическому и нехарактерному раздражению, в ответ на которое организм направляет в данный участок кальций. Со временем в участке шейного позвонка могут образоваться отложения кальция.

Ряд специалистов (J. Alter, 1983; Tucker, 1990; Tyne и Mitchell, 1983) указывают на потенциальный риск повреждения суставов позвонков.

При анализе факторов риска следует учитывать возраст. С увеличением возраста существенно увеличивается степень риска травм, так как снижается амплитуда движений и уменьшаются границы безопасности из-за количественных и качественных изменений в межпозвонковых дисках. Среди этих изменений следует отметить снижение содержания жидкости в студенистом ядре с 88 % при рождении до 65–72 % к 75 годам (Puschel, 1930), увеличение в нем содержания коллагена, а также снижение концентрации эластичных волокон в кольце с 13 % в 26-летнем возрасте приблизительно до 8 % в 62-летнем. Таким образом, с возрастом существенно увеличивается вероятность повреждения дисков, мышц и растяжения связок. У женщин, кроме того, значительно повышается вероятность возникновения остеопороза. Следовательно, «плуг» несет потенциальную опасность сжатия костей. Варианты выполнения этих двух упражнений иллюстрирует рис. 15.10.

Снижение степени риска. Снизить степень риска травмы можно, правильно овладев техникой выполнения. Главный акцент следует сделать на постепенное развитие адекватного уровня силы, а также на увеличение гибкости.

Основная цель применения стойки на плечах и «плуга». В некоторых видах спорта и спортивных дисциплинах «плуг» считается основным и необходимым элементом. Прежде всего это борьба, легкая атлетика, дзюдо и некоторые виды боевых искусств (Alabin и Krivonosov, 1987). В то же время не следует включать эти два упражнения в большинство программ общей физической подготовки.

Р Е З Ю М Е

Гибкость можно представить в виде континуума, на одном конце которого находится неподвижность, на другом — вывихи суставов. Между этими двумя крайними точками расположен оптимальный уровень гибкости, основанный на потребностях человека. В настоящее время отсутствует единое мнение относительно того, могут ли программы развития гибкости быть потенциально опасными для некоторых людей. Тем не менее данные отдельных исследований свидетельствуют, что при гиперподвижных суставах не следует выполнять упражнения на растягивание, обратив преимущественное внимание на развитие силы. Физически здоровые люди могут позволить себе заниматься по программам развития гибкости и силы.

Выполнение упражнений на растягивание связано с определенной степенью риска. При вводе таких упражнений в тренировочную программу необходимо использовать также и методы снижения степени риска.

ГЛАВА 16

УПРАЖНЕНИЯ НА РАСТЯГИВАНИЕ ДЛЯ ОСОБЫХ ГРУПП НАСЕЛЕНИЯ

С незапамятных времен человечество искало эликсир молодости, чудодейственный напиток, который восстановил бы жизненную силу или, по крайней мере, задержал процесс старения (Shephard, 1978).

ГИБКОСТЬ В ПОЖИЛОМ И СТАРЧЕСКОМ ВОЗРАСТЕ

Процесс старения приводит к снижению гибкости. Упражнения на растягивание могут улучшить гибкость, однако их выполнение людьми пожилого возраста требует особой осторожности, чтобы избежать риска травм. В следующих разделах мы рассмотрим, как влияет процесс старения на гибкость.

Определение пожилого возраста. С точки зрения хронологического возраста к группе лиц пожилого возраста относят, как правило, людей 65 лет и старше. Всемирной организацией здравоохранения принята следующая система классификации, лет:

Люди среднего возраста	45–59
Люди пожилого возраста	60–74
Старые люди	75–90
Очень старые люди	старше 90

В любом случае люди пожилого возраста составляют группу, которая характеризуется значительными колебаниями физиологических, умственных и функциональных способностей.

Гериаτρическая демография. Число и, соответственно, процент людей пожилого возраста по отношению ко всему населению увеличиваются практически во всех странах мира. Вряд ли вызывает сомнение тот факт, что продолжительность жизни человека будет увеличиваться. В США количество людей старше 65 лет составляет свыше 20 млн человек. В обществе возрос процент людей, которым требуются более обширные услуги в сфере здравоохранения.

Исследования диапазона движения у пожилых людей. Немногочисленные исследования, проведенные в этом направлении, показывают, что

амплитуда движений с возрастом снижается в области шеи (Shephard и др., 1990), плечевого пояса (Allander и др., 1974, Shephard и др., 1990), позвоночника (Einkauf и др., 1986), тазобедренного (Boone и Azen, 1979), голеностопного (Shephard и др., 1990) и запястного суставов (Allander и др., 1974).

Весьма ограниченное число исследований было посвящено изучению влияния двигательной активности на подвижность суставов у пожилых людей. Так, в исследовании Фрекани и Лесли (1975) участвовало 15 женщин в возрасте 71–90 лет, которые на протяжении 7 месяцев два раза в неделю по полчаса выполняли физические упражнения. Ученые отметили существенное увеличение уровня гибкости голеностопных суставов, подколенных сухожилий и позвоночного столба в области поясницы.

Чемпен, де Вриес и Свизи (1972) провели исследование с целью определить влияние программы физических упражнений на тугоподвижность суставов у мужчин молодого и пожилого возрастов. В группу пожилых испытуемых вошли 20 человек в возрасте 63–88 лет. После выполнения программы занятий было отмечено увеличение подвижности суставов в обеих возрастных группах.

Маннс (1981) проанализировал влияние 12-недельной программы занятий двигательной активностью и танцами на 65-летних испытуемых, которые занимались по одному часу три раза в неделю. В конце программы у испытуемых наблюдалось существенное увеличение диапазона движений суставов.

Рааб с коллегами (1988), наблюдая группу из 46 женщин 65–89 лет, изучал возможность с помощью физических упражнений с отягощениями и без них увеличить гибкость. Испытуемые занимались 3 раза в неделю в течение одного часа на протяжении 25 недель. Оба вида физических упражнений привели к одинаковому увеличению гибкости плечевого пояса (сгибание), стопы в голеностопном суставе и шеи (вращение).

Целесообразность использования упражнений на растягивание лицами пожилого возраста. Правильно организованная программа физических упражнений может обеспечить увеличение диапазона движений суставов испытуемых любого возраста. Неадекватная гибкость основных суставов может существенно ограничивать даже элементарные функции. Так, например, человек может оказаться неспособным достать что-нибудь из шкафа, причесать волосы или надеть обувь. Следовательно, программы, направленные на развитие гибкости, способствуют расширению и поддержанию этих функций.

Вторая причина, обуславливающая целесообразность занятий двигательной активностью, в частности использования упражнений на растягивание, — возможность уменьшить риск растяжений и разрывов мышц. Так, Американский колледж спортивной медицины и Центр контроля и профилактики заболеваний рекомендуют поддерживать или повышать уровень развития гибкости, чтобы избежать растяжений и разрывов мышц (Pate и др., 1995).

Потенциальный риск, связанный с выполнением упражнений на растягивание пожилыми людьми. Программа упражнений на растягива-

ние содержит определенный риск для людей пожилого возраста, в частности это риск падений. На степень риска влияет множество факторов, которые мы проанализируем в следующих разделах.

Пониженная эластичность мягкой ткани

Людям пожилого возраста необходимо обратить внимание на следующие моменты. Прежде всего, у людей пожилого возраста связки, сухожилия и мышцы менее эластичны и податливы. Как правило, это обусловлено пониженным содержанием жидкости (дегидратацией), повышенной кальцификацией и заменой эластичных волокон коллагеновыми. Именно поэтому менее эластичные ткани становятся более подверженными травмам, например растяжению.

Остеопороз и артрит

У пожилых людей нередко развивается *остеопороз* — заболевание, характеризующееся снижением плотности костей или их массы. У женщин оно встречается примерно в 8 раз чаще, чем у мужчин. Страдающим этим заболеванием следует быть особенно осторожными при выполнении упражнений на растягивание, при которых высок риск возникновения переломов (Nickock, 1976).

Другое заболевание, требующее особого внимания, — это артрит, способный проявляться в двух формах. *Остеоартрит* — хроническое дегенеративное заболевание в основном суставных хрящей, на которые приходится масса тела человека. Лечение больных зависит от степени поражения суставов. Главные задачи лечения — снижение болевых ощущений, тугоподвижности и предотвращение деформаций. Больным, страдающим остеоартритом, целесообразно выполнять (пассивно) упражнения, направленные на увеличение амплитуды движений. В то же время чрезмерные объем или величина нагрузок могут усугубить состояние больного (Wigley, 1984).

Ревматоидный артрит представляет собой хроническое заболевание суставов, характеризующееся воспалением синовиальной оболочки. Выбор упражнений на растягивание зависит от степени воспаления и болевых ощущений.

Пониженные силовые способности

Процесс старения сопровождается снижением мышечной силы. Нередко оно является результатом уменьшения степени двигательной активности. Снижение силы обусловлено рядом факторов; частично оно связано с сокращением числа мышечных волокон и нервных клеток (Herbison, Graziani, 1995). Особенно значимым является уменьшение количества сократительных белков в мышечной клетке. В совокупности эти факторы приводят к атрофии мышц, т.е. снижению мышечной массы.

Мышечная сила необходима для повседневной деятельности человека. Поэтому при разработке программ упражнений на растягивание для лиц пожилого возраста следует уделять должное внимание упражнениям для развития силы (Rikkers, 1986).

Нарушение способности сохранять равновесие

Способность сохранять равновесие играет важную роль при выполнении некоторых упражнений на растягивание. Постепенная дегенерация проприорецепторов с возрастом приводит к существенному нарушению способности сохранять равновесие. Этот процесс усугубляется в результате снижения периферической вестибулярной возбудимости. Все это увеличивает риск падения.

Медикаментозное лечение

Подавляющее большинство пожилых людей принимают лекарственные препараты (Ray, Griffin, 1990); многие специалисты связывают с этим повышенный риск падений (Chapron, Besdine, 1987; Stewart, 1987). Как отмечает Национальный центр медицинской статистики (по состоянию на июнь 1987), в США более 80 % женщин и более 70 % мужчин 65 лет и старше принимают одно или несколько медикаментозных препаратов. Согласно результатам исследований Мак-Дональда и Мак-Дональда (1977) и Мак-Дональда (1985), среди пожилых людей, принимающих более одного препарата, наблюдается повышенное число падений. Особенно это касается препаратов, оказывающих снотворное действие, вызывающих постуральную гипотензию (диуретики, нитраты, трициклические антидепрессанты). Многие препараты могут изменить функции, влияя на способность пожилых людей выполнять упражнения на растягивание и увеличивая степень риска.

Стратегия снижения степени риска программ физических упражнений на растягивание для лиц пожилого возраста. Для уменьшения риска возникновения травм у пожилых людей во время выполнения упражнений на растягивание используется ряд методов. Мы рассмотрим некоторые из них.

Медицинское обследование

Квалифицированный инструктор, который проводит занятия с пожилыми людьми, должен иметь полное представление о физических способностях каждого занимающегося, а также о том, какие упражнения противопоказаны тому или иному пациенту.

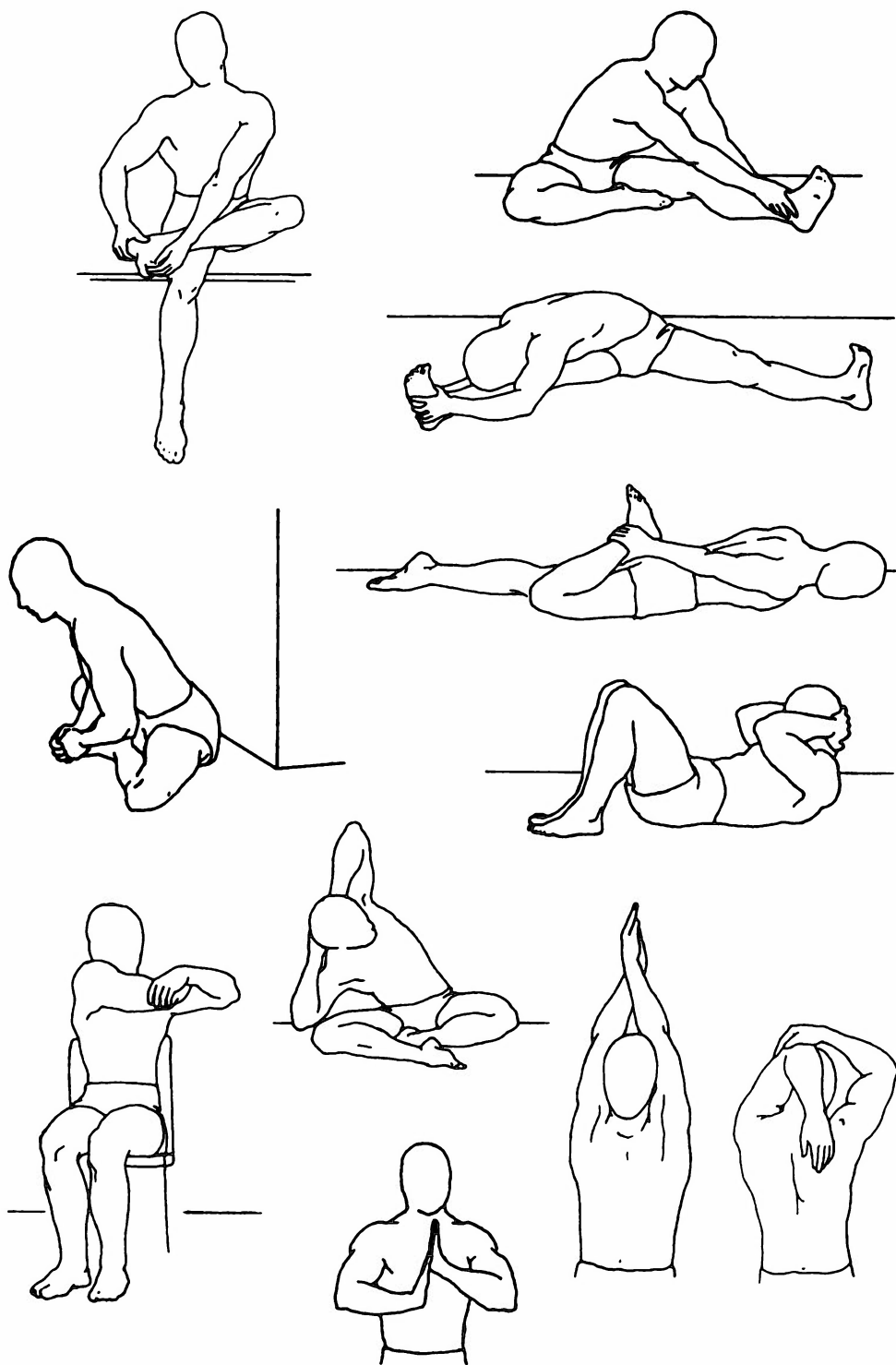


Рис. 16.1. Упражнения на растягивание для спортсмена пожилого возраста. С целью снижения риска упражнения следует выполнять в положении сидя или лежа (Alter, 1990)

Условия и инвентарь для занятий

Условия, в которых предстоит проводить занятия, следует проверить на безопасность. Площадка должна быть достаточно большой, без каких-либо препятствий. Если упражнение выполняют в кресле, оно должно быть прочным и удобным.

Общение и инструктаж

Общение — главный компонент инструктажа. Инструктируя лиц пожилого возраста, следует учитывать ряд факторов. У многих людей пожилого возраста могут быть нарушены зрительные и слуховые способности. Инструктируя пожилого человека, необходимо:

- устранить отвлекающий шум;
- разговаривая, находиться лицом к лицу с пациентом;
- говорить четко и медленно;
- давать точные и простые указания;
- показывать выполнение упражнения или необходимое положение;
- постоянно наблюдать за пациентами во время выполнения упражнений.

Использование низкого центра тяжести

В некоторых случаях целесообразно «опустить» центр тяжести пожилых занимающихся, с тем чтобы улучшить их устойчивость. Это достигается выполнением упражнений сидя на стуле или на полу (рис. 16.1). Вместе с тем следует отметить, что многие программы не содержат упражнений, выполняемых на полу, потому что: пожилые люди боятся опуститься на пол, им трудно подниматься; стоя на коленях на полу пожилые люди, страдающие артритом, испытывают неудобства (Rikkers, 1986).

Протокол занятий

Перед выполнением упражнений занимающиеся должны провести адекватную разминку. Упражнения следует выбирать индивидуально для каждого клиента. Упражнения баллистического типа, как правило, исключаются, поскольку они связаны со значительно большим риском получения травмы по сравнению с другими видами упражнений на растягивание. Занимающихся инструктируют, как правильно дышать, а также не задерживать дыхание.

ГИБКОСТЬ И БЕРЕМЕННОСТЬ

Американский колледж акушерства и гинекологии (1985, 1994) изучал проблему двигательной активности у беременных женщин. В частности, было отмечено следующее.

В последнее время значительно увеличилось количество и разнообразие программ физических упражнений для беременных женщин. Многие из этих программ были созданы неспециалистами. Все это вызывает определенную тревогу ученых.

Никаких стандартов физических нагрузок для беременных женщин до сих пор не разработано. В настоящее время рекомендации основаны главным образом на интуиции и здравом смысле. Практически не проводились исследования влияния физических нагрузок на организм беременных женщин.

Снижение риска травм у беременных. Наиболее целесообразным представляется прохождение всеми беременными женщинами медицинского обследования, по результатам которого врач должен дать пациентке соответствующие рекомендации по использованию физических нагрузок. Миттелмарк с коллегами (1991) подчеркивают, что пациентки должны иметь представление о различных симптомах, сигнализирующих о необходимости прекратить выполнение упражнения и обратиться к врачу:

- любая боль;
- сокращения матки (с 15-минутными или более частыми интервалами);
- влагалищное кровотечение;
- головокружение;
- одышка;
- тахикардия;
- тошнота и рвота;
- боль в области спины;
- боль в области лобка и бедер;
- затрудненное передвижение;
- онемение в любой части тела;
- нарушение зрения;
- пониженная активность плода.

Факторы, повышающие риск травмы во время беременности. Факторы, повышающие риск травм во время выполнения упражнений на растягивание, можно разделить на биомеханические и гормональные.

Биомеханические факторы

На беременную женщину влияет целый ряд биомеханических факторов. Один из главных — увеличенная масса тела. Увеличение массы тела связано с развитием плода, задержкой жидкости, развитием жировых тканей и увеличением груди. На последних стадиях беременности центр тяжести женщин смещается, что обуславливает изменение устойчивости женщин и механической нагрузки на организм. В частности, для предотвращения падения тела вперед или назад требуется большее усилие мышц нижней части спины. Поэтому беременным женщинам следует избегать упражнений на растягивание, которые усиливают перегрузку спины и повышают вероятность падений. Им рекомендуется выполнять упражнения в положении сидя на полу или на стуле.

Гормональные факторы

Гормональные изменения также влияют на опорно-двигательный аппарат беременных женщин. Ослабление соединительных тканей под действием таких гормонов, как эстроген, прогестерон и релаксин, нарушает стабильность суставов. Это изменение в сочетании с механической нагрузкой может иметь серьезные последствия для беременной женщины, включая существенное растяжение крестцово-подвздошного и тазобедренного суставов, а в редких случаях — отделение лобкового симфиза («Американский колледж акушерства и гинекологии», 1985; McNitt-Gray, 1991). Поэтому рекомендуется избегать упражнений баллистического типа и сильных сгибаний/разгибаний суставов; растягивания следует выполнять не до точки максимального сопротивления. «Американский колледж акушерства и гинекологии» (1994) подчеркивает, что гормональные воздействия могут приводить к общему увеличению избыточной подвижности суставов, тем самым предрасполагая беременных женщин к механическим травмам. Это предположение было подтверждено данными исследования, проведенного Калгунери, Бердом и Райтом (1982) на пястно-фаланговых суставах.

Создание программы упражнений для беременных. Как указывают специалисты (Американский колледж акушерства и гинекологии, 1985), в плане заботы о безопасности матери и ребенка главной задачей любой программы физических упражнений, предназначенной для беременных, является поддержание максимального уровня физической подготовленности при максимальной безопасности. Следует осознать, что двух одинаковых женщин не бывает. Поэтому подбор упражнений должен быть строго индивидуальным.

Упражнения на растягивание и йоговские асаны для беременных женщин. Во многих книгах и журналах, предназначенных для широкой публики, нередко рекомендуют беременным женщинам упражнения на растягивание и йоговские асаны. Целесообразность этих упражнений объясняют тем, что они способствуют как расслаблению, так и поддержанию мышечного тонуса и уровня гибкости (Baddeley, Green, 1992). Кроме того, существует мнение, что эти упражнения облегчают роды, могут снимать боли в области спины и другие незначительные недомогания (Tobias, Stewart, 1985). В то же время некоторые специалисты (Американский колледж акушерства и гинекологии, 1994) считают, что нет доказательств того, что какой-либо уровень физической нагрузки во время беременности положительно влияет на перинатальный исход.

ГИБКОСТЬ И ЛЮДИ С ФИЗИЧЕСКИМИ НЕДОСТАТКАМИ

Особого внимания требуют люди, имеющие физические недостатки и инвалидность. Физический недостаток — это любое нарушение или вмешательство в нормальную структуру и функцию организма. Например, потеря анатомической части, слепота, глухота, церебральный паралич или

травма позвоночника. С другой стороны, понятие инвалидность используется для характеристики потери или снижения способности выполнять свою роль как это диктует культура или семья. Таким образом, физический недостаток может предрасполагать человека к инвалидности.

Многообразие патологий может иногда становиться причиной появления физического недостатка или инвалидности. Каждая из этих патологий представляет трудности для занятий определенным видом активности или спортом. Тем не менее, практически для любого индивида можно подобрать программу на растягивание, с учетом ограничений и потребностей индивида. Для многих из них средства для растягивания, такие, как мячи, скакалки, палки, могут оказаться очень полезными. Кроме того, что они являются эффективными для увеличения амплитуды движений, они также вносят разнообразие и элементы игры в занятия.

Р Е З Ю М Е

Как показывают результаты исследований, гибкость обычно снижается по мере старения организма. Тем не менее уровень гибкости можно поддерживать и увеличить даже у людей преклонного возраста. При этом не следует забывать, что физические упражнения, в частности упражнения на растягивание, следует выполнять с определенной осторожностью, используя различные методы снижения степени риска травм у таких людей.

С особой осторожностью и здравым смыслом должны подходить к занятиям двигательной активностью и беременные женщины. Для снижения риска следует получить и при составлении программ занятий учесть результаты гинекологических и медицинских исследований на протяжении беременности и после родов. На сегодняшний день отсутствуют данные, свидетельствующие, что занятие двигательной активностью сокращают продолжительность родов, облегчают процесс родов, приводят к меньшему числу осложнений или положительно сказываются на здоровье новорожденного.

Выполнение упражнений на растягивание может также оказать положительное влияние на лиц с физическими недостатками. Однако выбирая упражнения необходимо учитывать потребности и ограничения этих лиц.

АНАТОМИЯ И ГИБКОСТЬ СВОБОДНОЙ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ И ТАЗОВОГО ПОЯСА

В данном контексте мы будем рассматривать морфофункциональные особенности, в частности двигательное качество гибкости, как тазовой конечности в целом, так и отдельных составляющих ее компонентов: тазового пояса, бедра, голени и стопы. В этой главе мы рассмотрим анатомические структуры, функции, пределы диапазона движения, методы растяжения и риск возникновения травм в различных отделах нижней конечности человека.

СТОПА И ПАЛЬЦЫ

Стопа является очень сложным структурным образованием. Она состоит из трех частей: предплюсны, плюсны и пальцев. К костям предплюсны относятся: таранная, пяточная, ладьевидная, кубовидная и три клиновидных — медиальная, промежуточная и латеральная. К костям плюсны относятся пять плюсневых костей. Пальцы состоят из 14 фаланг (первый, большой палец из 2 фаланг, все остальные из трех) (рис. 17.1).

Стопа — эластичная и дугообразная структура. Подошвенный свод соединяет все элементы стопы — суставы, связки и мышцы — в единую систему, выполняющую роль своеобразного «амортизатора». Следует отметить, что кривизна и ориентация свода определяются соотношением мышц (Karandji, 1987). Например, при когтеобразной стопе свод очень высокий. Людям с такой стопой Кайе (1977) рекомендует выполнять упражнения, растягивающие мышцы-разгибатели пальцев и мышцы-сгибатели пальцев.

Значение подвижности стопы и голеностопного сустава. Ригидная система поглощает меньше энергии, чем гибкая. Такая система при функционировании является менее эффективной и более предрасположена к травмам. Подвижная стопа и голеностопный сустав более эффективно используют энергию, что обуславливает снижение риска возникновения травм.

Пределы диапазона движения стопы. Диапазон движения стопы зависит от различных факторов: костной структуры, суставных соединений, фасций, связок, мускулатуры. Растягивание тканей стопы делает ее более

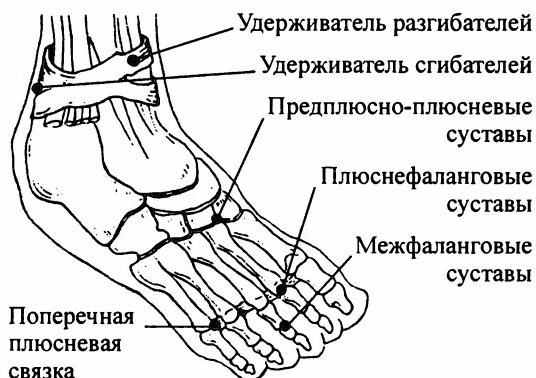


Рис. 17.1. Кости и суставы ступни (Donnelly, 1982)

не; каждый палец имеет один ПФ сустав. Сгибание этих суставов включает движение пальца по направлению к подошве. Диапазон сгибания МФ суставов может колебаться от 0 до 90°, в то время как диапазон сгибания ПФ суставов — от 0 до 35° (Karandji, 1987). Сгибание обеспечивается действием как длинных, так и коротких сгибателей пальцев. Факторами, ограничивающими диапазон движения пальцев, являются сократительная недостаточность мышц-сгибателей, пассивное напряжение сухожилий мышц-разгибателей, пассивное напряжение сухожилий мышц-разгибателей пальцев и соприкосновение мягких частей фаланг.

Разгибание МФ и ПФ суставов предусматривает подъем фаланг от плоскости подошвы. Диапазон разгибания колеблется от 0 до 80°. Это движение производится главным образом длинными разгибателями пальцев. Факторами, ограничивающими диапазон этих движений, являются сократительная недостаточность мышц, выполняющих это движение, и напряжение подошвенных и коллатеральных связок суставов пальцев. Кроме того, диапазон движения может сужаться вследствие имеющейся тугоподвижности подошвенной фасции, или подошвенного фасциита (т.е. воспаления подошвенной фасции). Подошвенный фасцит может вызывать сильную боль во время бега.

Подошвенную плюсневую дугу и подошвенную фасцию можно растягивать, используя либо собственную массу тела, либо при помощи руки. Однако Дж. Алтер (1989–1990), в отличие от ряда других специалистов (Baxter, Davis, 1995; Brody, 1995), считает нецелесообразным растягивать эти две структуры стопы.

ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ

Голеностопный сустав образован костями голени и таранной костью. Кости голени медиальной и латеральной лодыжкой образуют вилку, которая охватывает блок таранной кости. Движение в суставе происходит вокруг поперечной оси, проходящей через блок, производя сгибание (движение в сторону подошвенной поверхности стопы) и разгибание (движение в сторону тыльной поверхности стопы). По мере сгибания стопы становятся возмож-

гибкой. Однако нередко на эту часть тела не обращают должного внимания.

Межфаланговые и плюснефаланговые суставы пальцев. Межфаланговые (МФ) суставы находятся между сегментами каждого пальца. Каждый палец имеет два МФ сустава, за исключением большого пальца, у которого один такой сустав. Плюснефаланговые (ПФ) суставы находятся в месте прикрепления каждого пальца к плюсне-

ными некоторое приведение и отведение вокруг вертикальной оси. Сустав укреплен связками, расположенными на его медиальной и латеральной сторонах (рис. 17.2). С медиальной стороны расположена медиальная (дельтовидная) связка треугольной формы, идущая от медиальной лодыжки к ладьевидной, таранной и пяточной костям. С латеральной стороны сустав укреплен пяточно-малоберцовой, таранно-малоберцовой и ладьевидно-малоберцовой связками. Связки голеностопного сустава обладают достаточной прочностью, однако латеральная группа связок слабее дельтовидной. Это обстоятельство, а также то, что стабильность костных структур латеральной стороны сустава превышает таковую медиальной, сустав предрасположен к инверсии (супинации). Последнее имеет существенное значение, так как подавляющее число всех травм связочного аппарата голеностопного сустава составляют супинаторные растяжения (включая разрывы латеральных коллатеральных связок).

Влияние чрезмерной нагрузки на голеностопный сустав. Чрезмерные нагрузки могут привести к изменениям костной структуры голеностопного сустава и стопы. Так, например у танцовщиц, начавших серьезно заниматься танцами до 12 лет, наблюдаются структурные изменения в предплюневых костях, которые приводят к более высокой подвижности и гибкости передней части стопы (Ende, Wickstrom, 1982). Вместе с тем чрезмерные нагрузки могут привести и к снижению диапазона движения. Образование костных шпор на передних и задних краях таранной кости ограничивает ее движение кзади, а также подошвенного сгибания стопы в целом (Brodelius, 1961; Hamilton, 1978 в и г). Чрезмерные нагрузки могут также привести к образованию остеофитов (небольших костных шпор) на большеберцовой кости, что приводит к ограничению диапазона движения кзади таранной кости.

Пределы диапазона движения голеностопного сустава. Диапазон движения голеностопного сустава зависит от его костной структуры, суставного сочленения, поддержки со стороны капсулы, связок, мышц и сухожилий. Ткани сустава способны растягиваться и, как показывают результаты исследований, их гибкость может увеличиваться.

Эверсия, или пронация

Эверсия, или пронация, голеностопного сустава представляет собой такой поворот подошвы стопы, при котором она движется наружу, приподнимая при этом свой латеральный край. Это движение осуществляется



Рис. 17.2. Медиальный и латеральный вид связок голеностопного сустава (Donnelly, 1982)

преимущественно двумя мышцами: длинной и короткой малоберцовой. Диапазон эверсии составляет приблизительно 0–20°. Факторами, ограничивающими диапазон эверсии, являются недостаточная сократимость эвертора, пассивное напряжение дельтовидных связок, пассивное напряжение передней и задней большеберцовой мышцы, тугоподвижность медиальной части суставной капсулы и латеральное соприкосновение таранной кости с большеберцовой.

Инверсия, или супинация

Инверсия, или супинация, голеностопного сустава представляет собой поворот подошвы стопы, обеспечивающий ее медиальное движение, сопровождаемое приподниманием ее медиального края. Движение осуществляется мышцами-инверторами, главным образом передней и задней большеберцовой, которым помогают длинный сгибатель пальцев и длинный сгибатель большого пальца. Диапазон инверсии голеностопного сустава колеблется от 0 до 45°. Факторами, ограничивающими ее диапазон, являются сократительная недостаточность мышцы-инвертора, пассивное напряжение связок, пассивное напряжение мышц-эверторов, тугоподвижность латеральной части суставной капсулы и соприкосновение таранных костей с большеберцовой костью (медиальное).

Сгибание стопы в голеностопном суставе осуществляется мышцами-сгибателями стопы, пересекающими поперечную ось сустава и расположенными кзади от нее на задней и латеральной поверхности голени. К этим мышцам принадлежат: трехглавая мышца голени, задняя большеберцовая, длинный сгибатель большого пальца, длинный сгибатель пальцев, длинная и короткая малоберцовые мышцы.

Диапазон сгибания колеблется от 0 до 50°. Факторами, ограничивающими его, являются недостаточная сократимость мышц-сгибателей, пассивное напряжение таранно-малоберцовой и передней большеберцово-таранной связки, пассивное напряжение мышц-разгибателей стопы, тугоподвижность (натянутость) дорсального участка суставной капсулы и соприкосновение задней части таранной с большеберцовой костью.

Разгибание голеностопного сустава предполагает движение дорсальной поверхности стопы вверх и по направлению к передней части голени (т.е. физиологическое, или дорсальное, сгибание). Движение осуществляется передней большеберцовой мышцей, длинным разгибателем пальцев и длинным разгибателем большого пальца. Диапазон сгибания колеблется от 0 до 20°. Ограничивающими его факторами являются недостаточная сократительность мышц-разгибателей, пассивное напряжение сгибателей (особенно икроножной и камбаловидной мышц), пассивное напряжение ахиллова сухожилия, напряжение дельтовидной и ладьевидно-малоберцовой связок, тугоподвижность заднего отдела суставной капсулы и соприкосновение таранной кости с передним краем поверхности большеберцовой кости.

Следует отметить, что диапазон разгибания оказывается больше в положении, когда нога согнута в коленном суставе, вследствие влияния двух-

суставной икроножной мышцы, пересекающей как голеностопный, так и коленный суставы. Когда нога согнута в коленном суставе, эта мышца в участке колена провисает, что способствует значительно большему растягиванию ее в голеностопном суставе. Если же нога выпрямлена в коленном суставе, икроножная мышца оказывается растянутой в этом участке, что не позволяет ее в такой же степени растянуть в голеностопном суставе (пассивная недостаточность).

Профилактика травм голеностопного сустава. Голеностопный сустав и стопа весьма подвержены травмам, таким, как растяжение фасций, связок и мышц, тендинит (воспаление сухожилия или оболочки его соединительной ткани) и усталостные переломы. Профилактические меры включают адекватную разминку, использование правильной техники, ношение подходящей обуви, своевременный отдых и т.д.

ГОЛЕНЬ

Голень представляет собой сегмент нижней конечности между коленным и нижними краями лодыжек. Он состоит из двух костей: большеберцовой, малоберцовой, и их соединений. Эти кости покрыты рядом мышц, которые могут подвергаться травмам в случае неадекватного их растягивания перед активацией. Эти мышцы заключены в плотную соединительнотканную оболочку — фасцию голени.

Мышцы голени образуют три группы: переднюю, заднюю и латеральную. Задняя группа мышц голени состоит из трех поверхностных мышц: икроножной, камбаловидной и подошвенной и четырех мышц, расположенных глубже (глубокий слой): длинного сгибателя большого пальца, длинного сгибателя пальцев, подколенной мышцы и задней большеберцовой. Икроножная мышца принимает участие в сгибании ноги в коленном суставе (рис. 17.3). Однако главная функция поверхностного слоя задней группы мышц голени — сгибание стопы в голеностопном суставе; основная функция остальных мышц — сгибание пальцев и инверсия стопы.

Икроножная мышца состоит из двух частей (головок), образуя основную часть мышечной бугристости задней группы мышц голени-икры. Камбаловидная мышца представляющая собой широкую уплощенную мышцу, расположенную глубже под икроножной, в нижней своей части располагается подкожно. Обе эти мышцы образуют мышечную массу, которую называют трехглавой мышцей голени (*triceps surae*), выполняющей 90 % работы при подошвенном сгибании стопы. Сухожильные отделы икроножной и камбаловидной мышцы сливаясь образуют ахиллово сухожилие — на-

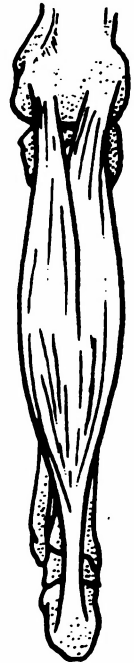


Рис. 17.3. Икроножная мышца (Donnelly, 1982)

ибо более объемное и прочное сухожилие организма. Прочность его составляет приблизительно $1,24 \cdot 10^8 \text{ Н} \cdot \text{м}^{-2}$ (18 000 psi). Несмотря на это сухожилие довольно часто травмируется.

Травмы икроножной мышцы и ахиллова сухожилия

Растяжения икроножной мышцы встречаются довольно часто. Их причиной может быть неадекватная разминка, утомление, чрезмерная нагрузка, неправильная техника. Растяжение (разрыв) икроножных мышц получило название «теннисная» нога. Как показывают результаты хирургических исследований, эта травма обусловлена разрывом скелетно-сухожильного соединения одной из головок икроножной мышцы, т.е. его разрывом в месте прикрепления мышцы к ахиллову сухожилию (Feit, Berentev, 1993).

Наиболее распространенной травмой ахиллова сухожилия является тендинит, который чаще всего возникает вследствие перегрузок. Лечение тендинита включает отдых, наложение льда, использование противовоспалительных препаратов. Наиболее значительной травмой является разрыв сухожилия. Лечение заключается в длительной иммобилизации или хирургическом вмешательстве. Профилактикой травм служит укрепление прочности и гибкости сухожилия.

Растягивание икроножной мышцы и ахиллова сухожилия

Метод растягивания икроножной мышцы и сухожилий практически идентичен механизму, который нередко провоцирует травму. Чтобы растянуть эту мышцу, ступню медленно разгибают из нейтрального положения, коленный сустав согнут, а затем выпрямлен. Травма возникает в результате быстрого, или баллистического, сгибания (Feit, Berentev, 1993). Правильное растягивание этой мышцы достигается в положении сидя прямо на полу, стоя на коленях или стоя. Для растягивания этих мышц используют специальные упражнения (упражнения 7,9).

Передние и латеральные мышцы голени. На передней части голени находятся четыре мышцы. Передняя большеберцовая мышца является основной мышцей, осуществляющей разгибание голеностопного сустава, а также основной мышцей-инвертором стопы. Длинный разгибатель большого пальца, длинные разгибатели пальцев и третья малоберцовая мышца содействуют разгибанию стопы; две последние мышцы, кроме того, обеспечивают выпрямление пальцев.

Латеральную группу мышц голени составляют две малоберцовые мышцы: длинная и короткая малоберцовые мышцы. Главная их функция — эверсия (пронация) стопы.

Травмы передних и латеральных мышц голени

Наиболее распространенной травмой в этом участке является периостит. По мнению специалистов, он возникает в результате микроскопических разрывов участков соединений мышц с большеберцовой костью. При-

чиной этой травмы чаще всего называют проведение занятий на жесткой поверхности, неадекватную состоянию организма разминку, несовершенную технику, недостаточный уровень гибкости, врожденную предрасположенность, дисбаланс силы между передними и задними мышцами голени, утомление, перегрузки. Для лечения травм используют холод, легкий массаж, растягивание, отдых. По мнению О'Мелли и Спринкла (1986), проведение серии растягиваний передней части ноги до и после занятия двигательной активностью (бег, бег трусцой) может существенно снизить вероятность этой травмы.

Растягивание передних и латеральных мышц голени

Медленное подошвенное сгибание обеспечивает растягивание передних мышц голени (упражнение 3). В книгах и журналах по йоге, по спортивной медицине приводится упражнение, предусматривающее нахождение в положении сидя на голених, пальцы ног обращены назад. Однако ввиду значительного сгибания ног в коленных суставах это упражнение следует выполнять медленно и осторожно; с целью облегчения выполнения можно подложить под голени сложенное одеяло (упражнение 4).

Наиболее простой и безопасный способ растягивания мышц латеральной части ноги заключается в мануальном растягивании путем медленного подошвенного сгибания и инвертирования лодыжки в положении сидя, одна нога на другой (упражнение 5). Другой метод состоит в принятии модифицированного положения «растягивания барьериста»: захватить внешнюю часть стопы и медленно повернуть ее медиально. Еще один очень простой способ растягивания этой группы мышц заключается в том, чтобы стать подошвой на наклонную доску (под углом 45°).

КОЛЕННЫЙ СУСТАВ

Коленный сустав образуется мыщелками бедренной кости, верхней суставной поверхностью большеберцовой кости и надколенником. Сустав сложный, по форме блоковидно-шаровидный. Из разогнутого положения он функционирует как блоковидный. По мере сгибания, благодаря уменьшению радиуса кривизны суставной поверхности мыщелков бедренной кости, могут происходить пронация и супинация (рис. 17.4). Так как костная структура коленного сустава является архитектурно непрочной, то в усилении его прочности участвуют мышцы и связочный аппарат.

Пределы диапазона движения коленного сустава. Основными видами движения коленного сустава являются почти исключительно сгибание и разгибание. Медиальные и латеральные вращения большеберцовой кости возможны лишь в незначительной степени при согнутом колене.

Сгибание коленного сустава. Сгибание колена предполагает движение голени, в результате которого пятка оказывается у бедра. Диапазон движения колеблется от 120° при выпрямленном тазобедренном суставе



Рис. 17.4. Колено (Donnelly, 1982)

приблизительно до 135° при согнутом и до 160° при наличии пассивной силы (например, сидение на пятках). При активном движении неотягощенной ноги сгибание колена осуществляют задняя группа мышц бедра и икроножная мышца. Диапазон движения ограничивается вследствие сократительной недостаточности мышц-сгибателей, пассивного напряжения: четырехглавой мышцы-разгибателя, передних участков капсулы, задней крестообразной связки (при умеренном сгибании) и обеих крестообразных связок (при значительном пассивном сгибании), а также вследствие соприкосновения пятки и задней поверхности голени с задней поверхностью бедра и ягодиц.

при значительном пассивном сгибании), а также вследствие соприкосновения пятки и задней поверхности голени с задней поверхностью бедра и ягодиц.

Разгибание (выпрямление) коленного сустава. Выпрямление колена — движение, противоположное сгибанию. Выпрямление свыше 0° специалисты из Американской академии хирургов-ортопедов называют чрезмерным разгибанием (Greene, Neckman, 1994). Причиной чрезмерного выпрямления может быть растянутость связок и капсулы, или костная деформация. Вайн-Дэвис (1971), обследовав 3000 детей г. Эдинбурга, обнаружил, что около 15 % трехлетних детей способны вытягивать колено более чем на 0° . Такая степень выпрямления наблюдалась только у 1 % шестилетних детей. В двух крупных исследованиях средний диапазон выпрямления ноги в коленном суставе у взрослых физически здоровых людей составил — $2-3^\circ$. В случае чрезмерного выпрямления ноги в коленном суставе упражнений на растягивание следует избегать.

Даже при нормальной подвижности коленного сустава упражнения на растягивание следует выполнять осторожно.

Выпрямление ноги в коленном суставе обеспечивает четырехглавая мышца бедра, пересекая поперечную ось коленного сустава спереди от нее. Это одна из наиболее массивных мышц человеческого тела, расположенная на передней поверхности бедра, имеет четыре головки (мышцы): прямую мышцу бедра, латеральную, медиальную и промежуточную обширные мышцы бедра.

Механические и структурные недостатки мышц коленного сустава. Одним из потенциальных недостатков функционирования коленного сустава является частичный контроль его со стороны двух суставных мышц: задней группы мышц бедра, сгибающих голень в коленном и разгибающих бедро в тазобедренном суставе, и прямой мышцы бедра, осуществляющей разгибание бедра в коленном и сгибание бедра в тазобедренном (Basmajian, 1975; Kelley, 1971). При одновременном максимальном растяжении обеих мышечных групп результирующее напряжение на мышцы и сухожилия может оказаться настолько большим, что это приведет к травме. Килли (1971) достаточно четко иллюс-

трирует действие такого механизма травмы во время спринта: пассивное напряжение на прямую мышцу бедра должно быть значительным, когда находящаяся сзади нога согнута в коленном суставе и выпрямлена в тазобедренном.

ПРОКСИМАЛЬНАЯ ЧАСТЬ НОГИ

Бедро представляет собой сегмент ноги между коленным и тазобедренным суставами. В состав его входит только одна кость — бедренная. Это самая длинная и самая прочная кость организма, которую окружает три группы бедренных мышц.

Задняя группа мышц бедра состоит из трех мышц: двуглавой мышцы бедра, полусухожильной и полумембранной (рис. 17.5). Собирательное название этих мышц — подколенные сухожилия или задняя группа мышц бедра.

Главная функция подколенных сухожилий — сгибание голени в коленном и разгибание бедра в тазобедренном суставе. Когда колено полусогнуто, двуглавая мышца бедра может выполнять функцию латерального вращателя, а другие две мышцы — функцию медиальных вращателей нижней части ноги.

Профилактика травм во многом зависит от баланса силы четырехглавой мышцы и подколенных сухожилий. Соотношение момента подколенных сухожилий и четырехглавых мышц характеризуется существенными колебаниями. Так, у футболистов колледжей оно составляет 47–65 % (Parker и др., 1983). У профессиональных футболистов этот показатель равен 51–64,9 % (Davies и др., 1981). У детей 7–13 лет Джиллием с коллегами (1979) наблюдали показатель, равный 40–70 %.



Рис. 17.5. Задние разгибатели бедра (Donnelly, 1985)

Причины и механизмы травм задней группы мышц бедра

Растяжение или разрыв подколенных сухожилий возникают в результате сильного растягивания или быстрого сокращения группы мышц подколенных сухожилий, что приводит к разрыву скелетно-сухожильной единицы («Американская медицинская ассоциация», 1966). Лечение этой травмы требует много времени. Разрыв может произойти в брюшке мышцы или у окончаний сухожилий.

В течение ряда лет специалисты пытались выяснить факторы, предрасполагающие к травме подколенных сухожилий. Результаты многочис-

ленных исследований свидетельствуют, что дисбаланс силы между заднебедренными и четырехглавой мышцами является именно таким фактором (Burkett, 1970; Yamamoto, 1993). В настоящее время специалисты склоняются к мнению, что снижение соотношения силы подколенных сухожилий и четырехглавых мышц с 50 до 70 % является таким механизмом (Arnhem, 1989; Parker и др., 1983). По мнению Боузмена с коллегами (1986), сила задней группы мышц бедра составляет 75 % силы четырехглавой мышцы бедра.

Исследования Буркетта (1971) показывают, что дисбаланс силы между правым и левым подколенным сухожилием может также привести к возникновению травмы. Так, в частности, 10 %-ное различие в силе может послужить причиной травмы более слабой из этих групп. Обеспечению баланса силы во многом способствуют занятия силовой направленности. Следует, однако, заметить, что проведенные в этом направлении исследования не содержат данных об оптимальных соотношениях силы (Gordon, Klein, 1987). Проблема состоит в том, что конкретные соотношения, характеризующие равновесие или дисбаланс, никогда точно не определялись (Grace, 1985). По мнению Грейса (1985), «то, что образует существенное расхождение, зависит от анатомического участка, вида спорта, конституции человека, его возраста и пола». Исследование, проведенное Хайзером и др. (1984), показало значительное сокращение числа травм подколенных сухожилий у футболистов — учащихся колледжей в результате использования специальной профилактической программы, предусматривающей коррекцию соотношения силы подколенных сухожилий и четырехглавых мышц до 60 %.

Согласно другой теории, разрыв подколенных сухожилий связан с невральным механизмом. По мнению Буркетта (1975), причиной травмы может быть асимметричное стимулирование двух нервов двуглавой мышцы бедра (большеберцового нерва, иннервирующего длинную головку, и малоберцового, иннервирующего короткую головку) следующими механизмами:

- стимулирование короткой головки более интенсивное, чем длинной, что ведет к дисбалансу во время фазы сокращения;
- интенсивность стимулирования не изменяется, однако оно осуществляется несинхронно;
- совокупность 1-го и 2-го механизмов.

Вместе с тем причиной травмы подколенных сухожилий чаще всего называют отсутствие гибкости. При условии, что все остальные параметры одинаковые, чем выше уровень гибкости человека, тем ниже вероятность травмы. Кляйн и Робертс (1976) подчеркивают, что при тугоподвижности мышц—сгибателей тазобедренного сустава и хронически приподнятом положении переднего отдела таза задняя группа мышц бедра находится в состоянии чрезмерного растяжения, поскольку расстояние от места начала мышц (седалищный бугор) до места прикрепления (проксимальный отдел костей голени) увеличено. Следовательно, такое положение может обуславливать преждевременное утомление подколенных сухожилий, что является одной из основных причин их травм.

Среди других причин можно отметить неадекватные методы тренировки, недостаточный уровень выносливости, утомление, структурные аномалии (например, поясничный лордоз, плоскостопие), неправильную осанку, дегидратацию, дефицит макроэлементов (например, дефицит магния) и предыдущие травмы (Corbin, Noble, 1980; Hennessy, Watson, 1993).

Анализ литературы, осуществленный Саттоном (1984), убедительно показывает отсутствие одиночного фактора, обуславливающего травму. Кроме того, ввиду большого числа переменных на основании современных тестов невозможно точно определить предрасположенность к травмам этих групп мышц. Следовательно, необходимо провести дополнительные исследования.

Растягивание задних мышц бедра

Растягивание заднебедренных мышц происходит в результате сгибания ноги в тазобедренном суставе и разгибания — в коленном. Обычно это осуществляется путем опускания верхней части туловища к бедрам в положении сидя или стоя при вытянутой одной (двух) ноге. Благодаря тесной взаимосвязи между подколенными сухожилиями, тазом и поясницей подобным образом могут растягиваться и мышцы поясницы. Идеальное положение предусматривает образование прямой линии, идущей от крестца до тыльной части головы (рис. 17.6). Многие неподготовленные люди, однако, «закругляют» или опускают верхнюю часть туловища (горбятся) и приподнимают таз назад, а не вперед во время фазы опускания. В связи с этим возникают два вопроса. Во-первых, почему более естественно «закруглять» верхнюю часть туловища и приподнимать таз назад во время фазы опускания и растягивания? Во-вторых, какое из положений является более эффективным с точки зрения увеличения растягивания и увеличения диапазона движения: рекомендуемое специалистами или принимаемое человеком интуитивно?

Только в одном исследовании (Sullivan, DeJulia, Worrell, 1992) частично рассматривались эти вопросы. Положение голова-колени принимается сгибанием шейного, грудного и поясничного отдела позвоночника с тем, чтобы подвести подбородок к колену выпрямленной ноги или ног. Салливан, Деджулия и Воррелл (1992) высказали предположение, что в положении, когда седалищные бугры оказываются сверху и сзади мест прикрепления сухожилий заднебедренных мышц, последние находятся в состоянии подве-

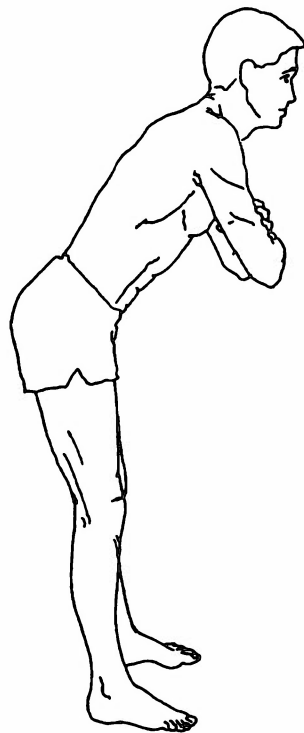


Рис. 17.6. Переднее приподнимание таза (Donnelly, 1982)

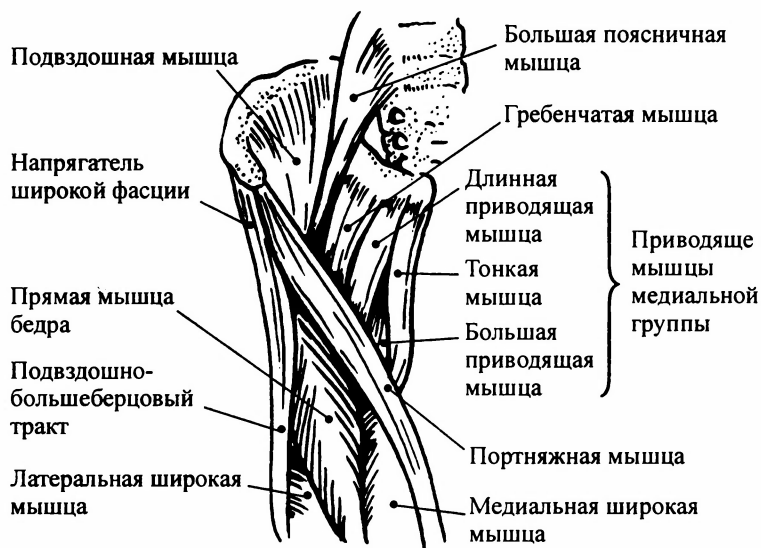


Рис. 17.7. Приводящие мышцы и мышцы-сгибатели тазобедренного сустава (Donnelly, 1982)

шенного напряжения. Ученые отмечали, что пациенты во время растягивания задней группы мышц при выпрямлении спины испытывали большое напряжение (и, возможно, боль) в растягиваемых мышцах. Поэтому для туловища может быть более естественным стремление компенсировать повышенное напряжение подколенных сухожилий принятием положения, способствующего его уменьшению. Было также высказано мнение, что такое компенсирующее движение таза может происходить в результате комбинированных структур сгибания шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника. Это предположение основано на понятии «пояснично-тазового ритма» Кайе (1988). По мере вращения таза назад седалищная бугристость перемещается вперед и вниз и перемещает место начала заднебедренных мышц ближе к месту их прикрепления.

По-прежнему остается открытым вопрос, какой метод является более эффективным для увеличения мышечной силы. В исследовании Салливана, Деджулия и Воррелл (1992) сравнивали метод статического растягивания с методом сокращения–расслабления–сокращения. Результаты показали, что «приподнятое вперед положение таза является более важным для увеличения эластичности задней группы мышц бедра, чем используемый метод растягивания». Данный вывод основан на гипотезе, согласно которой «это положение обеспечивает производство большего (пассивного) усилия в мышечно-сухожильной единице, которое способствует более эффективному увеличению длины задней группы мышц бедра».

Медиальная группа мышц бедра (аддукторы) состоит из 5 мышц: короткой, длинной и большой приводящей мышцы, тонкой и гребенчатой. В совокупности эти мышцы нередко называют мышцами паха. Их основные функции — приведение, сгибание и вращение бедра. Кроме того, они наряду со связками ограничивают отведение бедер (рис. 17.7).

Причины и механизмы травм приводящих мышц

Травмы задней группы мышц бедра лечить значительно труднее, чем травмы приводящих мышц, поскольку они расположены в очень неудобном для проведения лечения месте. Причины травм паховых мышц такие же, как и подколенных сухожилий. Адекватное укрепление этих мышц позволяет существенно снизить вероятность травм.

Растягивание приводящих мышц

Растянуть приводящие мышцы можно путем отведения бедра в тазобедренном суставе, например при широком разведении ног. Такую позицию можно принять в положении стоя, сидя, стоя на коленях или лежа, при этом ноги в коленном суставе могут быть согнуты или выпрямлены (упражнения 13–16). Особого внимания требует выполнение шпагата в положении стоя; занимающийся сгибает ноги в тазобедренных суставах и медленно разводит их в стороны по возможности максимально. Бистерфельдт (1974) подчеркивает, что этот метод растягивания связан с высокой степенью риска. При выполнении такого упражнения на колени непосредственно действуют боковые силы. У лиц, не достигших половой зрелости, длительное выполнение таких упражнений может привести к хронической деформации (ослабленные колени).

Передняя группа мышц бедра состоит из четырехглавой мышцы бедра, портняжной мышцы и мышцы широкого напрягателя фасции бедра, глутеального апоневроза и подвздошно-большеберцового тяжа. В состав четырехглавой мышцы входят: прямая, широкая латеральная, широкая медиальная и широкая промежуточная мышцы бедра. Задача четырехглавой мышцы — выпрямление ноги в коленном суставе, тогда как прямая мышца бедра способствует еще и сгибанию тазобедренного сустава. Портняжная мышца участвует в осуществлении сгибания коленного и тазобедренного сустава, а также во вращении бедра латерально, а голени — медиально, когда ступня не касается поверхности опоры. Напрягатель широкой фасции способствует сгибанию, отведению и направленному внутрь вращению бедра в тазобедренном суставе.

Причины и механизмы травм четырёхглавой мышцы

Травмы передней части бедра встречаются довольно часто. Тугоподвижность, болезненность объясняются множеством причин. Наиболее распространенной травмой четырехглавой мышцы является непосредственная травма. Могут наблюдаться спонтанные спазмы. Недостаточная разминка, утомление и перетренированность — факторы, способствующие травмам, поэтому превентивный подход играет очень важную роль.

Растягивание четырехглавой мышцы

Для растягивания четырехглавой мышцы используют следующие три основных упражнения: а) приведение пятки(-ок) к ягодицам без выпрямления тазобедренного сустава; б) приведение пятки(-ок) к ягодицам при выпрямлении тазобедренного сустава; в) выпрямление тазобедренного сустава при относительно прямых ногах (упражнения 17 и 18). Упражнение (а) позволяет растянуть преимущественно три широкие мышцы. Упражнение (б), кроме растяжения этих мышц, позволяет также растянуть прямую мышцу бедра. Упражнение (в) обеспечивает преимущественное растягивание мышц-сгибателей бедра, а также передней капсулы и связок тазобедренного сустава и частично прямой мышцы бедра. Людям, имевшим проблемы с коленями, можно использовать только третий метод.

Передний шпагат

Для технически правильного выполнения переднего шпагата необходимо, чтобы обе ноги были выпрямлены, бедра образовали «квадрат» и были обращены непосредственно вперед, а ягодицы ровно лежали на поверхности (рис. 17.8). Чтобы успешно овладеть этим упражнением, необходимо начинать упражнение с положения «квадрата», медленно опускаясь в шпагат.

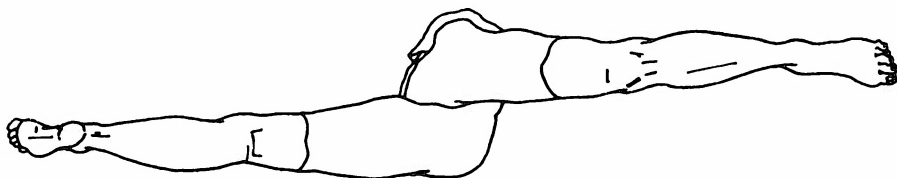


Рис. 17.8. Передний шпагат (вид снизу). Обратите внимание на бедра

ТАЗОВАЯ ОБЛАСТЬ

Тазовую область можно разделить на две: подвздошную (передняя) и ягодичную (задняя).

Подвздошная область (передние мышцы таза) включает три мышцы: большую и малую поясничные и подвздошную (см. рис. 17.7). Большая поясничная мышца берет свое начало из передней поверхности и нижних границ поперечных отростков всех поясничных позвонков и прикрепляется к малому вертелу бедра. Малая поясничная мышца является более слабым сгибателем бедра. Подвздошная мышца содействует переднему приподниманию таза, сгибанию и наружному вращению бедра в тазобедренном суставе.

Причины и механизмы травм подвздошного участка

Мышцы передней тазовой группы подвержены чрезмерному растяжению. Такая травма может существенно повлиять на выполнение движения. Так, например, неполное использование этих мышц затрудняет нормальное движение бедра. Потенциальными факторами травм являются неадекватная разминка, неправильная техника, недостаточный уровень подготовленности, перетренированность и утомление.

Растягивание мышц подвздошного участка

Чтобы растянуть подвздошно-поясничные мышцы, необходимо увеличить расстояние между местом, из которого они берут начало, и местом их прикрепления (Wirhed, 1984). Для этого необходимо стать на колени (упражнение 21), согнуть находящуюся впереди ногу и еще больше податься вперед, чтобы подтянуть туловище и таз вперед по направлению к полу. Другое упражнение (упражнение 22) могут попытаться выполнить (с большей осторожностью) только те, кто получил соответствующие инструкции от квалифицированного тренера.

Ягодичный участок (задняя группа мышц бедра) состоит из 9 мышц: 3 ягодичных и 6 меньших, более глубоко расположенных мышц. Самой большой мышцей является большая ягодичная мышца. Она ответственна за выпрямление бедра в тазобедренном суставе, а также содействует вращению бедра наружу. Малая и средняя ягодичные мышцы осуществляют отведения бедра в тазобедренном суставе, а также помогают выполнять вращение бедра внутрь и наружу. Шесть остальных мышц: грушевидная, внешняя запирательная, внутренняя запирательная, квадратная мышца бедра, нижняя близнецовая и верхняя близнецовая — осуществляют наружное вращение бедра.

Причины и механизмы травм ягодичного участка

Повреждения этого участка встречаются довольно часто. Наиболее характерными причинами травм являются перетренированность и несовершенная техника выполнения упражнений. Кроме того, травмы этого участка могут возникать при падении.

Растягивание ягодичных мышц

Растягивание большой ягодичной мышцы обычно осуществляется путем воздействия на мышцы-вращатели тазобедренного сустава. Происходит сгибание, приведение и медиальное вращение тазобедренного сустава. Растягивание можно выполнить в положении стоя, сидя или лежа (упражнения 24–31).

ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ

Тазобедренный сустав является типичным шаровидным суставом. Он образован вертлужной впадиной тазовой кости и головкой бедренной кости. Глубина вертлужной впадины увеличивается за счет суставной губы, прикрепленной к краю вертлужной впадины. Капсула тазобедренного сустава очень прочна благодаря вплетенному в нее связочному аппарату.

Несмотря на значительную подвижность тазобедренного сустава, его главная функция — обеспечение стабильности. Целый ряд факторов обуславливает стабильность тазобедренного сустава и в конечном счете определяет его диапазон движения. Рассмотрим эти факторы.

Вертлужная впадина

Вертлужная впадина представляет собой полусферическую полость, сочлененную с головкой бедра. Ее образуют три кости: подвздошная, седалищная и лобковая. При рассмотрении спереди она может быть обращена вперед, вниз и латерально; это положение увеличивает стабильность.

Другим фактором, создающим стабильность, является губа вертлужной впадины, т.е. фиброзно-хрящевая кайма, соединенная с краем вертлужной впадины, которая увеличивает глубину сустава и является своеобразным «воротником» головки бедра. Этот «воротник» прочно удерживает головку бедра на своем месте.

Форма таза

Форма вертлужной впадины в определенной степени обусловлена формой таза, которая, в свою очередь, имеет значительные различия у мужчин и женщин. У женщин таз более мелкий и короткий, кости менее прочные, копчик более подвижный, а угол надлобковой дуги более тупой. Кроме того, женский таз шире, почти цилиндрической формы. Вследствие этого головки бедренных костей больше изолированы друг от друга. Поскольку бедра изгибаются к центральной линии тела, по мере приближения к коленям, последние располагаются, как правило, ближе друг к другу, чем у мужчин. Более широкие бедра обуславливают больший потенциал диапазона движений у женщин (Hamilton, 19886).

Угол наклона и отклонения бедра

Головка и шейка бедренной кости образуют со стержнем бедра угол в двух направлениях: угол наклона и угол отклонения. Угол наклона образован шейкой и стержнем во фронтальной плоскости. У новорожденных детей он достигает 150° . С возрастом, однако, он уменьшается, составляя в среднем около 135° у взрослого человека (рис. 17.9).

Если у взрослого человека угол наклона превышает 135° , возникает деформация, называемая «соха valga» (см. рис. 17.9). При таком угле диа-

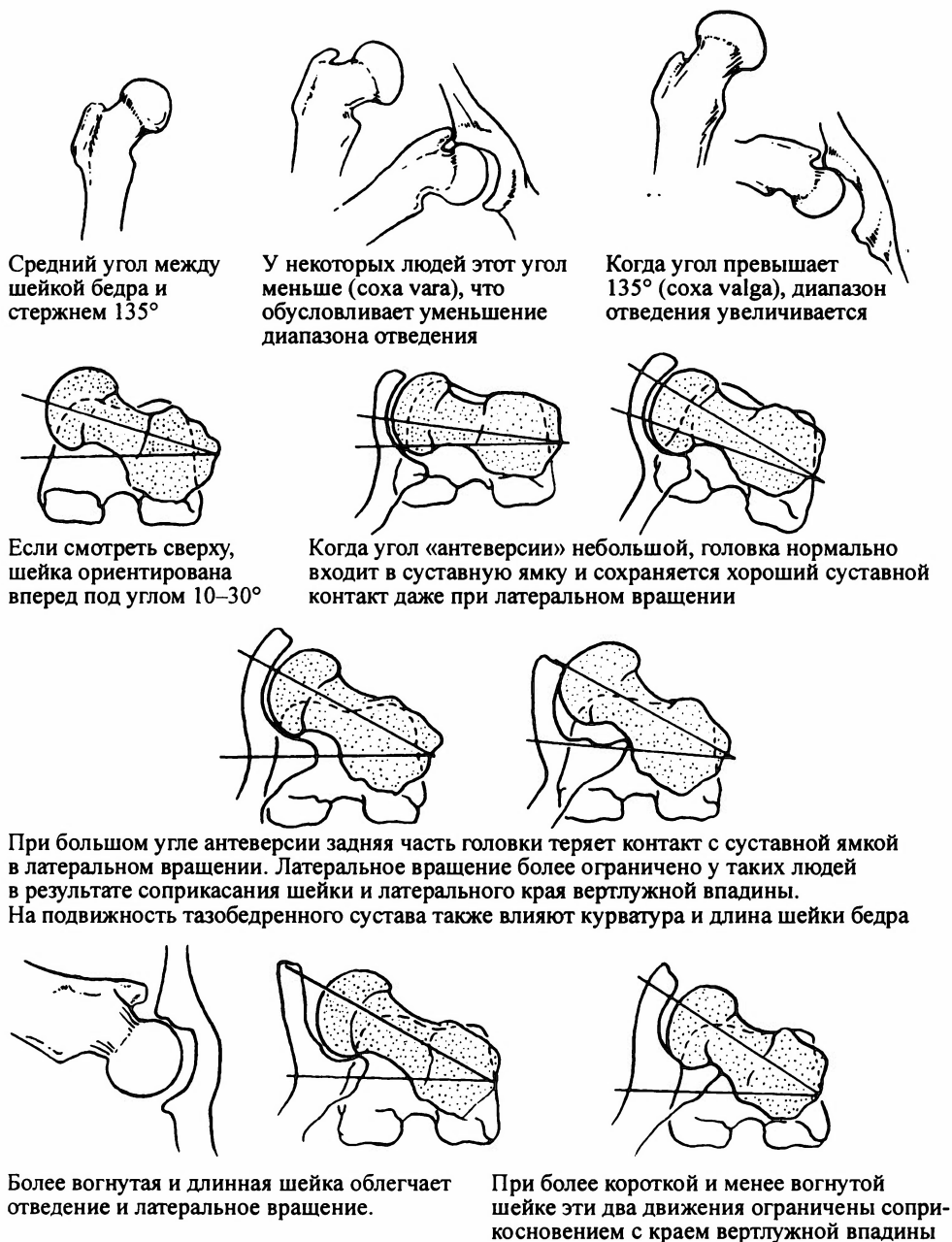


Рис. 17.9. Разновидности тазобедренного сустава (Calais-Germain, 1993)

пазон отведения увеличивается. В исключительных случаях угол может достигать 180° , что обуславливает возникновение вывихов (Karandji, 1987; Steindler, 1977).

Если угол наклона меньше 135° , деформация носит название «соха vara» (см. рис. 17.9). В этом случае бедра оказываются расположенными еще шире, а способность отведения ограничена вследствие сжатия боль-

шого вертела с подвздошной костью. Кроме того, существенно ограничивается внутреннее вращение бедра (Steindler, 1977).

Угол отклонения представляет собой показатель степени переднего искривления головки бедра по отношению к стержню (см. рис. 17.9). Иными словами, это угол между осью шейки бедра и фронтальной плоскостью. У новорожденных он равен 40° , а с возрастом снижается до $12-15^\circ$. Угол отклонения иначе называют углом антеверсии. Уменьшение этого угла называется ретроверсией (см. рис. 17.9).

Увеличение угла антеверсии приводит к увеличению внутреннего сгибания или медиального вращения бедра и ноги. Ретроверсия, наоборот, приводит к внешнему сгибанию или латеральному вращению бедра и ноги. Идеальная структура для занятий балетом и некоторыми видами спорта следующая: длинная шейка бедра при небольшом угле отклонения, обеспечивающим максимальный диапазон движения.

Суставная капсула и связки

Несмотря на то что степень движения бедра обусловлена преимущественной костной структурой, определенную роль при этом играют и другие компоненты сустава. Наиболее важными из них являются суставная капсула и мощный связочный аппарат. Капсула тазобедренного сустава прочно прикреплена к гребню вертлужной впадины и у основания шейки бедра. Она заключает в себе суставные поверхности образующих сустав костей и большую часть шейки бедра и связки (рис. 17.10, а). Главными связками тазобедренного сустава являются: подвздошно-бедренная, седалищно-бедренная, лобково-бедренная и круговая связка. Наиболее прочная из этих связок подвздошно-бедренная связка, имеющая форму V, прикреплена к переднему нижнему подвздошному позвонку и ниже — к межвертельной линии, соединяющей большой и малый вертел. Более слабая лобково-бедренная связка проходит от подвздошно-лонного возвышения к



Рис. 17.10. Суставная капсула и связки (Calais-Germain, 1993)

точке, расположенной вблизи малого вертела (рис. 17.10, б). Седалищно-бедренная связка проходит от седалищной кости (ниже вертлужной впадины) к тыльной части шейки бедра (рис. 17.10, в).

Мышечная сила и координация

Стабильность тазобедренного сустава увеличивают также мышцы, проходящие почти параллельно шейке бедра. Они обеспечивают соприкосновение головки бедра с вертлужной впадиной; это грушевидная мышца, внешний запиратель, большая и малая ягодичные мышцы.

В диапазоне движения весьма важной является роль, которую играют эти мышцы во время активного растягивания, в отличие от их роли, связанной с тугоподвижностью при пассивном растягивании. Например, при активном отведении ног ограничительным фактором может быть недостаточная сила или координация агонистов (т.е. отводящих мышц), чтобы создать движения.

Наконец, не следует забывать, что сопротивление группы мышц-антагонистов и оболочек их соединительной ткани также является одним из ключевых факторов, определяющих диапазон движения. Таким образом, во время отведения главными ограничительными факторами являются тугоподвижность приводящих мышц и оболочек их соединительной ткани.

Пределы диапазона движения тазобедренного сустава. Тазобедренный сустав выполняет шесть основных видов движений: сгибание, разгибание (выпрямление), приведение, отведение, внутреннее (пронация) и внешнее (супинация) вращение. Рассмотрим каждое из этих движений.

Сгибание тазобедренного сустава представляет собой уменьшение угла между бедром и животом. Диапазон сгибания при согнутой в колене ноге колеблется приблизительно от 0 до 120°, при выпрямленной не превышает 90°. Тесты для измерения тугоподвижности подколенных сухожилий включают пассивный тест касания кончиков пальцев, пассивное поднятие прямой ноги (рис. 17.11) и активное поднятие прямой ноги. Послед-

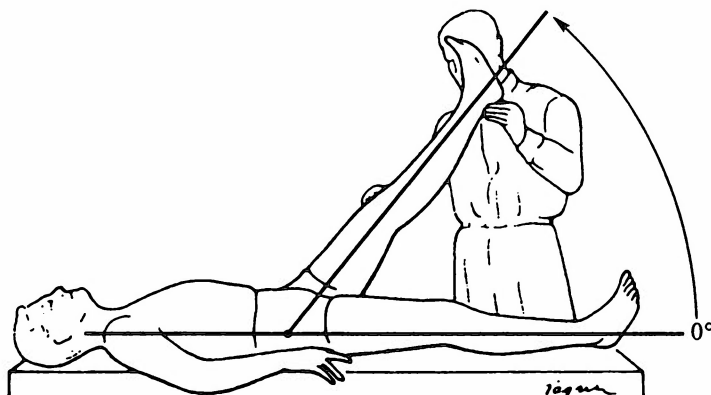
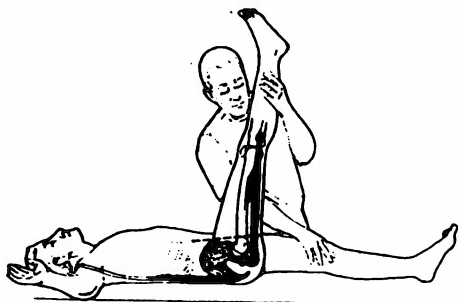


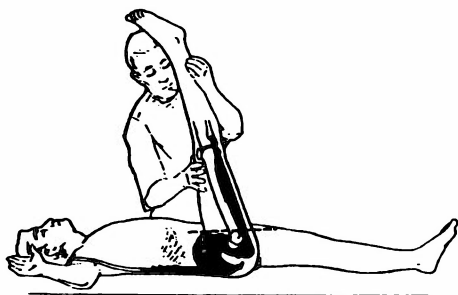
Рис. 17.11. Тест «поднимание прямой ноги» (American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1965)

Тест поднимания прямой ноги для растягивания подколенных сухожилий в сущности представляет собой сочетание сгибания бедра и поясничного отдела позвоночника. Точное и аккуратное тестирование предусматривает ровное положение спины на столе.



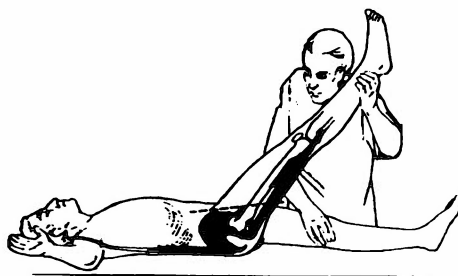
Нормальная длина правой заднебедренной группы мышц, поясницы и мышц-сгибателей левого бедра

Поясница плоско располагается на столе, левая нога удерживается внизу, чтобы стабилизировать таз и предотвратить чрезмерное сгибание поясничного отдела позвоночника, правую ногу (колено прямое) пассивно поднимают до угла $80-85^\circ$ сгибания бедра. Этот диапазон движения указывает на нормальную длину задней группы мышц бедра



Чрезмерно растянутая правая задняя группа мышц бедра, нормальная длина поясницы и мышц-сгибателей левого бедра

При таком же положении поясницы и левой ноги, как на предыдущем рисунке, правую ногу можно пассивно поднять выше угла 90° ; это свидетельствует о чрезмерной длине правых подколенных сухожилий

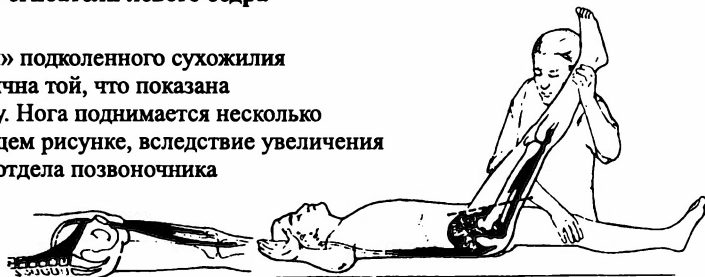


Короткая правая задняя группа мышц бедра, нормальная длина мышц поясницы и мышц-сгибателей левого бедра

При таком же положении поясницы и левой ноги, как на предыдущем рисунке, правую ногу можно пассивно поднять только до угла около 50° , что указывает на явное «укорачивание» подколенных сухожилий

«Короткая» правая заднебедренная группа мышц, чрезмерно вытянутые сгибатели левого бедра и мышцы поясницы

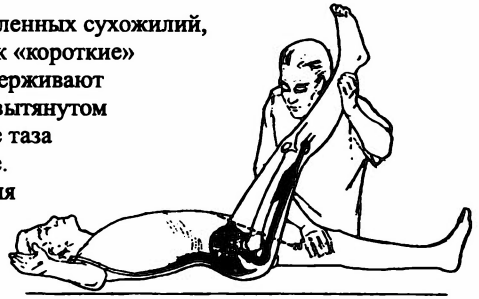
Степень «укорачивания» подколенного сухожилия на этом рисунке идентична той, что показана на рисунке слева вверху. Нога поднимается несколько выше, чем на предыдущем рисунке, вследствие увеличения сгибания поясничного отдела позвоночника



Нормальная длина правой заднебедренной группы мышц, короткая — мышц поясницы и сгибателей левого бедра

Несмотря на нормальную длину правых подколенных сухожилий, величина поднимания ноги ограничена, так как «короткие» сгибатели левого бедра и мышцы поясницы удерживают поясничный отдел позвоночника в чрезмерно вытянутом положении, что обуславливает приподнимание таза вперед в тот момент, когда нога лежит на столе.

С целью избежания неправильного определения «укороченных» подколенных сухожилий левое бедро следует в достаточной мере согнуть, чтобы распрямить поясницу, стабилизировав ее в этом положении при поднимании правой ноги. Ограничение или чрезмерное сгибание поясничного отдела позвоночника влияет на тестирование длины подколенных сухожилий



Чрезмерно вытянутые правые заднебедренные мышцы, короткие сгибатели левого бедра и поясницы

Избыточная длина подколенных сухожилий скрыта, поскольку чрезмерное выпрямление поясничного отдела позвоночника поддерживает таз в приподнятом положении

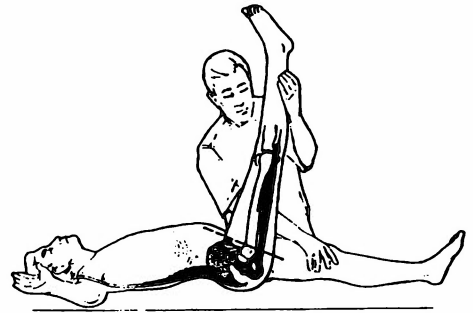
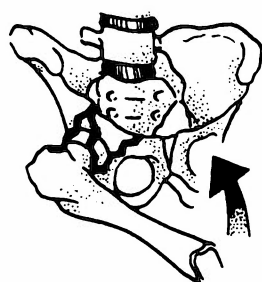


Рис. 17.12. Тестирование длины подколенных сухожилий (Kendall, Kendall and Wadsworth, 1971)

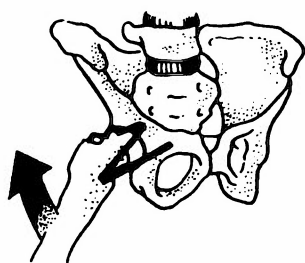
ний тест также может быть использован для оценки степени сжатия корешка поясничного нерва, состояния седалищного нерва и протрузии межпозвоночных дисков (Bohannon, Gajdosik, Leveau, 1985).

По мнению некоторых специалистов, на результаты тестирования могут влиять различные факторы. Так, Бохеннон, Гайдосик и Ле Во (1985) установили, что в тесте пассивного поднимания прямой ноги заднее вращение таза начинается в пределах 9° от начала поднимания ноги, при этом угол вращения таза увеличивается в сочетании с углом поднимания ноги. На степень движения может также влиять растяжение икроножной мышцы (рис. 17.12).

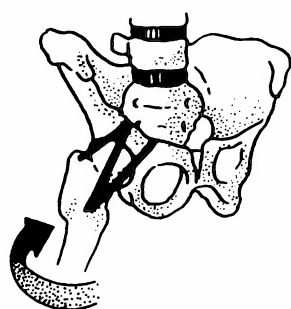
Активное сгибание в тазобедренном суставе осуществляется преимущественно большой поясничной и подвздошной мышцей, им помогают прямая мышца бедра, портняжная мышца, напрягатель широкой фасции, гребенчатая, короткая, длинная и средняя приводящие мышцы. На диапазон движения влияют сократительная недостаточность сгибателей бедра в тазобедренном суставе, соприкосновение бедра с животом и пассивное напряжение заднебедренных мышц. Во время сгибания все связки ослаблены и «провисают» (рис. 17.13). Таким образом, они не оказывают никакого сопротивления.



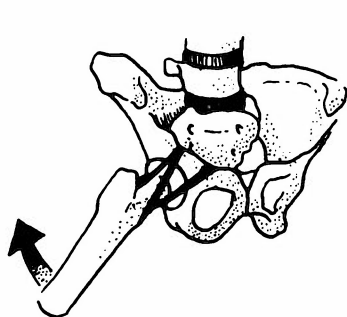
Подвздошно-бедренная (оба ответвления) и лобково-бедренная связка провисают при сгибании



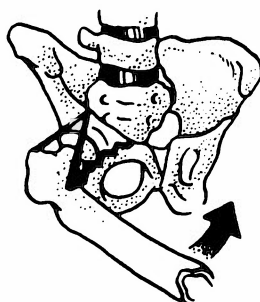
При отведении верхняя подвздошно-бедренная связка провисает, а лобково-бедренная — растягивается,



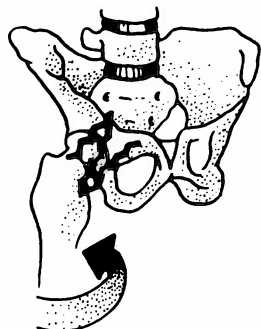
При латеральном вращении связки натягиваются,



и растягиваются при выпрямлении



при приведении наблюдается обратное



а при медиальном вращении — провисают

Рис. 17.13. Проведение подвздошно-бедренной и лобково-бедренной связки при различных типах движения (Calais-Germain, 1993)

Разгибание (выпрямление) бедра в тазобедренном суставе представляет собой движение из согнутого состояния в анатомическое или нейтральное. Когда движение превышает нейтральное положение, происходит чрезмерное разгибание. Активный диапазон движения составляет 10° чрезмерного выпрямления тазобедренного сустава при ноге, согнутой в коленном суставе, и 20° при выпрямленной. Пассивное чрезмерное выпрямление достигает 20° при «выпаде» вперед и 30° , если нижнюю конечность с силой оттягивать назад (Karandji, 1987). Правильное выполнение теста мышц-сгибателей тазобедренного сустава (которые ограничивают выпрямление) предполагает, чтобы испытуемый лег спиной на стол, согнув одну ногу в тазобедренном и коленном суставе и подтянув ее к груди, тогда как другая нога свисает с края стола от колена. Если бедро тестируемой ноги не касается поверхности стола, то это свидетельствует о тугоподвижности сгибателей тазобедренного сустава (Kendall, Wadsworth, 1971).

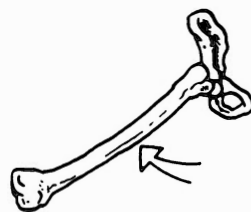
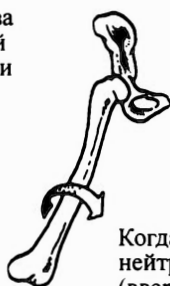
Активное разгибание в тазобедренном суставе осуществляется главным образом большой ягодичной мышцей, полуперепончатой и полусухожильной мышцами, а также двуглавой мышцей бедра.

Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью разгибателей бедра, пассивным напряжением мышц-сгибателей бедра, «запиранием» спины, которое предотвращает переднее приподнимание таза, и напряжением всех связок (рис. 17.13).

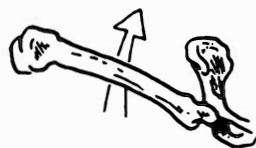
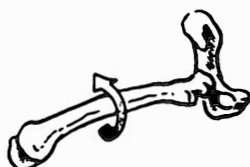
Отведение тазобедренного сустава представляет собой движение нижней конечности латерально от средней линии тела. Оно осуществляется преимущественно средней и малой ягодичными мышцами, которым помогают напрягатель широкой фасции и портняжная мышца. Диапазон отведения одного тазобедренного сустава колеблется от 0 до 45°. Вместе с тем на практике отведение одного тазобедренного сустава автоматически сопровождается таким же отведением другого. Это движение другого тазобедренного сустава становится очевидным после 30° отведения в положении стоя, когда можно ясно видеть латеральное приподнимание таза от движущейся ноги. Чтобы осуществить 30° отведение движущейся ноги, таз приподнимается на 15° и тазобедренный сустав неподвижной ноги отводится на 15°. Таким образом, чтобы осуществить 30° отведение, степень отведения каждого тазобедренного сустава должна составить всего 15°. Капанджи (1987) отмечает, что по мере продолжения отведения позвоночный столб в целом компенсирует приподнимание таза путем латерального сгибания по направлению к опорной стороне. Следовательно, позвоночный столб также принимает участие в движениях тазобедренного сустава.

Отведение бедра в тазобедренном суставе ограничивает ряд элементов: сократительная недостаточность отводящей мышцы, пассивное напряжение приводящих мышц бедра, пассивное напряжение локвово-бед-

При отведении тазобедренного сустава (внизу) бедра двигаются от срединной плоскости и угол между латеральными поверхностями бедра и туловища уменьшается



Когда бедро находится в положении нейтрального или медиального вращения (вверху слева), отведение ограничено примерно до 40° ввиду соприкосновения верхней части шейки бедра и верхнего края вертлужной впадины (вверху справа)



Вместе с тем при латеральном вращении нижняя часть шейки бедра оказывается обращенной к краю ямки (впадины) и диапазон отведения увеличивается

Рис. 17.14. Влияние вращения бедра на отведение (Calais-Germain, 1993)

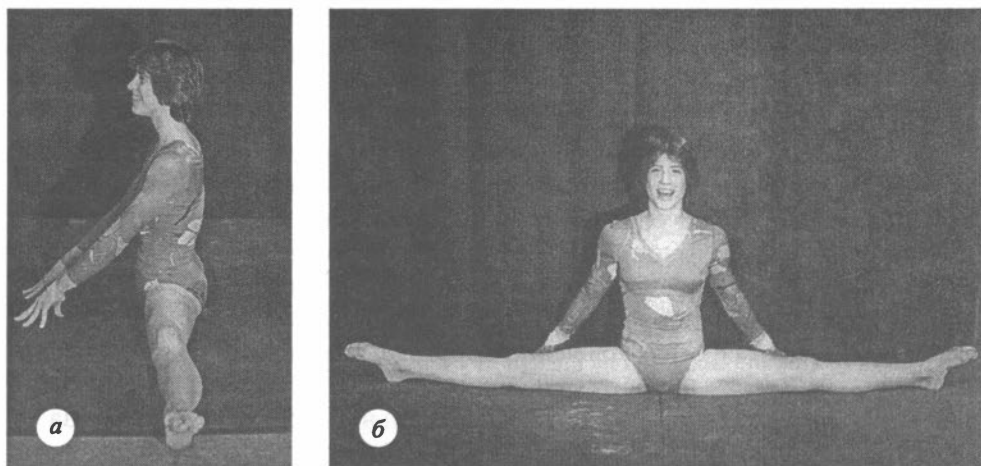


Рис. 17.15. Шпагат: *а* — вид сбоку; *б* — вид спереди (Sands, 1984)

ренной и подвздошно-бедренной связки (см. рис. 17.13) и соприкосновение кости с шейкой бедра на краю вертлужной впадины (рис. 17.14). Позвоночный столб и таз могут также выполнять роль ограничивающих движение факторов, так как позвоночный столб участвует в движениях тазобедренного сустава.

Диапазон отведения можно увеличить. Рассмотрим, например, выполнение шпагата (рис. 17.15). Это упражнение можно выполнить статически на полу или активно в воздухе. В любом случае при выполнении до 180° чистое отведение не имеет места. После определенного момента движение тазобедренного сустава сообщается тазу и затем позвоночнику. Таз приподнимается вперед, тогда как позвоночный столб чрезмерно выпрямляется. Таким образом, тазобедренный сустав принимает положение отведения и сгибания. Это снижает ограничивающее воздействие подвздошно-бедренной связки, поскольку во время сгибания тазобедренного сустава эта связка расслабляется (см. рис. 17.13).

Для увеличения диапазона отведения используют также «выворот». Это связано с двумя причинами. Во-первых, «выворот» включает латеральное вращение тазобедренного сустава, которое приводит к расслаблению седалищно-бедренной связки. Вторая причина еще более существенная. Вот что пишут по этому поводу Чуджой и Манчестер (1967):

«Принцип «выворачивания» основан на анатомической структуре тазобедренных суставов. В нормальном положении движения ног ограничиваются структурой сустава между тазом и бедрами. Когда нога отводится в сторону, шейка бедра соприкасаются с верхним краем вертлужной впадины и дальнейшее движение оказывается невозможным. Однако если ногу вывернуть, большой вертел «уступает» (т.е. отодвигается назад) и верхний край вертлужной впадины встречается с плоской боковой поверхностью бедра-шейки (Kushner и др. 1990). Это «выворачивание» позволяет танцовщице отвести ногу так, что она образует с другой ногой угол 90° (и больше)».

Приведение тазобедренного сустава представляет собой движение нижней конечности к средней линии тела. Это движение осуществляется преимущественно длинной, короткой и большой приводящими мышцами, которым помогают гребенчатая и тонкая мышцы. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью приводящей мышцы, пассивным напряжением отводящих мышц, напряжением подвздошно-большеберцовой и соприкосновением с другой ногой. При согнутом тазобедренном суставе диапазон увеличивается от 0 до 60°. В этом случае движение ограничивается также напряжением отводящих мышц и мышц латеральных вращателей тазобедренного сустава, напряжением подвздошно-бедренной связки и напряжением связки головки бедра.

Внутреннее, или медиальное, вращение (пронация) бедра определяют как направленное вовнутрь вращение бедра в вертлужной впадине по направлению к средней линии. Это движение выполняется напрягателем широкой фасции, большой, малой и средней ягодичными мышцами. При согнутой в коленном суставе ноге диапазон движения составляет 0–45°, а при выпрямленной — несколько меньше. Внутреннее вращение ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением латеральных вращателей бедра и седалищно-бедренной связки при согнутом тазобедренном суставе и подвздошно-бедренной связки — при выпрямленном.

Манн, Бакстер и Латтер (1981) считают, что растягивание бедра путем внутреннего вращения является важным, так как нередко позволяет устранить болевые ощущения в области колен, обусловленные бегом. Например, ограниченное вращение бедра, таза или спины приводит к увеличению момента вращения, действующего на колено, ногу и лодыжку во время бега. Кроме того, при наличии внешней вращательной деформации тазобедренного сустава на колено действует больший вращающий момент по мере увеличения скорости и при попытке внутреннего вращения нижней конечности. Это свидетельствует о важности растягивания внешних вращателей. Внешние вращатели можно растягивать в положении лежа лицом вниз, вытянув туловище и согнув одну ногу в колене. Партнер отводит согнутую в колене ногу от средней линии.

Внешнее, или латеральное, вращение (супинация) бедра осуществляется запирающими мышцами близнецовой и квадратной мышцей бедра, которым помогают грушевидная, большая ягодичная, портняжная и приводящие мышцы. При согнутой в коленном суставе ноге диапазон движения составляет примерно 0–45°. Движение ограничивают сократительная недостаточность, пассивное напряжение медиальных вращателей бедра и напряжение подвздошно-бедренной связки. Внешнее вращение наблюдается во многих йоговских асанах. При согнутом тазобедренном суставе диапазон движения выше, так как подвздошно-бедренная связка «провисает» (Calais-Germain, 1993). Бауман, Сингсон и Хамильтон (1994) высказали предположение, что потеря внешнего вращения бедра у артистов балета может быть результатом тугоподвижных, сильно развитых внешних вращателей, таких, как ягодичные мышцы.

Идеальное — 180° (90° каждой ногой) внешнее вращение, необходимое для профессиональных артистов балета, обычно достигается при

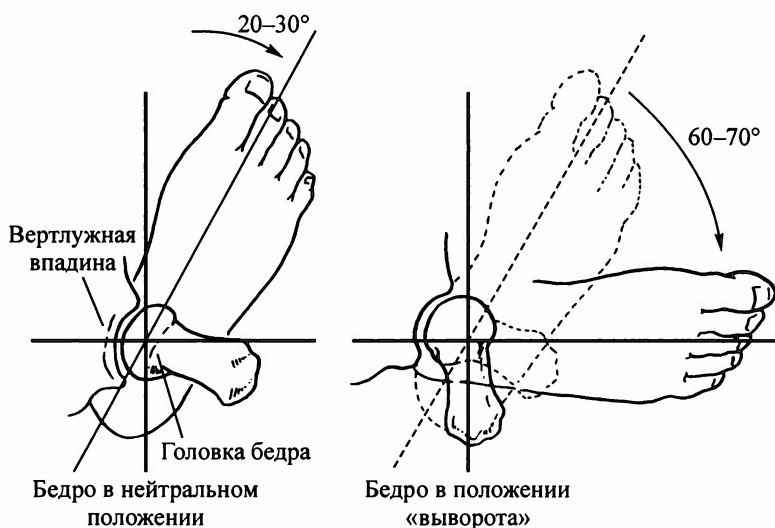


Рис. 17.16. «Выворот» бедра в танцах. В идеальных условиях «выворот» 90° достигается в результате сочетания внешнего вращения тазобедренного, коленного и голеностопного суставов. Теоретически большая часть внешнего вращения ($60-70^\circ$) имеет место в тазобедренном суставе, тогда как остальные $20-30^\circ$ достигаются в результате сочетания наружного наклона ступни, голеностопного и коленного суставов (Hardaker, Erickson and Myers, 1984)

$60-70^\circ$ внешнем вращении от верха колена и $20-30^\circ$ снизу от колена (Hardaker, Erickson, Myers, 1984; рис. 17.16). К сожалению, в результате «выворота» нередко возникает нагрузка на колени и ступни у тех, кто не способен должным образом выполнить латеральное вращение бедра. Такая попытка компенсации приводит к повышенной нагрузке супинирования на коленные суставы и может вызвать растяжение медиальной части колена, а также подвывих надколенной чашечки.

Поскольку «выворот» в тазобедренном суставе определяется главным образом костной структурой и окружающей тазобедренный сустав капсулой и соединительной тканью, возникает вопрос: в какой степени на эту структуру и уровень ее гибкости может влиять тренировка? Как отмечает Гамильтон (1978а), спонтанные изменения в антеверсии быстрее всего протекают в период от рождения и до 8 лет; этот процесс близится к завершению к 10 годам, однако полностью завершается к 16-летнему возрасту. Попытки откорректировать антеверсию после этого возраста оказываются неудачными.

Р Е З Ю М Е

Нижняя конечность и тазовый пояс представляют собой достаточно сложную конструкцию, способную выполнять различные виды движения. Оптимальное функционирование этих структур определяется целым рядом факторов.

АНАТОМИЯ И ГИБКОСТЬ ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА

Позвоночный столб представляет собой действительно уникальную и неповторимую структуру. Он состоит из 33 соединенных между собой костей (Kelly, 1971).

ОБЩАЯ АНАТОМИЯ ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА

Позвоночный столб состоит из серий отдельных костей — 33 позвонков, соединенных друг с другом при помощи межпозвоночных дисков, суставов и связок. Позвонки разделяют на 5 групп: шейные (7), грудные (12), поясничные (5), крестцовые (5) и копчиковые (4).

У взрослого человека крестец — это одна кость, образовавшаяся в результате слияния пяти крестцовых позвонков. В свою очередь, копчик также представляет собой одну кость, образованную вследствие слияния четырех копчиковых позвонков. Поэтому между последними девятью позвонками практически отсутствует подвижность, и они характеризуются достаточно высокой степенью стабильности.

Позвоночник можно представить в виде массивной принимающей и передающей вышки с проволочными оттяжками. «Вышка» сделана из костного позвоночника, дисков и связок. Проволочные оттяжки — это мышцы, которые укрепляют систему и удерживают ее в прямом положении. Основу «вышки» образуют крестец и две тазовые кости, а голова одновременно является и принимающим и передающим устройством.

Важной особенностью позвоночного столба является наличие четырех хорошо различимых

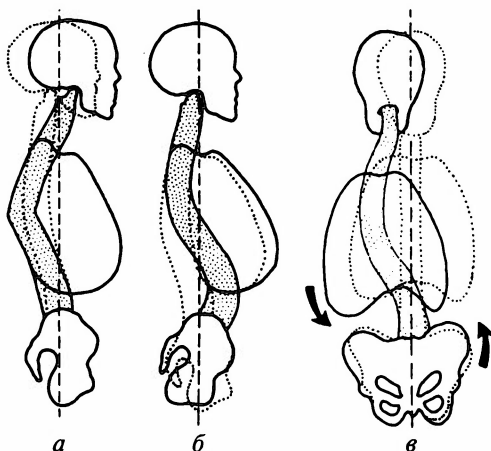


Рис. 18.1. Аномальное искривление позвоночного столба: *а* — кифоз; *б* — лордоз; *в* — сколиоз

кривизн. У новорожденного позвоночник имеет только одну кривизну, проходящую по всей его длине и имеющую форму буквы С, т.е. выпуклую назад. После того как ребенок начинает поднимать головку, происходит формирование шейной кривизны. Эту выпуклую вперед кривую называют шейным лордозом. Позже, когда ребенок начинает стоять и ходить, образуется поясничная кривизна. Ее называют поясничным лордозом.

У некоторых людей могут наблюдаться аномальные искривления позвоночника. Кифоз обычно является следствием чрезмерного сгибания вперед участка грудной клетки (рис. 18.1, а). Другая деформация — лордоз — это чрезмерное разгибание позвоночника; чаще всего он наблюдается в поясничном участке (см. рис. 18.1, б). Аномальное латеральное отклонение позвоночника в сторону называется сколиозом (см. рис. 18.1, в). Сколиоз почти всегда имеет место в области грудной клетки.

ФУНКЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА

Позвоночник выполняет ряд важнейших функций. Главной из них является защита спинного мозга. Кроме того, он поддерживает туловище. Позвоночный столб удерживает тело в прямом положении, обеспечивает прикрепление мышц, служит своеобразным «якорем» для грудной клетки, действует как амортизатор и обеспечивает сочетание силы и гибкости, способствующее максимальной устойчивости при минимальном ограничении подвижности.

ПОЗВОНКИ

Типичный позвонок состоит из двух основных частей: тела позвонка (спереди) и позвонковой дуги (сзади). Если его разобрать, мы увидим, что он имеет несколько соединенных частей (рис. 18.2). Его основу составляет позвонковое тело, являющееся наибольшей частью позвонка. Оно находится спереди и имеет форму цилиндра, ширина которого больше высоты. Позвонковое тело — та часть позвонка, на которую приходится основная масса позвонка. Позвонковая дуга состоит из четырех меньших структур. Двумя из них являются ножки, формирующие опорные стенки. Две другие части — это тонкие пластинки, образующие своеобразную «крышу». От позвонковой дуги отходят три костных отростка. От каждого соединения «ножка-пластинка» ответвляются правый и левый поперечные отростки. Кроме того, на средней линии можно увидеть выступающий назад остистый отросток. Это наиболее задняя часть позвонка. Его кончики можно увидеть при наклоне человека вперед.

Направление и степень движения позвонка определяются ориентацией суставных отростков. В грудном участке суставные поверхности ориентированы почти фронтально, тогда как верхняя и нижняя обращены соответственно назад и вперед, что обеспечивает возможность враще-

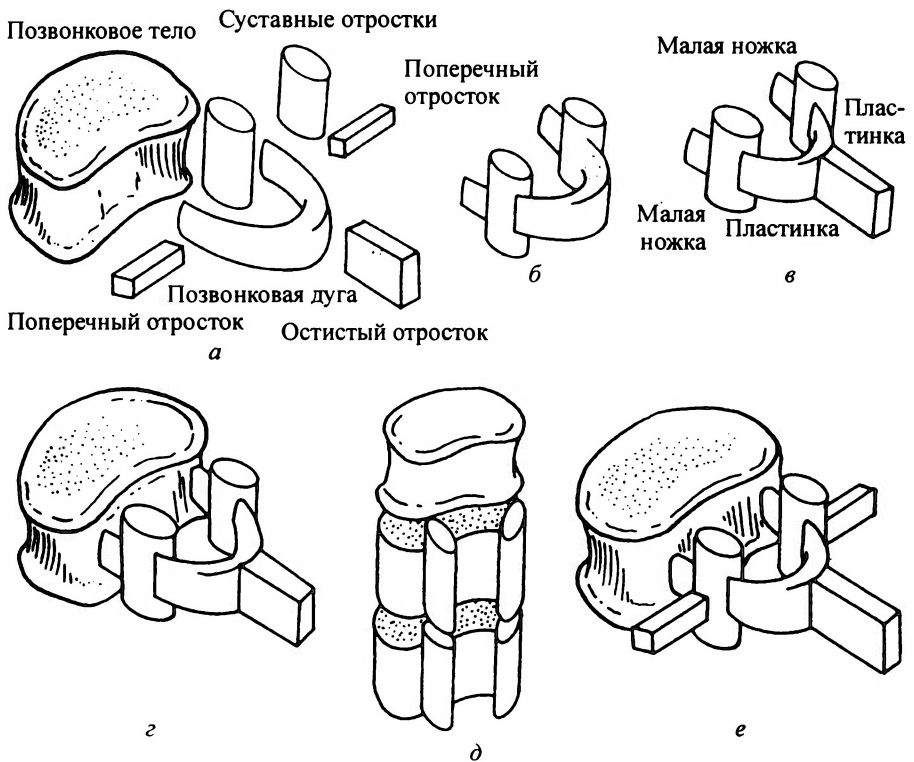


Рис. 18.2. Позвоночные сегменты (Каранджи, 1978)

ния и латерального сгибания. В поясничном отделе ориентация суставных поверхностей направлена в сагиттальной плоскости, верхние суставные поверхности обращены медиально, а нижние — латерально. Такая ориентация обуславливает сгибание, выпрямление и латеральное сгибание.

МЕЖПОЗВОНКОВЫЕ ДИСКИ

Между телами позвонков находится 23 соединяющих их межпозвоноковых диска, в совокупности составляющих примерно 1/4 всей длины позвоночного столба. Они преимущественно выполняют функцию гидравлических амортизаторов и, следовательно, обеспечивают движение между позвонками.

Толщина диска играет исключительно важную роль. Величина движения в любом участке позвоночного столба в значительной степени зависит от соотношения высоты межпозвоноковых дисков и костной части позвоночника. Толщина дисков в каждом отделе позвоночника разная: в поясничном — 9 мм, грудном — 5 мм, шейном — 3 мм. Вместе с тем более важным, чем абсолютная толщина, является отношение толщины диска к высоте тела позвонка. Капанджий (1974) утверждает, что это отношение обуславливает под-

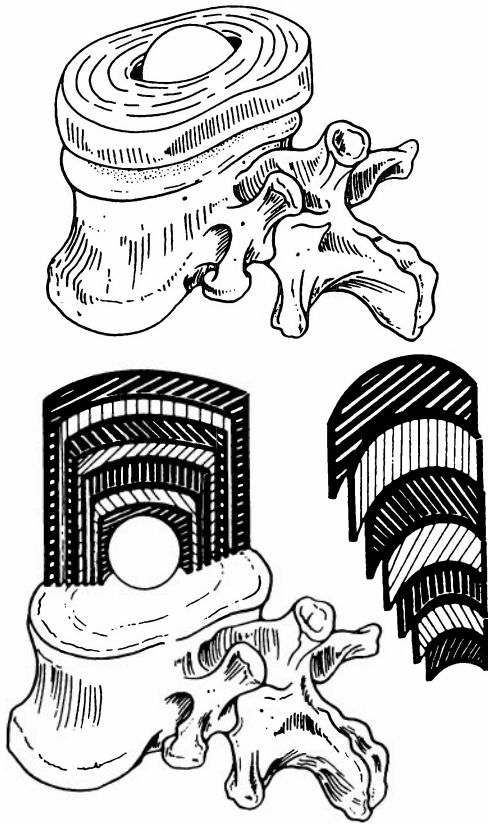


Рис. 18.3. Структура межпозвоночного диска (Kapandji, 1978)

вижность определенного сегмента позвоночного столба: чем выше соотношение, тем больше подвижность. Таким образом, шейный отдел имеет наибольшую подвижность, так как указанное соотношение в нем составляет соответственно 2:5, или 40 %. Менее подвижным является поясничный отдел с соотношением 1:3, или 33 %. Наконец, еще менее подвижным является грудной отдел, соответствующее соотношение в котором 1:5, или 20 %. Таким образом, диски играют важную роль в определении потенциала диапазона движения спины.

Диск состоит из двух частей: студенистого ядра и фиброзного кольца. Жидкостные и эластичные свойства этих частей, действующих совместно, позволяют диску выдерживать большие нагрузки (рис. 18.3).

Студенистое ядро состоит из несжимающегося гелеподобного материала, заключенного в эластичный «контейнер». Его химический состав представлен белками и полисахаридами. Ядро харак-

теризуется мощной гидрофильностью, т.е. притяжением к воде.

Как указывает Пушел (1930), при рождении содержание жидкости в ядре составляет 88 %. Как и все жидкости, она не может уменьшиться в объеме. Более того, ввиду содержания в закрытом «контейнере» к ней может быть применен закон Паскаля: «Любая внешняя сила, действующая на единицу заключенной в сосуде жидкости, передается в таком же количестве каждой единице внутренней части сосуда» (Callief, 1981). Контейнер может под давлением деформироваться. Таким образом, ядро действует как гидравлический амортизатор.

При сгибании позвоночника диск приобретает форму клина, т.е. становится тоньше спереди и утолщается сзади. Такая деформация позволяет позвонкам сблизиться спереди и удалиться друг от друга сзади, тем самым увеличивая кривую сгибания спины. Наоборот, при чрезмерном выпрямлении позвоночника ядро становится тоньше сзади и толще спереди. Такая деформация позволяет позвонкам сблизиться друг с другом сзади и удалиться друг от друга спереди, тем самым увеличивая кривую выпрямления спины. Итак, следовательно, деформация дисков увеличивает подвижность позвоночника.

С возрастом ядро утрачивает свою способность привязывать воду. К 70 годам содержание воды в нем сокращается до 66 %. Причины и последствия этой дегидратации имеют большое значение. Вполне вероятно, дегидратация — естественный процесс старения. Сокращение содержания воды в диске можно объяснить снижением концентрации белка полисахарида, а также постепенной заменой гелеподобного материала ядра волокнистой хрящевой тканью. Результаты исследований Адамса и Муира (1976) показали, что с возрастом происходит даже изменение молекулярного размера протеогликанов в студенистом ядре и фиброзном кольце, а также их содержания, которое, по-видимому, влияет на механические свойства диска. Содержание жидкости снижается. К 20 годам исчезает сосудистое обеспечение дисков. К 30 годам диск питается исключительно благодаря диффузии лимфы через концевые пластинки позвонков. Подобное снижение содержания жидкости объясняет утрату гибкости позвоночника с возрастом, а также нарушение способности у пожилых людей восстанавливать эластичность травмированного диска (Caillief, 1988).

Студенистое ядро выполняет функцию гидравлического амортизатора. В частности, он принимает преимущественно вертикально действующие на тела позвонков силы и распределяет их радиально в горизонтальной плоскости. В результате окружающее его фиброзное кольцо противостоит создаваемому напряжению. Чтобы лучше понять это действие, можно представить ядро в виде подвижного шарнирного соединения (рис. 18.4). Функции студенистого ядра кратко поданы в табл. 18.1.

Фиброзное кольцо состоит приблизительно из 20 концентрических слоев волокон (см. рис. 18.3). Эти эластичные волокна переплетаются таким образом, что один слой оказывается под углом к предыдущему, в результате чего создается впечатление, что они пересекают друг друга под наклоном (т.е. косо). Такая структура обеспечивает контроль движения. Например, под действием сдвигающего усилия косые волокна, идущие в

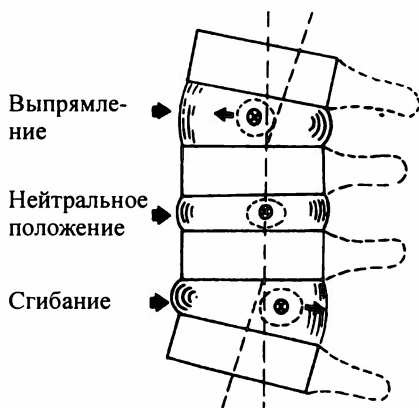


Рис. 18.4. Ось движения при сгибании и выпрямлении в поясничном отделе позвоночника (Fink and Rose, 1977)

Таблица 18.1. Функции студенистого ядра

Действие	Сгибание	Разгибание	Латеральное сгибание
Верхний позвонок приподнимается	Переднее	Заднее	К стороне сгибания
Следовательно, диск выпрямляется	Переднее	Заднее	К стороне сгибания
Следовательно, диск увеличивается	Заднее	Переднее	К стороне, противоположной сгибанию
Следовательно, ядро направляется	Вперед	Назад	К стороне, противоположной сгибанию

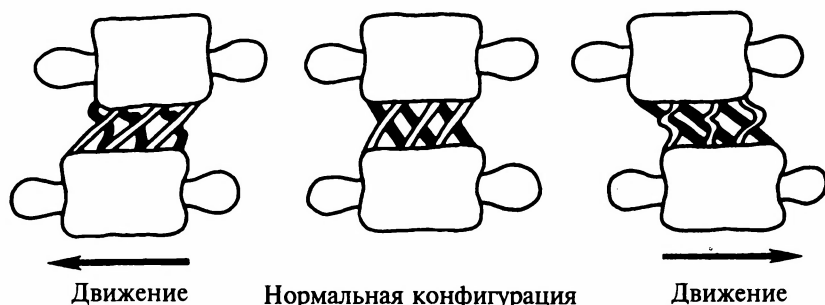


Рис. 18.5. Эластичные волокна фиброзного кольца частично отвечают за контролируемое движение позвоночного столба. При воздействии на позвонок горизонтальной силы косые волокна, идущие в одном направлении, напрягаются (натягиваются), а идущие в другом направлении — расслабляются (Alter, 1988)

одном направлении, напрягаются, тогда как идущие в противоположном направлении — расслабляются (рис. 18.5).

Как отмечалось выше, фиброзное кольцо принимает на себя большую часть усилия, передаваемого из одного тела позвонка другому. Эта функция может показаться странной, так как основная нагрузка на диск осуществляется в виде вертикального сжатия, а фиброзное кольцо в большей степени предназначено для противостояния сдвигающему усилию. Однако, студенистое ядро трансформирует вертикальное усилие в радиальную силу, которую ограничивает эластичная и растягивающая сила волокон.

С возрастом фиброзное кольцо в значительной мере утрачивает свою эластичность и податливость. В молодом возрасте фиброэластичная ткань кольца является преимущественно эластичной. С возрастом или после травмы процент фиброзных элементов увеличивается и диск теряет эластичность. По мере утраты эластичности он становится более восприимчивым к травмам и повреждениям. Кроме того, с увеличением возраста вследствие более ограниченного кровоснабжения дисков они утрачивают свою способность восстанавливать эластичность. Поэтому неудивительно, что различные травмы и повреждения дисков чаще встречаются у людей пожилого возраста (Caillief, 1988).

СВЯЗКИ ПОЗВОНОЧНИКА

Стабильность позвоночника обеспечивают также связочные структуры и другие соединительные ткани (рис. 18.6). Их задача заключается в ограничении или видоизменении движения сустава. Чтобы обеспечить максимальную стабильность, связки должны быть короткими, плотными и прочными; однако для обеспечения максимального диапазона движения они должны быть длинными. В идеале структуры должны обеспечивать оптимальную степень подвижности и стабильности. Следовательно, более предпочтительными являются длинные, плотные и прочные связки, что встречается довольно редко.

Эффективность контролирования связкой чрезмерного движения зависит не только от ее длины и размера, но и от размещения и удаления от оси движения. Иными словами, максимальная нагрузка приходится на связки и структуры, наиболее удаленные от оси движения, и наоборот.

Сгибание и разгибание позвоночника. Поскольку максимальная нагрузка приходится на связки, наиболее удаленные от оси движения структурами, ограничивающими сгибание, являются задняя часть фиброзного кольца, задняя продольная связка, желтая связка, суставная поверхность межпозвоночного сустава, межпоперечные и межостистые связки и надостная связка. Наибольшая нагрузка приходится на последнюю связку. Другими структурами, которые могут в определенной степени ограничивать сгибание, являются мышцы-разгибатели спины и нижняя люмбодорсальная фасция. Последняя представляет собой плотную фасциальную оболочку соединительной ткани, окружающей мышцы-разгибатели спины (Farfan, 1973; Fisk и Rose, 1977). С другой стороны, чрезмерное выпрямление позвоночника ограничивают передняя часть фиброзного кольца и передняя продольная связка, которым в этом помогают мышцы живота и окружающие их соединительнотканые образования.

Латеральное сгибание ограничивают все связочные структуры, латеральные к средней линии. Максимальная нагрузка снова приходится на наиболее удаленные от оси движения структуры. Соответственно квадратная мышца поясницы (соединяющая верхний край таза с нижними ребрами), мышцы-разгибатели спины, косые мышцы живота, три слоя спинопоясничной фасции и капсулярные связки играют наиболее важную роль, тогда как межпоперечные связки выполняют вспомогательные функции.

ОГРАНИЧЕНИЕ ДИАПАЗОНА ДВИЖЕНИЯ В ПОЯСНИЧНОМ ОТДЕЛЕ ПОЗВОНОЧНИКА

Диапазон движения между двумя последовательными позвонками очень невелик. Однако сумма этих движений оказывается значительной, если позвоночный столб рассматривать как одно целое. Диапазон движения различных участков позвоночного столба зависит от множества факторов.

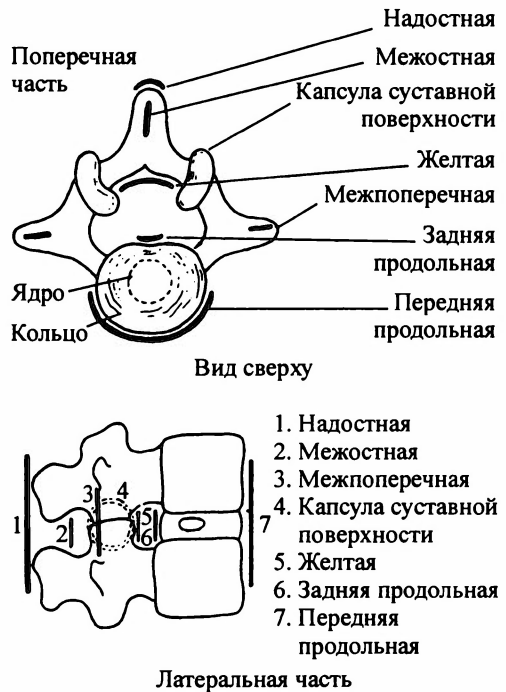


Рис. 18.6. Связки, стабилизирующие позвоночник (Fisk and Rose, 1977)

Сгибание туловища определяют как наклон или перемещение грудной клетки к бедрам. Это движение выполняется преимущественно прямой мышцей живота, которой помогают наружная и внутренняя косая мышцы живота. Когда сгибание туловища происходит в положении стоя, оно осуществляется главным образом за счет силы тяжести и контролируется эксцентрическим сокращением мышц–разгибателей спины. Прямая мышца живота задействуется только для выполнения сгибания туловища при преодолении силы тяжести, например в положении лежа на спине. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью сгибателя туловища, напряжением мышц–разгибателей спины, пассивным напряжением задних структур спины (задней частью фиброзного кольца, задней продольной связкой, желтой связкой, межпоперечными связками, межостистыми связками и супраостистой связкой), костной аппозицией тел позвонков кпереди с поверхностями соседних позвонков, сжатием ventральных частей межпозвонкового фиброхрящевого диска и соприкосновением ребер с животом. Сгибание туловища происходит почти исключительно в поясничном отделе.

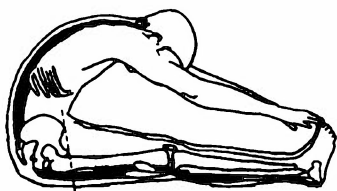
Как отмечают Грин и Хекмен (1994), стандартные методы измерения движения суставов в грудном и поясничном отделах использовать нельзя. С этой целью применяют визуальную оценку, гониометрические измерения, а также инклинометрическую методику.

Разгибание туловища представляет собой возвращение туловища из согнутого положения в нейтральное, или анатомическое. Чрезмерное выпрямление туловища определяют как его дорсальный наклон. Это движение связано с увеличением поясничной кривизны и осуществляется мышцами–разгибателями спины. Диапазон движения ограничивают недостаточная сократительная способность разгибателей, напряжение прямых мышц живота, напряжение передних структур спины (фиброзного кольца и передней продольной связки) и соприкосновение соседних отростков и каудальных суставных краев с пластинками.

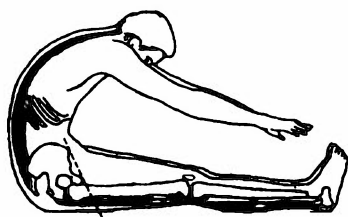
Латеральное сгибание туловища определяют как наклон туловища в сторону. Это движение выполняется наружной и внутренней косыми мышцами живота, которым помогают мышцы–разгибатели спины. Диапазон движения ограничивает сократительная недостаточность этих мышц, напряжение косых мышц живота, напряжение структур спины (фиброзные кольца между позвонками, контралатеральные желтые связки и межпоперечные связки), взаимное «запирание» суставных поверхностей и аппозиция* соседних ребер.

ВЗАИМОСВЯЗЬ МЕЖДУ РАСТЯГИВАНИЕМ МЫШЦ ПОЯСНИЦЫ, ТАЗА И ПОДКОЛЕННЫХ СУХОЖИЛИЙ

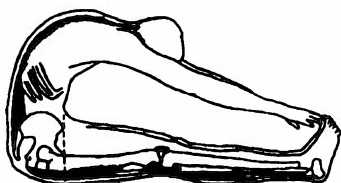
Одним из наиболее часто выполняемых и потенциально опасных упражнений или тестов на определение гибкости мышц заднебедренной группы и поясницы является сгибание тазобедренного сустава при вы-



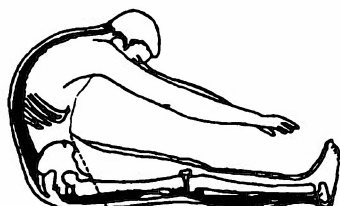
Нормальная длина мышц спины, подколенных сухожилий, камбаловидной и икроножной мышц



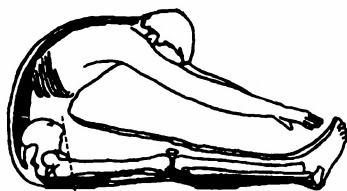
Нормальная длина мышц спины и подколенных сухожилий, короткие икроножная и камбаловидная мышцы



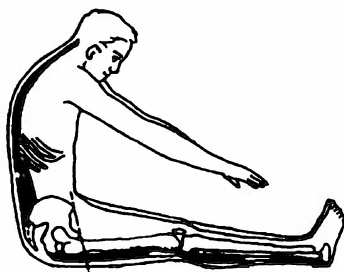
Растянутые мышцы верхней части спины и подколенных сухожилий, несколько укороченные мышцы поясницы, нормальная длина икроножных и камбаловидных мышц



Растянутые мышцы верхней части спины, несколько укороченные мышцы поясницы, короткие подколенные сухожилия, нормальная длина икроножных и камбаловидных мышц



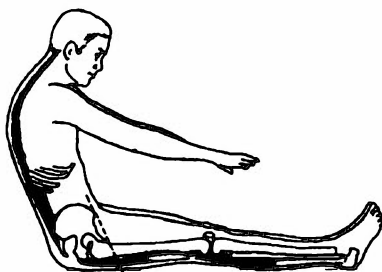
Нормальная длина мышц спины и подколенных сухожилий, короткие икроножные и камбаловидные мышцы



Нормальная длина мышц верхней части спины, подколенных сухожилий и камбаловидных и икроножных мышц, короткие мышцы поясницы



Нормальная длина мышц верхней части спины, контрактура мышц поясницы с параличом мышц конечностей



Нормальная длина мышц верхней части спины, короткие мышцы поясницы, подколенных сухожилий, икроножные и камбаловидные мышцы

Рис. 18.7. Тест наклона вперед для определения длины тыльных мышц (Kendall, Kendall, Wadsworth, 1971)

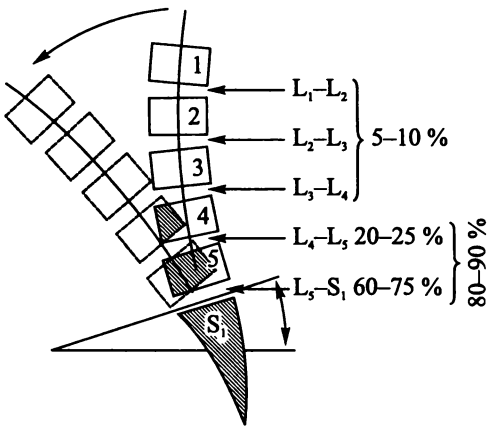


Рис. 18.8. Сегментный участок и степень сгибания в поясничном отделе. Степень сгибания, отмеченная в поясничном отделе позвоночника, указана как процент общего сгибания спины. Основная часть сгибания (75 %) осуществляется в люмбосакральном суставе, 15–20 % — между L_4 и L_5 , оставшиеся 5–10 % распределяются между L_1 и L_4 (Cailliet, 1981)

Если говорить более конкретно, то 5–10 % сгибания происходит между L_1 и L_4 , 20–25 % — между L_4 и L_5 и 60–75 % — между L_5 и S_1 (рис. 18.8). Более того, основное сгибание позвоночника имеет место при его наклоне вперед на 45° . В сущности, сгибание в поясничном отделе ограничивается степенью реверсирования кривой лордоза (Caillief, 1988). Кайет подчеркивает, что если бы человеку пришлось наклониться вперед, чтобы коснуться пальцев ног, не сгибая их ни в коленях, ни в тазобедренном суставе, требовалось бы больше гибкости, чем та, на которую способен поясничный отдел позвоночника. Поэтому, если бы сгибание осуществлялось исключительно благодаря реверсированию кривой поясничного отдела, человек не мог бы наклониться и наполовину того, что он обычно совершает. Таким образом, имеется дополнительная гибкость. Это гибкость тазобедренных суставов.

Считают, что уровень гибкости тазобедренных суставов напрямую зависит от подвижности тазового пояса. Из главы 17 мы помним, что тазобедренный сустав представляет собой шар и впадину, образованные закругленными головками бедренных костей, которые помещены в чашеобразные вертлужные впадины. Следовательно, таз способен вращаться вокруг оси двух латеральных тазобедренных суставов. Таким образом, при сгибании тазобедренного сустава передняя часть таза опускается, а задняя — поднимается. При повторном выпрямлении таз возвращается в исходное положение (рис. 18.9).

Оптимальное и безопасное выполнение упражнений на растягивание требует сочетания адекватного уровня гибкости, силы и механики. Например, при выполнении сгибания в тазобедренном суставе с выпрямленными

прямыми коленями. Это упражнение выполняют в одном из следующих четырех положений: стоя, сидя, лежа на спине или в положении «растягивания барьериста».

Выполняя это упражнение, следует быть очень внимательным при определении нормальной, напряженной и растянутой мышцы. Следует также обратить внимание на то, чтобы растягиванию подвергались лишь нужные мышечные группы. Нередко действительные результаты тестирования гибкости оказываются замаскированными (Kendall, Kendall и Wadsworth, 1971; рис. 18.7). Поэтому требуются дополнительные знания об участвующих структурах.

Большая часть переднего сгибания (если не все) осуществляется в поясничном отделе позвоночника.

в коленных суставах ногами ряд факторов может существенно ограничивать диапазон движения. Чаще всего это тугоподвижность мышц поясницы и задней группы мышц бедра. Вполне понятно, что при тугоподвижных мышцах поясницы сгибание в поясничном отделе позвоночника является ограниченным. Другими потенциально ограничивающими движение факторами могут быть дефекты дисков, связок или костных структур; неправильная кривизна спины, защемление межпозвонковых суставов (рис. 18.10. А–D — правильное физиологическое возвращение в прямое положение из положения полного сгибания с реверсивным пояснично-тазовым ритмом; В₁ — неправильная преждевременная лордотическая кривая, вследствие которой поясничный отдел позвоночника оказывается впереди центра тяжести. При таком положении суставные поверхности сближаются у X, что в сочетании с эксцентрическим ведением позвоночника требует более значительных мышечных сокращений группы разгибателей спины. Может произойти защемление суставных поверхностей), раздражение седалищного нерва (рис. 18.11) и любой мышечный дисбаланс (Cailliet, 1988).

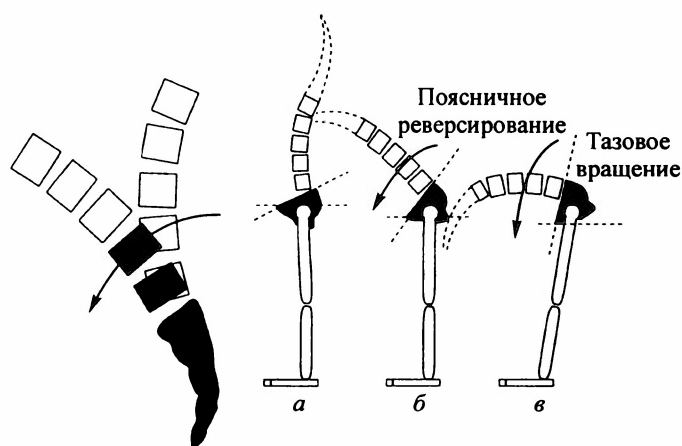


Рис. 18.9. Пояснично-тазовый ритм. При фиксированном положении таза сгибание-разгибание поясничного отдела позвоночника происходит главным образом между сегментами L₅ и S₁ (Cailliet, 1981)

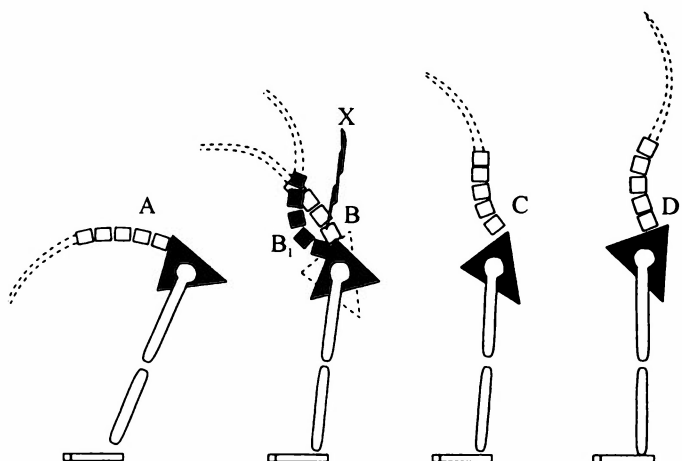


Рис. 18.10. Механизм защемления суставной поверхности (Cailliet, 1981)

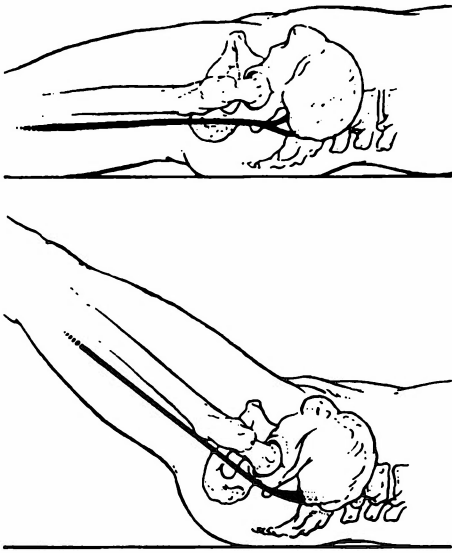


Рис. 18.11. Раздражение седалищного нерва. При выполнении пассивного теста «подъем прямой ноги» растягивается седалищный нерв. При растяжении или раздражении одного или нескольких нервных корешков седалищного нерва может наблюдаться существенное увеличение степени болевых ощущений (American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1985)

лиях и мышцах поясницы, а также нарушающее пояснично-тазовый ритм) и особенно при выполнении упражнений на растягивание баллистического характера. К травме может также привести неправильная механика. Следует подчеркнуть, что механика поясничного отдела позвоночника такова, что любое увеличение нагрузки кпереди от позвоночного столба значительно увеличивает силы, действующие на поясничный отдел позвоноч-

Работая над развитием гибкости, в первую очередь следует обращать внимание на безопасность упражнений. Например, при выполнении касания кончиков пальцев ног из положения стоя не сгибая ноги в коленях тело оказывается восприимчивым к травме и болевым ощущениям. На рис. 18.12 показано, что происходит при чрезмерном растягивании тугоподвижных мышц поясницы и задней группы мышц бедра (*a* — нормальный уровень гибкости с неограниченным пояснично-тазовым ритмом; *б* — тугоподвижные подколенные сухожилия (HS), ограничивающие вращение таза и таким образом вызывающие чрезмерное растягивание мышц поясницы (LB), ведущее к болевым ощущениям (P); *в* — тугоподвижные мышцы поясницы (LB), осуществляющие неполное поясничное реверсирование, обуславливающее чрезмерное растягивание подколенных сухожилий (HS) и вызывающее болевые ощущения (P) в подколенных сухожи-

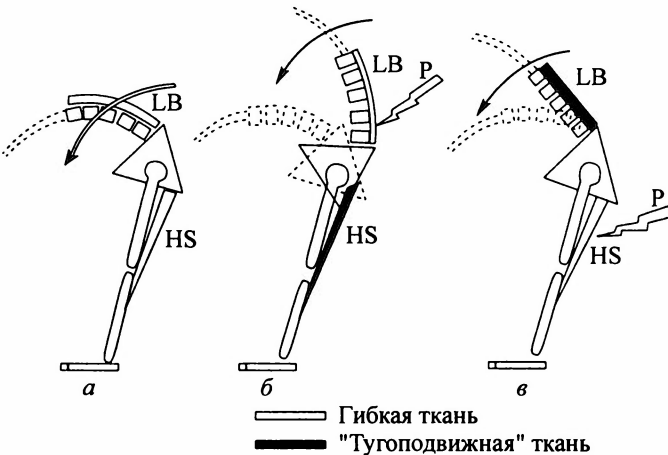


Рис. 18.12. Механизм возникновения болевых ощущений при растягивании тугоподвижных подколенных сухожилий и синдром тугоподвижной поясницы (Cailliet, 1981)

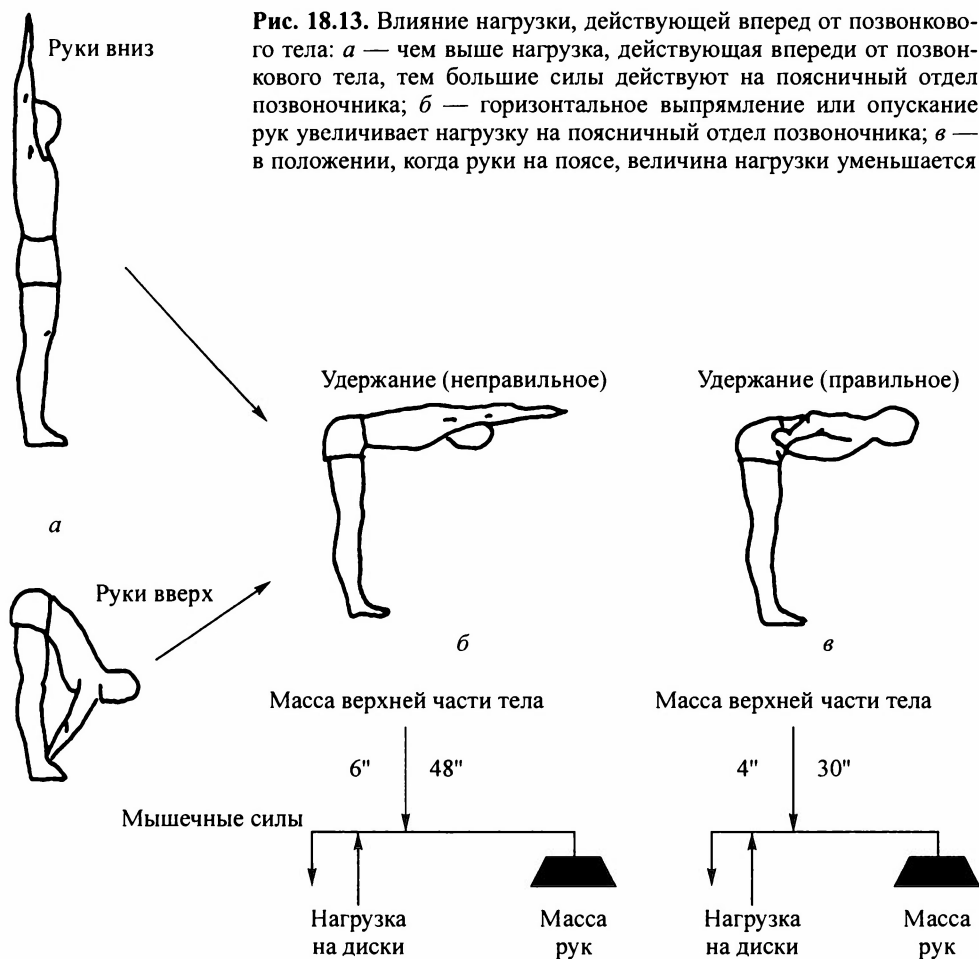


Рис. 18.13. Влияние нагрузки, действующей вперед от позвоночного тела: *а* — чем выше нагрузка, действующая впереди от позвоночного тела, тем большие силы действуют на поясничный отдел позвоночника; *б* — горизонтальное выпрямление или опускание рук увеличивает нагрузку на поясничный отдел позвоночника; *в* — в положении, когда руки на поясе, величина нагрузки уменьшается

ника. Следовательно, при сгибании туловища результирующие силы, действующие на ось, являющуюся нижним поясничным сегментом, очень высокие. Их величина еще больше возрастает, когда руки при выполнении движения расположены горизонтально к полу. Чтобы снизить величину нагрузки на позвоночник, следует расположить руки на поясе, как показано на рис. 18.13 (Segal, 1983; White и Panjabi, 1978).

Шульц с коллегами (1982) установили, что скручивание и латеральное сгибание туловища не приводят к большей нагрузке на позвоночник, чем наклон вперед. В то же время, как отмечает Сигал (1983), если при наклоне в сторону руку поднимают над головой, на мышцы поясницы начинает действовать дополнительная нагрузка. Риск травмы повышается, если латеральное вращение сочетается с чрезмерным вращением или сгибанием либо чрезмерным вращением и выпрямлением (Garn, 1986). Выполнение этого упражнения в баллистическом виде еще больше увеличивает риск травмы.

Другой возможной причиной травмы или болевых ощущений в области поясницы является неправильное повторное выпрямление из сог-

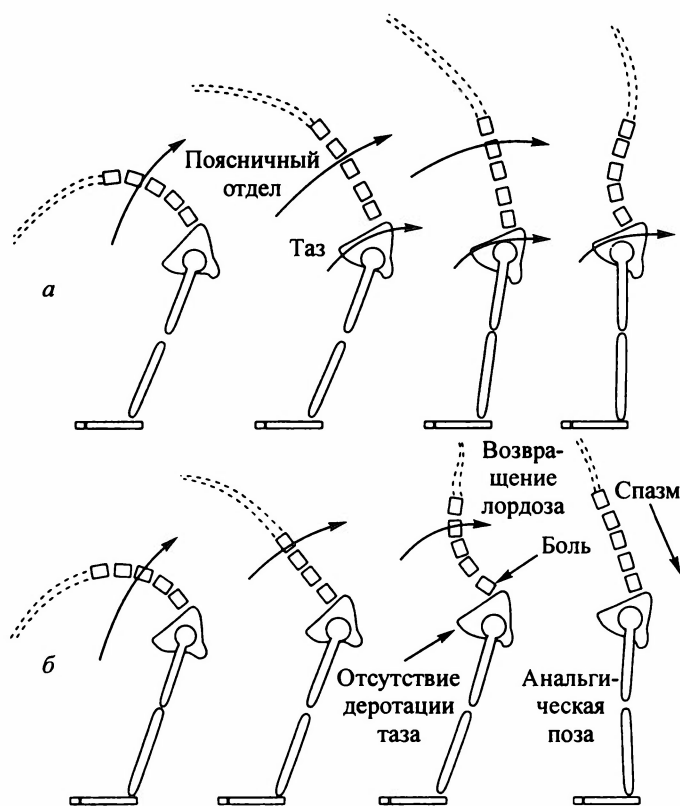


Рис. 18.14. Правильное и неправильное выполнение сгибания и повторного выпрямления: *а* — правильное одновременное восстановление поясничного лордоза с вращением таза; *б* — восстановление тазового лордоза без деротации таза, приводящее к болезненному лордотическому положению, при котором верхняя часть тела оказывается впереди от центра тяжести (Cailliet, 1981)

нутого положения, при котором поясничный лордоз восстанавливается до того, как таз развернется (Cailliet, 1988). При неправильном выполнении повторного выпрямления верхняя часть туловища слишком рано поднимается, вследствие чего поясница образует дугу и кривизна лордоза оказывается перед центром тяжести (рис. 18.14). Таким образом, в этом положении на поясницу действует чрезмерная нагрузка. В связи с этим имеет смысл напомнить, что деротация таза должна произойти до восстановления лордоза во время повторного выпрямления; мышцы-разгибатели спины должны выпрямить позвоночник, а поясница — восстановить лордоз во время последних 45° выпрямления. Однако ввиду короткого рычага, к которому прикреплены мышцы-разгибатели спины, эта часть повторного выпрямления оказывается неэффективной и может даже привести к растяжению этих мышц. При утомлении мышц-разгибателей спины вся нагрузка «падает» на позвоночные связки. Как отмечает Кайет, поясничный отдел позвоночника поддерживается надостной связкой при полном разгибании до последних 45° выпрямления (рис. 18.15, *а*), что не требует мышечного усилия. Мышцы обычно становятся активными на последних 45° (М), когда несущий угол находится вблизи от центра тяжести (CG). На рис. 18.15, *б* — преждевременный поясничный лордоз, при котором неадекватно деротируемый таз вызывает сокращение выпрямляющих мышц (М₁) до достижения последних 45°.

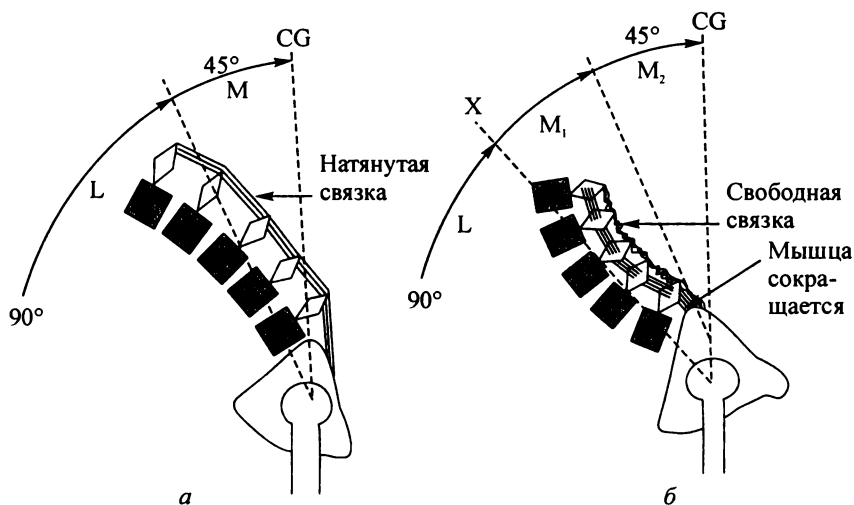


Рис. 18.15. Неправильное повторное выпрямление поясничного отдела позвоночника: *а* — правильное повторное выпрямление; *б* — преждевременный поясничный лордоз (Cailliet, 1981)

Связки провисают, а мышцы форсированно и неэффективно сокращаются, вызывая болевые ощущения

С другой стороны, мышцы-разгибатели спины не являются активными во время полного сгибания туловища. Следовательно, во время сгибания туловища на связки приходится значительная нагрузка, что создает вероятность растяжения или разрыва связок. Когда связки не выдерживают нагрузку, она переходит на суставы, что в конечном счете может обусловить подвывихи.

ШЕЙНЫЕ ПОЗВОНКИ

Скелетный каркас шеи образуют семь шейных позвонков. Наиболее известными являются первый и второй, расположенные под головой, — атлант и осевой позвонок. Они имеют уникальную структуру. Первый непосредственно поддерживает голову и образует костное кольцо. У второго есть небольшой направленный вверх костный выступ, образующий стержень, имеющий вид колышка. При поворачивании головы из стороны в сторону атлант вращается на этом стержне. Таким образом, эта структура во многом определяет направление и степень подвижности головы.

ДВИЖЕНИЯ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА

Шейный отдел способен к сгибанию, выпрямлению, латеральному сгибанию и вращению. Он является наиболее подвижным и характеризуется наибольшей свободой движения всех позвонков, так как толщина дисков относительно высоты позвонкового тела наименьшая (2:5, или 40 %)

(Kapardji, 1974). Более того, поскольку ширина тела позвонка превышает его высоту или глубину, способность сгибания и выпрямления выше, чем латерального сгибания.

Главными детерминантами направления и величины движения являются форма позвонковых тел, а также контуры и ориентация межпозвонковых суставов. Связки, фасции и капсулы также ограничивают движение. При достижении пределов эластичности созданное напряжение обуславливает прекращение движения.

Сгибание шейного отдела определяют как движение головы вперед к груди. При вертикальном положении тела сгибание осуществляется за счет силы тяжести, действующей на голову. В положении лежа на спине голову приподнимают, преодолевая силу тяжести. Основной мышцей, участвующей в сгибании, является грудино-ключично-сосцевидная, которой помогают лестничная передняя прямая мышца головы, длинная мышца головы и длинная мышца шеи. Сгибание шеи ограничивается сократительной недостаточностью грудино-ключично-сосцевидной мышцы, напряжением тыльных структур спины (задней продольной связки, желтой связки, межостистой связки и надостной связки), напряжением задних мышц и фасций шеи, аппозицией передних краев тел позвонков с поверхностями соседних позвонков, сжатием передней части межпозвонкового волокнистого хряща и подведением подбородка к груди.

Наиболее противоречивым и потенциально опасным упражнением для растягивания шейного отдела является, очевидно, «плуг» (см. рис. 15.10). Для лиц, занимающихся гимнастикой, дзюдо, йогой, борьбой, это упражнение, однако, является обязательным. Спортсменам, специализирующимся в других видах спорта, и неспортсменам следует подобрать альтернативное упражнение.

Эффективное растягивание сгибателей шейного отдела с целью увеличить гибкость требует стабилизации лопатки и плечевого пояса. Такое положение легко достигается лежа на спине (упражнение 42). Ключевым моментом растягивания является отрывание головы от пола и подведение подбородка к груди, не отрывая при этом лопатки от пола. Если лопатки отрываются от пола, эффективность растягивания уменьшается.

Выпрямление шейного отдела определяют как возвращение головы из согнутого положения (голова приведена к груди) в выпрямленное. Отведение головы назад с превышением выпрямленного положения называется гипервыпрямлением шейного отдела. Это движение осуществляется рядом мышц тыльной части шеи (верхними пучками трапециевидной мышцы, ременными мышцами головы и шеи, полуостистыми мышцами головы и шеи, прямыми мышцами головы, задними большими и малыми, косыми головы, верхними и нижними и межостистыми мышцами). К разгибателям относится еще ряд мышц, но авторы их не дают, не даем и мы. Диапазон движения ограничивают сократительная недостаточность мышц-разгибателей, пассивное напряжение передней продольной связки, напряжение передних мышц шеи и фасций, сближение остистых отростков, «запирание» задних краев суставных поверхностей, соприкасание го-

ловы с мышечной массой верхней части туловища. Для растягивания этого отдела весьма эффективно упражнение 45.

Латеральное сгибание шейного отдела можно охарактеризовать как наклон головы, при котором левое ухо приближается к левому плечу или правое ухо — к правому плечу. Это движение осуществляется целым рядом мышц (грудино-ключично-сосцевидной, лестничной, ременной шеи и головы, полуостистой шеи и головы, латеральной прямой мышцей головы, задней большой и малой прямыми мышцами головы, нижней и верхней косыми мышцами головы, межпоперечными мышцами и длинными мышцами головы и шеи). Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью этих мышц, пассивным напряжением межпоперечных связок, напряжением шейных мышц и фасций на стороне, противоположной сгибанию, а также защемлением суставных отростков. В табл. 18.2 приводятся факторы, ограничивающие движение в поясничном, грудном и шейном отделах.

Эффективное растягивание латеральной части шейного отдела требует стабилизации плечевого пояса.

Таблица 18.2. Факторы, ограничивающие движения в поясничном, грудном и шейном отделах

Фактор	Поясничный отдел	Грудной отдел	Шейный отдел
Сгибание			
Ориентация суставной поверхности	Сагиттальная плоскость (отсутствие соприкасания или защемления при сгибании)	Фронтальная плоскость (соприкасание или защемление при сгибании)	45° между фронтальной и горизонтальной плоскостью (незначительное скольжение при сгибании)
Отношение толщины дисков к толщине позвонковых тел	Толстые диски (обеспечивают существенное «расклинивание» дисков перед передним соприкасанием тела позвонка)	Тонкие диски (обеспечивают минимальное «расклинивание» дисков перед передним соприкасанием позвонкового тела)	Среднее соотношение (средняя степень «расклинивания» дисков перед передним соприкасанием позвонкового тела)
Грудная клетка	—	Контакт 12-го ребра с животом и грудиной	—
Напряжение соединительных тканей	Все задние связки, задние капсулы суставных поверхностей	Все задние связки, задние капсулы суставных поверхностей	Все задние связки, задние капсулы суставных поверхностей
Мышечное напряжение	Мышцы–разгибатели спины (мышца, выпрямляющая позвоночник и группа поперечно-остистых мышц)	Мышцы–разгибатели спины	Мышцы–разгибатели шеи (мышца, выпрямляющая позвоночник, поперечно-остистые и группа подзатылочных мышц)

Фактор	Поясничный отдел	Грудной отдел	Шейный отдел
Разгибание			
Ориентация суставной поверхности	Сагиттальная плоскость (отсутствие контакта или защемления при чрезмерном выпрямлении)	Фронтальная плоскость (контакт или защемление при чрезмерном выпрямлении)	45° между фронтальной и горизонтальной плоскостью (незначительное скольжение при чрезмерном выпрямлении)
Длина остистого отростка	Короткий отросток выступает назад (обеспечивает значительное чрезмерное выпрямление до защемления)	Длинный отросток выступает вниз (чрезмерное выпрямление невозможно)	Средний отросток выступает почти назад (обеспечивает среднюю степень чрезмерного выпрямления до защемления)
Отношение толщины дисков к толщине позвонковых тел	Толстые диски (обеспечивают существенное «расклинивание» перед задним контактом тел позвонков)	Тонкие диски (обеспечивают минимальное «расклинивание» перед задним контактом тел позвонков)	Среднее соотношение (средняя степень «расклинивания» дисков перед задним контактом тел позвонков)
Грудная клетка	—	Прикрепление ребер к груди	—
Напряжение соединительных тканей	Передняя продольная связка, передние капсулы суставной поверхности	Передняя продольная связка, передние капсулы суставной поверхности	Передняя продольная связка, передние капсулы суставной поверхности
Мышечное напряжение	Мышцы-сгибатели туловища (прямая мышца живота)	Мышцы-сгибатели туловища (прямая мышца живота)	Мышцы-сгибатели шеи (много)
Латеральное сгибание (наклоны в сторону)			
Ориентация суставной поверхности	Сагиттальная плоскость (контакт или защемление при латеральном сгибании)	Фронтальная плоскость (отсутствие контакта или защемления при латеральном сгибании)	45° между фронтальной и горизонтальной плоскостью (незначительное скольжение при латеральном сгибании)
Отношение толщины дисков к толщине тела позвонка	Толстые диски (обеспечивают значительное «расклинивание» перед латеральным контактом тела позвонка)	Тонкие диски (обеспечивают минимальное «расклинивание» перед латеральным контактом тела позвонка)	Среднее соотношение (средняя степень «расклинивания» до латерального контакта тела позвонка)

Фактор	Поясничный отдел	Грудной отдел	Шейный отдел
Грудная клетка	—	Контакт между соседними ребрами на укороченной стороне туловища	—
Напряжение соединительных тканей	Межпоперечные связки, латеральные капсулы суставных поверхностей	Межпоперечные связки, латеральные капсулы суставных поверхностей и реберно-позвонковые связки	Межпоперечные связки, латеральные капсулы суставных поверхностей
Мышечное напряжение	Межпоперечные мышцы–разгибатели спины, квадратная мышца поясницы, косая мышца живота на удлинённой стороне тела	Мышцы–разгибатели позвоночника, межреберные мышцы на удлинённой стороне тела	Латеральные мышцы шеи (много) на удлинённой стороне тела
		Вращение	
Ориентация суставной поверхности	Сагиттальная плоскость (контакт или защемление при вращении)	Фронтальная плоскость (контакт или защемление при вращении)	45° между фронтальной и горизонтальной плоскостью (отсутствие контакта или защемления при вращении)
Грудная клетка	—	Прикрепление ребер к позвоночнику и груди ограничивает относительное движение между соседними ребрами	—
Напряжение соединительных тканей	Все связки спины в той или иной мере и капсулы суставных поверхностей	Все связки спины в той или иной мере и капсулы суставных поверхностей	Все связки спины в той или иной мере и капсулы суставных поверхностей
Мышечное напряжение	Группа косых разгибателей спины / группа поперечно-остистых мышц (многораздельные, полуостистые, мышцы-вращатели)	Группа косых разгибателей спины / группа поперечно-остистых мышц (многораздельные, полуостистые, мышцы-вращатели)	Мышцы–вращатели шеи (спереди: грудино-ключично-сосцевидная; сзади: ременная, нижняя и верхняя косая мышца головы)

Вращение шеи можно описать как повороты головы и шеи, при которых взгляд направлен через одно плечо. Большая часть вращения осуществляется в атлантаосевом суставе, т.е. между позвонками С₁ и С₂. Вращение головы и шеи осуществляется целым рядом мышц: грудино-ключично-сосцевидной, полуостистыми мышцами головы и шеи, верхней косой

мышцей головы, ременной мышцей головы и шеи, нижней косой мышцей головы, большой задней прямой мышцей головы и латеральной прямой мышцей головы. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью этих мышц, пассивным напряжением связок (в частности, связок между C_2 и черепом), напряжением противоположных мышц шеи и заземлением суставных отростков (см. табл. 18.2).

Р Е З Ю М Е

Позвоночный столб состоит из серий отдельных костей — позвонков, соединенных друг с другом связками и хрящевыми дисками. В совокупности все эти компоненты образуют структурную и функциональную единицу, способную выполнять множество функций. Оптимальную эффективность позвоночного столба может нарушать процесс старения, заболевания, травмы и стирание. Целенаправленные упражнения на растягивание позволяют сохранить и увеличить диапазон движения позвоночного столба.

АНАТОМИЯ И ГИБКОСТЬ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

Мы будем рассматривать верхнюю конечность как комплекс морфологических образований, состоящий из плечевого пояса, плечевого сустава, плеча, локтевого сустава, предплечья, лучезапястного сустава и кисти.

ПЛЕЧЕВОЙ ПОЯС И СВОБОДНАЯ ВЕРХНЯЯ КОНЕЧНОСТЬ

Плечевой пояс — это ключица, лопатки и их соединения. Свободная верхняя конечность состоит из костей плеча, предплечья, кисти и их соединений (рис. 19.1).

Общая анатомия плечевого пояса. Кости плечевого пояса участвуют в образовании трех основных его суставов: плечевого, грудино-ключичного и акромиально-ключичного плюс субдельтовидный и лопаточно-грудинный, хотя последние два не являются анатомическими суставами. Тем не менее без помощи этих суставов движения верхней конечности были бы значительно ограничены. Таким образом, движение плечевого пояса осуществляют три основных сустава: плечевой, грудино-ключичный и акромиально-ключичный. Каждому из них посвящен отдельный раздел. Мы также рассмотрим и лопаточно-грудинное соединение, которое не содержит всех компонентов сустава, однако играет очень важную роль в осуществлении движений плечевого пояса.



Рис. 19.1. Суставы плечевого пояса
(Cailliet, 1966)

Плечевой сустав

Плечевой сустав образуется головкой плечевой кости и суставной впадиной лопатки. Сустав простой, мало конгруэнтный, шаровидной формы. Подобная структура характерна для наиболее подвижных и неустойчивых

суставов в теле человека. Недостаточная устойчивость обусловлена главным образом слабой костной архитектурой (суставная поверхность головки значительно больше суставной впадины лопатки). Устойчивость или стабильность сустава обеспечивает окружающая сустав мускулатура. Второй линией поддержки являются капсулярно-связочные комплексы. К ним относятся суставная (гленоидальная) губа, увеличивающая глубину суставной впадины, фиброзная капсула, а также плечевая, клювовидно-плечевая и поперечная плечевая связка.

Грудино-ключичный сустав

Грудино-ключичный сустав является седловидным суставом, образованным сочленением медиального конца ключицы с первым ребром и рукояткой грудины. Он характеризуется низкой стабильностью, однако является достаточно прочным благодаря своим связкам и внутрисуставному хрящу-дису, конвергирующему суставные поверхности костей, образующих сустав.

Акромиально-ключичный сустав

Акромиально-ключичное сочленение находится между акромиальным концом ключицы и медиальной границей акромиона лопатки. Его стабильность обусловлена скорее связочными соединениями, чем костной архитектурой. Тем не менее этот сустав является слабым и поэтому легко смещается (Kelley, 1971). Кроме того, он восприимчив к дегенеративным изменениям, которые могут привести к функциональным нарушениям.

Лопаточно-грудной сустав

Лопаточно-грудной сустав не является настоящим суставом. Он расположен на лопатке на тыльной поверхности грудной клетки. Он считается важнейшим суставом комплекса «плечо–рука», хотя и не может функционировать без плечевого и субдельтовидного, которые с ним функционально связаны (Karandji, 1982).

Описание движения плеча. Движения ключицы, происходящие в грудино-ключичном и акромиально-ключичном суставе, всегда связаны с движениями лопатки, которые, в свою очередь, сопровождаются движением плечевой кости и ключицы. Движениями лопатки являются поднятие, опускание, вращение вверх и вниз, протракция и ретракция. Движения плеча в плечевом суставе всегда связаны с движениями лопатки и упомянутых выше суставов плечевого пояса. Движения плечевого сустава лучше всего описывать в связи с движением плеча (а с ним всей свободной верхней конечности) по отношению к туловищу.

Отведение руки

Отведение в плечевом суставе определяют как движение руки вверх в поперечной (или фронтальной) плоскости из анатомического положения, т.е. поднимание руки в сторону (Greene и Neckman, 1994). Диапазон отведения в плечевом суставе зависит от типа движения и вращения плечевой кости. Ограничение активного отведения составляет приблизительно 90° (до уровня горизонта). Оно обусловлено тем, что большая бугристость плечевой кости давит на акромиальный отросток и на свод плеча (ключовидно-акромиальную связку). Другой причиной является отсутствие механического преимущества дельтовидной мышцы.

Пассивное отведение ограничено 120° (рис. 19.2). Чтобы участок большей бугристости прошел под ключовидно-акромиальным сводом во время отведения руки, необходимо одновременное опускание и внешнее

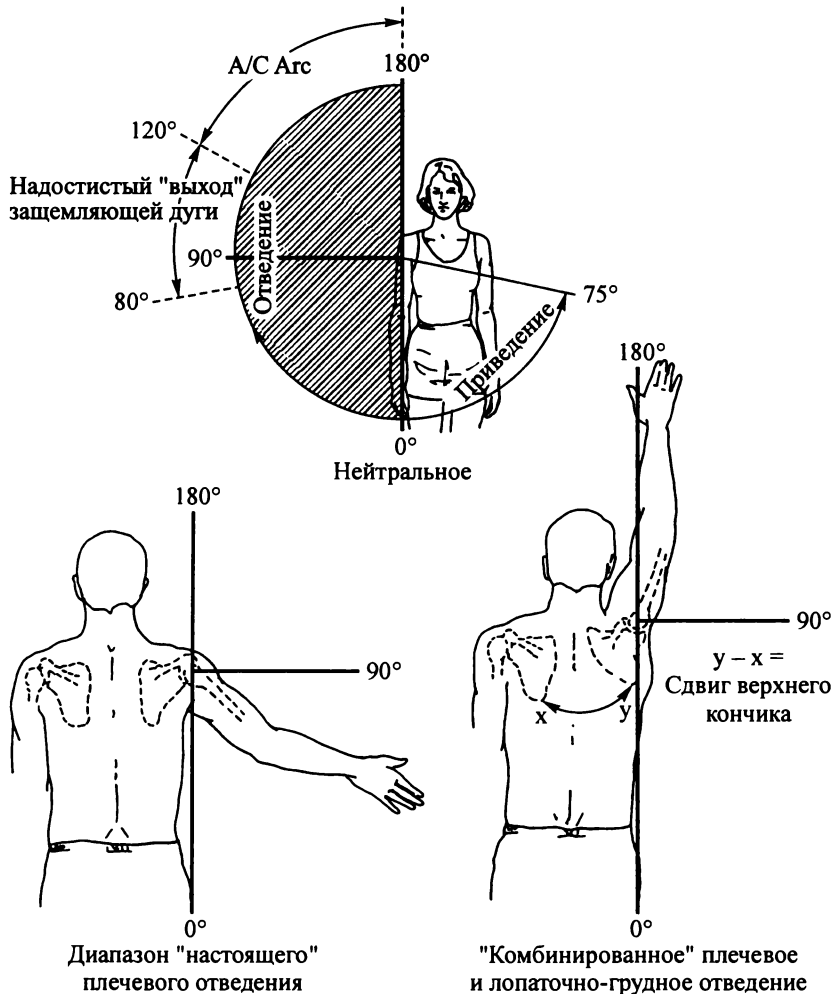


Рис. 19.2. Плечевое и лопаточно-грудное движение (American Orthopaedic Association, 1972)



Рис. 19.3. Плечевое движение отведения руки. Показана несовместимость суставной поверхности головки плечевой кости и поверхности суставной впадины: *а* — большая бугристость плечевой кости защемляет клювовидно-акромиальную связку, если вращение не сопровождается опусканием плечевой кости; *б* — одновременное опускание и вращение в скользящем (плавном) движении обуславливает прохождение участка большей бугристости под указанной выше связкой во время отведения руки (Cailliet, 1981)

вращение плечевой кости (рис. 19.3 и 19.4). Таким образом, когда рука поднята над головой (отведение 180°), только $2/3$ (120°) этого движения происходит в плечевом суставе. Если плечевая кость удерживается в положении внутреннего вращения, степень ее отведения не превысит 60° , вследствие более раннего защемления. Эта часть представляет собой настоящее плечевое движение в отличие от лопаточно-грудного движения (Американская ассоциация ортопедии, 1985). Остальные 60° движения руки достигаются в результате вращения вверх в лопаточно-грудном суставе (поворот лопатки вокруг ее самостоятельной оси).

Плавное, интегрированное движение плечевой кости, лопатки и ключицы получило название плечевого ритма. Сложное взаимодействие всех сочленений этих костей приводит в конечном итоге к координированному движению плеча. Во время исходной фазы отведения (т.е. 30°) движение является, главным образом, «плечевым», и вклад со стороны лопатки очень незначительный. Лопатка может либо оставаться неподвижной, либо двигаться латерально или медиально, или же колебаться, стараясь добиться устойчивости. По мере продолжения отведения соотношение лопаточного движения к плечевому остается постоянным: 1° лопаточного движения на каждые 2° плечевого движения (рис. 19.5). Таким образом, из каждых 15° отведения плечевой кости, 10° осуществляется в плечевом суставе и 5° в результате вращения лопатки в лопаточно-грудном суставе. Следовательно, фиксация любого из этих сочленений в результате травмы или заболевания приводит к соответствующему ограничению амплитуды движения (Turek, 1984). Мышцами, которые в первую очередь отвечают за осуществление начальной фазы, являются дельтовидная и надостная. Диапазон движения в плечевом суставе ограничивают сократительная недостаточность отводящей мышцы, «защемление» плеча вследствие соприкоснове-

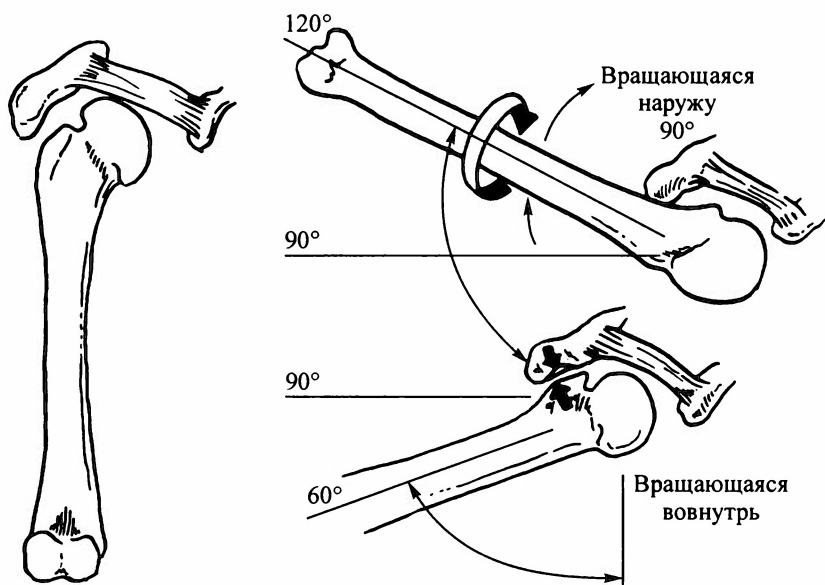


Рис. 19.4. Влияние вращения плечевой кости на диапазон отведения плечевого сустава: *a* — активное отведение возможно до 90° , дополнительные 30° можно получить пассивно, при вращении плечевой кости наружу по дуге приблизительно 90° . Такой диапазон отведения (120°) возможен потому, что в результате вращения участок повышенной бугристости проходит сзади акромиона; *б* — при внутреннем вращении руки участок повышенной бугристости давит на клювовидно-акромиальную дугу и блокирует отведение в положении 60° (Cailliet, 1981)

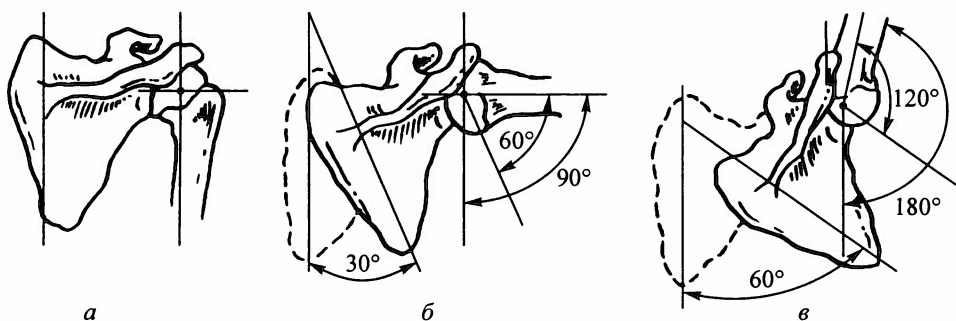


Рис. 19.5. Лопаточно-плечевой ритм: *a* — лопатка и плечевая кость в состоянии покоя, лопатка расслаблена, а рука зависима, обе под углом 0° . Отведение руки осуществляется в результате координированного движения, во время которого на каждые 15° отведения руки приходится 10° движения в плечевом суставе и 5° — в результате вращения лопатки на грудной клетке; *б* — плечевая кость отведена на 90° относительно прямого туловища, это движение состоит из 30° вращения лопатки и 60° отведения плечевой кости в плечевом суставе (т.е. соотношение 2:1); *в* — полный подъем руки: 60° в лопатке и 120° в плечевом суставе (Cailliet, 1966)

ния участка большей бугристости с верхней границей суставной ямки или акромиона, пассивное напряжение приводящей мышцы плеча и внутренних вращателей, пассивное напряжение нижней части суставной капсулы плеча и напряжение связок плеча.

Другим неотъемлемым компонентом отведения плечевой кости является ключично-плечевой механизм. В первые 90° отведения плечевой кости ключица движется в грудино-ключичном суставе, при этом дистальный конец приподнимается на 4° при каждых 10° отведения руки. Следовательно, при 90° движения руки ключица поднимается приблизительно на 36° в грудино-ключичном суставе. Движение в акромиально-ключичном суставе происходит как в начале (30°), так и в конце ($135-180^\circ$) поднимания руки. Это движение состоит из направленного вверх махового движения лопатки на дистальный конец ключицы. Без коленчатоподобного действия, обусловленного ключицей, осуществить полное отведение руки на 180° было бы невозможно (рис. 19.6). На рис. 19.7 показано дополнительное движение «плечевого ритма». Фаза I — рука в покое: 0° вращения лопатки, 0° спиноклавикулярный угол (угол, образованный ключицей и лопаточным отделом позвоночника), 0° движения в грудино-ключичном суставе, внешний конец ключицы не поднимается, плечевая кость не отводится. Фаза II — плечевая кость приведена на 30° : внешний конец ключицы поднят на $12-15^\circ$, ключица не повернута; подъем наблюдается в грудино-ключичном суставе; некоторое движение имеет место в акромиально-ключичном суставе, о чем свидетельствует увеличение спиноклавикулярного угла на 10° . Фаза III — плечевая кость отведена на 90° (60° плечевое и 30° — лопаточное), ключица поднялась в заключительное положение, вращение ключицы отсутствует, все движение происходит в грудино-ключичном суставе. Фаза IV — полный подъем над головой (плечевой сустав 180° , плечевая кость 120° , вращение лопатки 60°): внешний конец ключицы больше не поднялся (в грудино-ключичном суставе), однако спиноклавикулярный угол увеличился на 20° . Ключица вследствие своего вращения и формы дополнительно поднялась на 30° . Во время этой фазы произошло вращение плечевой кости, которое, однако, не повлияло на величину движения.

Диапазон отведения во вторую фазу движения руки составляет $90-150^\circ$. Эта фаза может быть осуществлена только с участием плечевого

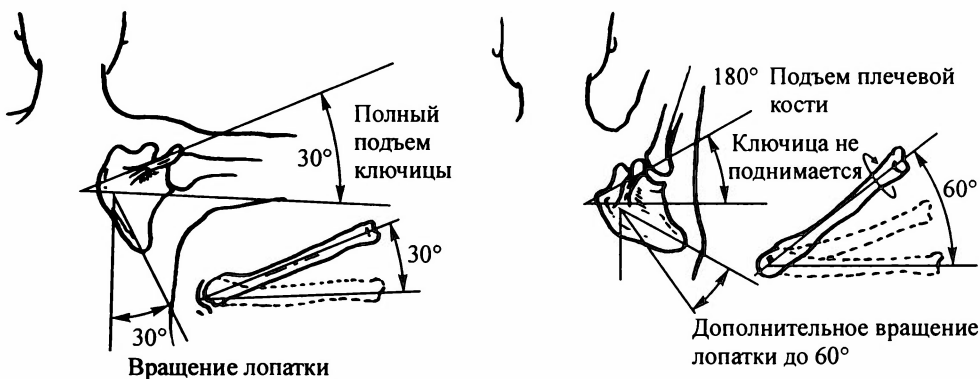


Рис. 19.6. Подъем лопатки в результате вращения ключицы. На верхнем рисунке показан подъем ключицы без вращения на 30° . Оставшиеся 30° вращения лопатки, необходимые для полного диапазона движения в плечевом суставе, осуществляются в результате вращения ключицы вокруг своей длинной оси (Cailliet, 1966)

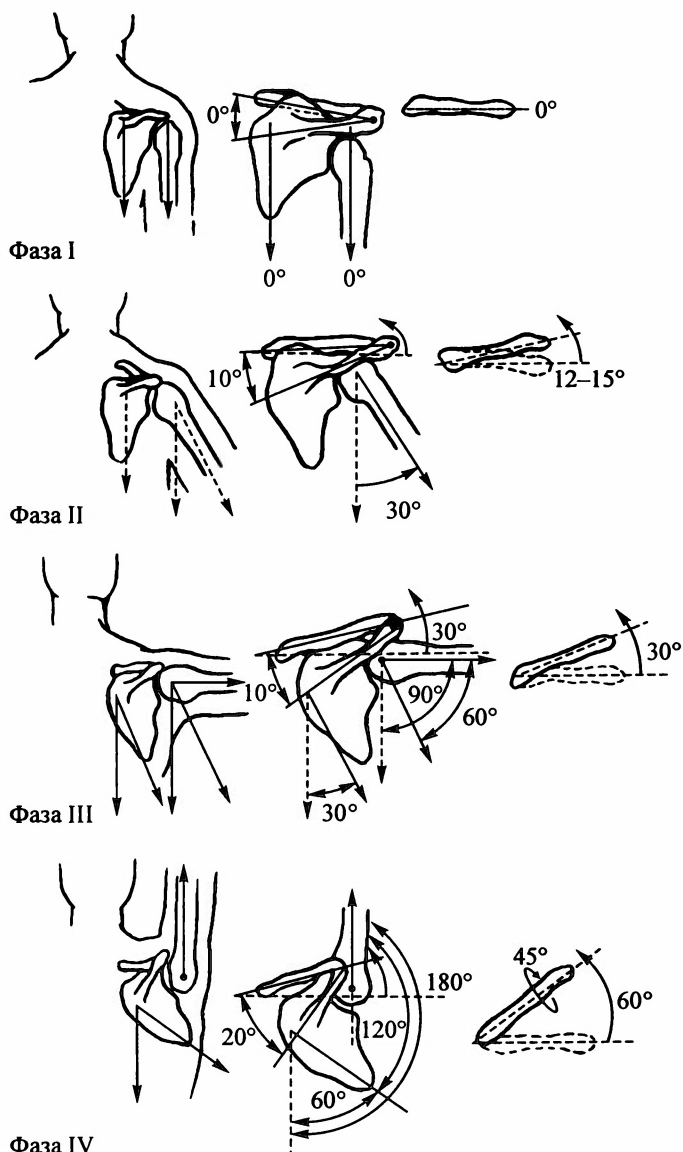


Рис. 19.7. Дополнительное движение «плечевого ритма» (Cailliet, 1966)

Фаза IV

пояса. Отвечающими за осуществление этого движения мышцами являются трапецевидная и передняя зубчатая мышцы. Диапазон движения ограничивает сократительная недостаточность мышц, участвующих в отведении плеча, вращении лопатки, поднимающих лопатку, избыточное напряжение мышц приводящих плечо, опускающих и вращающих лопатку, а также пассивное напряжение средней и нижней полосы плечевой связки. Диапазон отведения руки в третью фазу составляет 150–180°. Для достижения рукой вертикального положения требуется движение позвоночного столба. В конце отведения все отводящие мышцы находятся в состоянии сокращения. Ограничивающими факторами являются те же, что и во второй фазе.

Приведение руки

Приведение плечевого сустава можно определить как возвращение плечевой кости из отведенного положения в свое естественное свисающее положение (т.е. движение руки по направлению к средней линии тела) или дальше. Приведение осуществляется преимущественно при действии по равнодействующей широчайшей мышцей спины и большей грудной мышцей. Движение оказывается ограниченным при соприкосновении плечевой кости с туловищем.

Сгибание руки

Сгибание руки, нередко называемое подниманием, представляет собой направленное вверх движение руки вокруг фронтальной оси плечевого сустава к передней части тела. Собственно сгибание в плечевом суставе колеблется от 0 до 90° и может достигать 180°. В целях анализа мы разделим движение на три фазы. Диапазон движения в первой фазе составляет 0–60°. Движение осуществляется в основном передними волокнами дельтовидной мышцы, клювовидно-плечевой и ключичными волокнами большой грудной мышцы. Диапазон движения ограничивается их сократительной недостаточностью, напряжением клювовидно-плечевой связки и передней суставной капсулой, а также напряжением большой и малой круглых мышц и подостными мышцами.

Вторая фаза сгибания руки протекает с 60 до 120°. В этот момент в игру вступает «плечевой ритм». Соотношение движения в лопаточно-грудном и плечевом суставах является постоянным — 1° лопаточного движения на каждые 2° плечевого движения. Таким образом, каждые 15° движения плечевой кости состоят из 5° лопаточно-грудного и 10° плечевого движения. Другими мышцами, способствующими движению, являются трапецевидная и подостные мышцы. Движение ограничивается сократительной недостаточностью мышц-сгибателей и напряжением широчайшей мышцы спины и передней зубчатой мышцы.

Во время заключительной фазы плечевая кость движется от 120 до 180° сгибания. Когда сгибание ограничивается в плечевом и лопаточно-грудном суставах, возникает потребность в движении позвоночного столба, которое достигается вследствие усиления поясничного лордоза (Karandji, 1982). Мышцы, отвечающие за осуществление движения, и факторы, ограничивающие диапазон движения, те же, что и в предыдущих двух фазах. Чтобы достичь полного движения на 180°, плечевая кость перемещается на 120° в плечевом суставе, а лопатка — вверх и вперед на 60° в лопаточно-грудном суставе. 60° лопаточного движения были бы невозможными без 40 и 20° поднимания ключицы в грудино-ключичном и акромиально-ключичном суставах соответственно.

Разгибание руки

Разгибание плечевого сустава представляет собой возвращение руки из согнутого или поднятого положения в анатомическое (рука сбоку). Чрезмерное выпрямление плечевого сустава представляет собой заднее движение плечевой кости в сагиттальной плоскости тела (т.е. поднятие руки назад за бедро). Грин и Хекмен (1994) из Американской академии хирургов-ортопедов считают, что чрезмерное разгибание относится только к нетипичному или асимметричному движению, такому, как движение в коленном или локтевом суставе. Они отмечают, что разгибание плеча иногда называют задним подниманием. Для обеспечения максимального заднего поднимания, достигающего 60° , необходимо внутреннее вращение (Growth и др., 1990). Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц-сгибателей плеча, напряжением клювовидно-плечевой связки и соприкосновением участка повышенной бугристости плечевой кости с тыльной частью акромиона.

Внутреннее, или медиальное, вращение руки

Внутреннее, или медиальное, вращение плечевого сустава (пронация) можно измерить при помощи трех различных методов: вращения руки в сторону, вращения руки при 90° отведения и вращении руки при выпрямлении назад. Внутреннее вращение осуществляют подлопаточная, большая грудная, широчайшая мышца спины и большая круглая мышца, которым помогают передние пучки дельтовидной мышцы. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением верхней части капсулярной связки и напряжением внешних вращателей.

Внешнее, или латеральное, вращение руки

Для измерения внешнего, или латерального, вращения плечевого сустава (супинация) используют два метода. В первом руки находятся по бокам (нейтральное положение), локоть согнут под углом 90° , а предплечье параллельно сагиттальной плоскости тела. Во втором измерение осуществляется из нулевого исходного положения, рука приведена на 90° и расположена в плоскости лопатки, согнута в локте под углом 90° , а предплечье параллельно полу. Кронберг, Бростром и Содерлунд (1990) обнаружили, что больший угол ретроверсии плечевой головки ассоциируется с увеличенным диапазоном внешнего вращения. Они также установили, что средний угол ретроверсии на доминирующей стороне равен 33° , а на другой — 29° . Таким образом, доминирующая сторона характеризуется увеличенным диапазоном внешнего вращения. Внешнее вращение плечевой кости осуществляется малой круглой мышцей, надостной и подостной мышцами. Это движение ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением верхней части капсулярной и клювовидно-плечевой связки и напряжением внутренних вращателей.

Горизонтальное отведение руки

Горизонтальное отведение руки можно определить как латеральное и направленное назад движение плечевой кости, которая поднимается в горизонтальное положение. Диапазон горизонтального отведения составляет 0–30°. Горизонтальное отведение производится задним пучком волокна дельтовидной мышцы, подостной и малой круглой мышцами. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, пассивным напряжением передних волокон капсулы плечевого сустава, напряжением большой грудной мышцы и передними волокнами дельтовидных мышц.

Горизонтальное приведение руки

Горизонтальное приведение можно определить как движение плечевой кости медиально и вперед с подниманием ее в горизонтальное положение. Диапазон горизонтального приведения колеблется от 0 до 130°. Движение осуществляют главным образом большая грудная мышца и передние волокна дельтовидной мышцы. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц-разгибателей плеча (широчайшей мышцы спины, большой грудной мышцы, тыльных волокон дельтовидной мышцы и малой круглой мышцы), а также соприкосновением плечевой кости с туловищем.

Описание движений в лопаточно-грудном суставе. Лопаточно-грудной сустав способен выполнять ряд движений: поднятие, опускание, отведение и приведение лопатки. Коротко рассмотрим эти движения.

Поднимание лопатки

Поднимание лопатки вызывает ее движение вверх. Выполняют это движение верхние пучки трапецевидной мышцы, мышца-подниматель лопатки и передняя зубчатая мышца. Движение ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц-антагонистов, реберно-ключичной связки и нижней части капсулы.

Опускание лопатки

Опускание лопатки вызывает ее движение вниз. Пассивное опускание осуществляется в результате действия силы тяжести и массы конечности. Простое опускание (без преодоления сопротивления) осуществляется малой грудной мышцей, подключичной, большой грудной и широчайшей мышцей спины. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц-антагонистов, напряжением межключичной и грудино-ключичной связок и суставных дисков.

Отведение (протракция) лопатки

Отведение лопатки определяют как движение лопатки вперед. Движение осуществляется передней зубчатой мышцей, малой грудной мышцей-поднимателем лопатки. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц-антагонистов, передней грудино-ключичной связки и задней пластинки реберно-ключичной связки.

Эффективное растягивание этой мышечной группы возможно только с партнером (упражнение 41).

Приведение (ретракция) лопатки

Приведение лопатки определяют как движение лопатки назад. Ретракция осуществляется трапецевидной и ромбовидной мышцами, которым помогает широчайшая мышца спины. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц-антагонистов, напряжением задней грудино-ключичной связки и передней пластинки реберно-ключичной связки.

Травмы плечевого комплекса, растягивание и тестирование. Травмы плечевого пояса и комплекса «плечо–рука» довольно распространены. Профилактическими мерами служат адекватная разминка, правильная техника выполнения упражнений, развитие выносливости, силы и гибкости.

Гибкость следует развивать во всех направлениях и в полном диапазоне движения. Вместе с тем при растягивании или тестировании этого участка следует тщательно отделить движение плечевого пояса от движения позвоночного столба. Например, для достижения необходимого растягивания или для тестирования плечевого сгибания необходимо осуществить сгибание тазобедренного сустава и поясничного отдела позвоночника. Для этого следует лечь на спину на пол, согнув обе ноги и расположив пятки возле ягодиц. После этого медленно поднять руки. После того как вы начнете прогибаться в пояснице можно определить максимальную амплитуду сгибания.

ЛОКТЕВОЙ СУСТАВ И УЧАСТОК ПРЕДПЛЕЧЬЯ

Локоть — средний сустав верхней конечности между плечом и запястьем. В следующих разделах мы рассмотрим анатомию локтя и его движения.

Общая анатомия локтевого сустава. Три кости (плечевая, локтевая и лучевая) образуют скелетную основу локтевого сустава. Локтевой сустав состоит из трех сочленений: плечелоктевого, плечелучевого и лучелоктевого проксимального. Все они имеют одну общую капсулу и одну суставную полость, представляя таким образом сложный сустав.

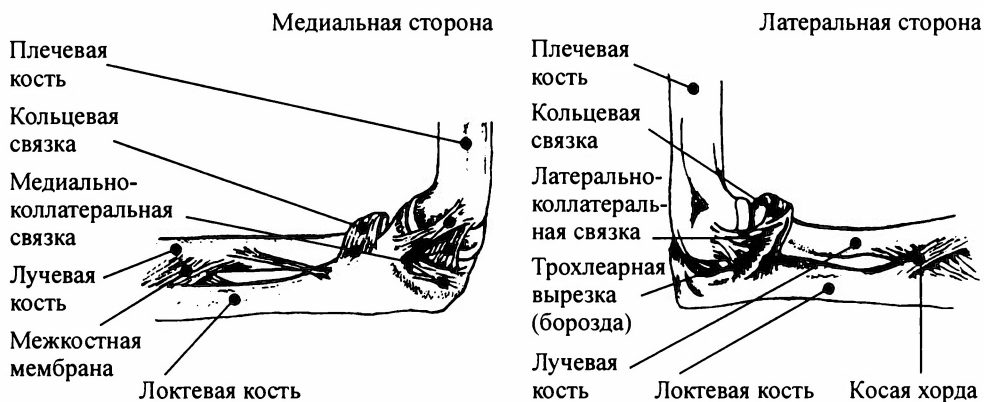


Рис. 19.8. Основные связки локтя (Donnelly, 1982)

Нами будут рассмотрены движения в комплексном плечелоктевом суставе, который принимает участие в движениях вокруг дистальной оси сустава — сгибании и разгибании (выпрямлении) и лучелоктевом проксимальном, участвующем только в движениях вокруг вертикальной оси — в пронации и супинации (рис. 19.8).

Описание движений в локтевом суставе. В локтевом суставе выполняются четыре основных движения — сгибание, разгибание, пронация и супинация. Ниже дан анализ этих движений.

Сгибание локтевого сустава

Сгибание в локтевом суставе определяют как уменьшение угла между плечевой костью и предплечьем. Основными мышцами-сгибателями локтя являются двуглавая мышца плеча, плечевая и плечелучевая мышца. Им помогают круглый пронатор, сгибатели запястья и пальцев и разгибатели запястья (Turek, 1984). Короткая головка двуглавой мышцы плеча является не только сгибателем, но и основным супинатором предплечья. Диапазон сгибания локтевого сустава колеблется от 0 до 150° при интенсивном сокращении сгибателей и до 160° при расслабленных мышцах (Karandji, 1982). Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, соприкасанием мышц на предплечье, воздействием головки лучевой кости на лучевую ямку и клювовидного отростка на клювовидную ямку, напряжением задних капсулярных связок и пассивным напряжением трехглавых мышц.

Растягивание мышц-выпрямителей локтя облегчает выполнение сгибающих движений. Это легко достигается наклоном туловища вперед, когда предплечья упираются в стол (упражнение 55). Кроме того, можно использовать гантели небольшого веса, чтобы увеличить силу и степень растягивания в результате медленных эксцентрических сокращений. Чаще всего при растягивании разгибателей локтя главное внимание уделяют короткой головке трехглавой мышцы, игнорируя при этом

длинную головку. Растягивание длинной головки трехглавой мышцы требует сгибания локтевого сустава, при котором плечевая кость оказывается полностью согнутой (упражнение 57).

Разгибание в локтевом суставе

Разгибание локтя определяют как его возвращение из согнутого положения. Основными разгибателями в локтевом суставе являются трехглавая плеча и локтевая мышцы. Диапазон движения из нулевого исходного положения колеблется от 0 до 10°. Разгибание свыше 10° называют чрезмерным (Greene и Neckman, 1994). Чрезмерное разгибание — одно из средств определения наличия синдрома гипермобильности (Carter и Wilkinson, 1964). Чрезмерное разгибание более характерно для женщин, чем для мужчин. Оно обусловлено укороченной верхней кривизной локтевого отростка локтевой кости (Gelabert, 1966). Каммингс (1984) попытался выяснить, ограничивается ли выпрямление локтя в норме у женщин преимущественно мышцами или же связками и капсулой. По результатам проведенных исследований был сделан вывод, что «выпрямление локтя преимущественно ограничивается мышцами». Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, ударом локтевого отростка по локтевой ямке, напряжением передней, лучевой и локтевой связок и напряжением мышщ-сгибателей (например, двуглавой мышцы плеча).

Растягивание сгибателей предплечья облегчает выпрямление локтевого сустава. Дилемма состоит в том, как растягивать двуглаву мышцу, когда локтевой сустав выпрямлен на 180°. Один метод предусматривает эксцентрическое сокращение сгибателей. Однако более эффективным является растягивание с использованием шеста (упражнение 54), необходимое всем спортсменам, и особенно тем, кто использует метательные движения, которые часто приводят к повреждению сухожилия двуглавой мышцы. При метании, особенно по кривой траектории, локтевой сустав переходит из согнутого положения в выпрямленное, одновременно супинируя предплечье. Основным супинатором предплечья, как известно, является двуглавая мышца плеча. На протяжении сезона соревнований двуглавая мышца подвергается большому количеству мелких травм. Поэтому важность растягивания двуглавой мышцы плеча нельзя недооценивать.

Описание движений предплечья. Для предплечья характерны два основных движения: пронация и супинация, каждому из которых посвящен отдельный раздел.

Пронация предплечья

Пронацию предплечья определяют как поворот кисти и предплечья из нейтрального положения в положение «ладонь вниз». Диапазон пронации колеблется от 0° до 80°. Пронация осуществляется круглым и квадратным пронаторами. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением дорсальных лучелоктевых, локтевых коллате-

ралльных и дорсальных лучезапястных связок, напряжением наиболее низко расположенных волокон межкостной мембраны и лучевой костью, пересекающей и ударяющейся о локтевую кость.

Супинация предплечья

Супинацию определяют как вращение предплечья из нейтрального положения «ладонь вниз» в положение «ладонь вверх». Диапазон супинации колеблется в пределах 0–90°. Основными супинаторами предплечья являются двуглавая мышца плеча, мышца-супинатор и плечелучевая мышца. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением ладонной лучелоктевой связки и локтевой коллатеральной связки запястья, напряжением косой хорды и наиболее низко расположенных волокон межкостной мембраны, а также напряжением мышц-пронаторов.

Травмы локтя и предплечья. Травмы сухожильно-мышечного и связочного комплексов локтя обусловлены рядом причин. Растяжения, как правило, связаны с видами физической активности, вызывающими мощные и повторяющиеся сокращения мышц предплечья. Подобные травмы чаще всего встречаются у теннисистов и бейсболистов. Воспаление латерального или медиального надмыщелка называют эпикондилитом. Наиболее эффективным упражнением на растягивание с точки зрения профилактики латерального эпикондилита является упражнение, предусматривающее растягивание супинаторов локтя и предплечья (упражнение 59). Другие профилактические меры — адекватная разминка, избежание резкой или чрезмерной перегрузки, оптимальная техника, выполнение упражнений для развития гибкости, силы и выносливости.

ЛУЧЕЗАПЯСТНЫЙ СУСТАВ

Лучезапястный сустав относится к категории эллипсоидных суставов. Он образован сочленением дистального конца лучевой кости и тремя из восьми пястных костями кисти. Связки прочно и тесно связывают пястные кости по четыре в два ряда. Первый, или проксимальный, ряд включает ладьевидную, полулунную, трехгранную и гороховидную кость. Только последняя запястная кость не участвует в образовании лучезапястного сустава. Второй, или дистальный, ряд состоит из трапециевидной (многоугольной малой), трапеции (многоугольной большой), головчатой и крючковидной костей (рис. 19.9).

Стабильность лучезапястного сустава. Лучезапястный сустав достаточно стабилен. Стабильность сустава обеспечивают главным образом связки и многочисленные мышечные сухожилия, проходящие через него (рис. 19.10 и 19.11). Вместе с тем определенная доля стабильности обусловлена и строением входящих в него костей. Основными связками запястья являются ладонная лучезапястная, тыльная лучеза-



Рис. 19.9. Кости запястья и кисти. Вид спереди и сзади (Donnelly, 1982)



Рис. 19.10. Сгибатели запястья (вид спереди) (Donnelly, 1982)

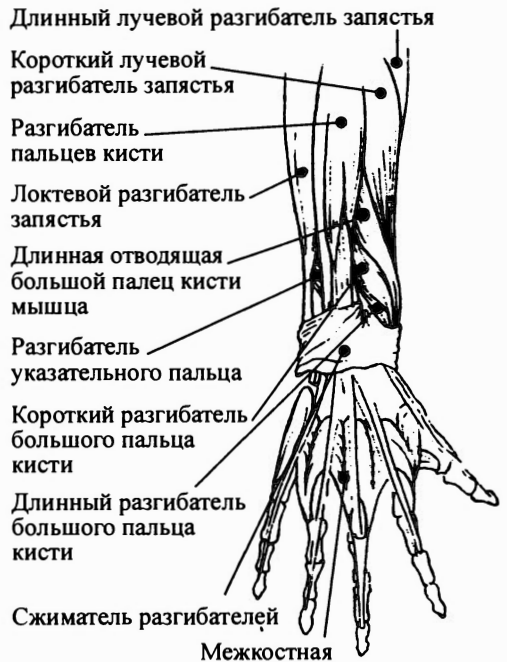


Рис. 19.11. Разгибатели запястья (вид сзади) (Donnelly, 1982)

пястная, ладонная локтезапястная, лучевая коллатеральная и ладонная коллатеральная.

Описание движений лучезапястного сустава. Для лучезапястного сустава характерны следующие активные движения: сгибание, разгибание, приведение, отведение и циркумдукция. Ниже мы рассмотрим каждое из них, за исключением последнего.

Сгибание лучезапястного сустава

Сгибание запястья включает приведение ладони к предплечью, диапазон движения колеблется от 0 до 90°. Максимальная степень сгибания отмечается при нейтральном положении кисти (т.е. кисть не является ни приведенной, ни отведенной). Основными мышцами–сгибателями запястья являются лучевой сгибатель запястья, локтевой сгибатель запястья и длинная ладонная мышца.

Сгибание ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц–разгибателей запястья (т.е. лучевых разгибателей запястья, длинного и короткого, и локтевого разгибателя запястья), а также напряжением дорсальной лучезапястной связки. Минимальная степень сгибания отмечается, когда запястье находится в положении пронации (Karandji, 1982). Ограничение движения также наблюдается при согнутых пальцах вследствие увеличения напряжения мышц–разгибателей. Степень сгибания можно улучшить, растягивая мышцы–разгибатели запястья (упражнение 58).

Разгибание лучезапястного сустава

Разгибание запястья происходит при отведении ладони от предплечья. Диапазон этого движения колеблется от 0 до 85°. Максимальное выпрямление имеет место, когда кисть находится в нейтральном положении. Главными мышцами–разгибателями запястья являются короткий и длинный лучевой разгибатель запястья, а также локтевой разгибатель запястья. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц–сгибателей запястья (лучевого сгибателя запястья, локтевого сгибателя запястья и длинной ладонной мышцы) и ладонной лучезапястной связки. Минимальное выпрямление наблюдается при пронации (Karandji, 1982). Растягивание сгибателей запястья приводит к увеличению степени выпрямления. Для этой цели используют целый ряд упражнений на растягивание (упражнение 60).

Отведение или радиальное отклонение запястья

Радиальное отклонение запястья определяют как сгибание кисти по направлению к предплечью, где находится лучевая кость (сторона большого пальца). При радиальном отклонении большая часть движения осуществляется в межпястном суставе. Диапазон движения колеблется от 0 до 20°. В принципе, диапазон радиального отклонения является минимальным, когда запястье полностью согнуто или выпрямлено, что обусловлено напряжением пястных связок (Karandji, 1982). Радиальное отклонение осуществляет лучевой сгибатель запястья в сочетании с длинным и коротким лучевым разгибателем запястья, длинной лучевой отводящей мышцей запястья и коротким разгибателем большого пальца кисти. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц–антагонистов и в крайних пределах — лучевой и локтевой коллатеральными лучезапястными связками.

Приведение или локтевое отклонение запястья

Локтевое отклонение запястья определяют как сгибание кисти по направлению к стороне запястья, где находится локтевая кость (сторона мизинца). Диапазон локтевого отклонения в 2–3 раза превышает диапазон радиального отклонения, и составляет 0–30°. Большой диапазон локтевого отклонения может обуславливаться укороченным шиловидным отростком локтевой кости (P.L. Williams и др., 1989). Локтевое отклонение производится локтевым сгибателем запястья совместно с локтевым разгибателем запястья. Диапазон движения ограничивается сократительной недостаточностью, напряжением мышц-антагонистов, ущемлением запястья.

РЕЗЮМЕ

Верхняя конечность состоит из плечевого пояса и свободной верхней конечности. Основные движения свободной верхней конечности происходят в плечевом, локтевом и лучезапястном суставах. Без помощи соответствующих суставов и мышц эффективность движения была бы существенно ограничена. Причинами снижения эффективности функционирования верхней конечности, как и других частей тела, являются процесс старения, заболевания, неиспользование и травмы. В то же время оптимальный уровень функционирования верхней конечности можно сохранить и даже увеличить при помощи адекватной разминки, упражнений на растягивание, а также упражнений, обеспечивающих развитие силы и выносливости.

ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ АСПЕКТЫ РАСТЯГИВАНИЯ И ГИБКОСТИ

Оптимальный уровень физической деятельности обусловлен целым рядом факторов. Среди них — координация, выносливость, мощность, сила и психическая устойчивость. Одним из критических факторов в развитии качественного движения, бесспорно, является гибкость (Garhammer, 1989a). Следовательно, гибкость также может играть важную роль в определении конечного результата соревновательных ситуаций. Опыт показывает, что адекватный уровень гибкости способствует оптимизации процесса усвоения, отработки и реализации качественного движения. Следовательно, целенаправленное увеличение или снижения диапазона движения в конкретных суставах в целях достижения оптимального уровня гибкости способствует улучшению определенных навыков (Hebbelinck, 1988; Sigerseth, 1971).

ЭСТЕТИЧЕСКИЙ АСПЕКТ УМЕНИЙ И НАВЫКОВ

С эстетической точки зрения адекватный уровень гибкости является неотъемлемым компонентом качественного выполнения движения. Вместе с тем в различных видах спорта влияние высокого уровня гибкости на выступление может колебаться от очевидного до малозаметного. Так, высокий уровень гибкости — необходимое условие для занятий такими видами спорта, как гимнастика, фигурное катание и прыжки в воду. Этим видам спорта обязательно включают эстетический компонент, и оптимальный уровень гибкости обеспечивает более качественное и эффективное выступление, являясь частью системы подсчета очков (Stone и Kroll, 1986). Именно высокий уровень гибкости позволяет спортсмену продемонстрировать легкое, плавное движение, грациозную координацию и общую свободу движений, а также самоконтроль. Таким образом, в большинстве спортивных дисциплин практически невозможно показать высокие результаты без адекватного уровня гибкости. Именно гибкость обуславливает кардинальное различие между средним и выдающимся выступлением.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АСПЕКТ УМЕНИЙ И НАВЫКОВ

Гибкость также играет важную роль в качественном выполнении движения как биомеханический параметр. Биомеханика является наукой, которая изучает применение механических законов в отношении живых структур. Она исследует действующие на тело силы, а также их влияние на характер двигательной деятельности. Например, в теннисе увеличение амплитуды движений позволяет прикладывать силу на большее расстояние и в течение более продолжительных периодов времени. Большой диапазон движения увеличивает скорость, количество энергии и количество движения в физической деятельности (Ciullo и Zarins, 1983). Многие умения и навыки зависят от тесной взаимосвязи между внутренней и внешней амплитудой (George, 1980).

Кроме того, гибкость необходима для увеличения амплитуды движений, которые непосредственно предшествуют активному мышечному сокращению. Увеличение амплитуды движения позволяет больше растянуть участвующие в работе мышцы, которые, в свою очередь, при этом способны произвести большее усилие, чем нерастянутые. Предварительно растянутые мышцы характеризуются более высокой эффективностью функционирования, так как эластичная энергия накапливается в мышечной ткани во время растягивания и ее запас восстанавливается при последующем уменьшении длины (Asmussen и Bonde-Petersen, 1974; Boscoe и др., 1982; Ciullo и Zarins, 1983). Кроме того, Хилл (1961) обнаружил, что если расслабление мышцы имеет место в промежутке между фазой растягивания и сокращения, накопленная эластичная энергия рассеивается подобно теплоте.

Рассмотрим значение гибкости и растягивания в различных видах спорта и двигательной активности.

БЕГ, БЕГ ТРУСЦОЙ И СПРИНТ

Общая цель соревновательного и рекреационного бега, бега трусцой и бега на спринтерские дистанции — пробегание определенной дистанции за минимально возможный период времени. Скорость является произведением двух взаимозависимых факторов: длины и частоты шагов. Чтобы увеличить скорость, спортсмен должен одну из этих переменных (или обе) увеличить, стараясь не снизить при этом другую (Нау, 1985). Максимальная эффективность бега наблюдается только при оптимальных пропорциях длины шага и частоты. Эти факторы, в свою очередь, зависят от массы, телосложения, координации, силовых способностей и гибкости бегуна (Dyson, 1977). Каким же образом оптимальный уровень развития гибкости способен улучшить результаты в беге?

Увеличение длины шага. В значительной степени влияние гибкости на спортивный результат основано на том факте, что увеличение подвижности и амплитуды движений в суставах приводит к увеличению длины

шага, что обуславливает улучшение результатов (Burke и Humphreys, 1982). Один из производителей тренажеров для увеличения гибкости назвал такое увеличение длины шага «геометрией победы». Ниже приведен пример из брошюры, в которой проанализирован забег на 100 ярдов:

«Если длина шага бегуна 96 дюймов, это означает, что для того, чтобы пробежать дистанцию, ему придется сделать 37,5 шагов. Если он пробегает дистанцию за 10 с, продолжительность выполнения каждого шага равна в среднем 0,266 с. Если увеличить длину шага всего на 2 дюйма (т.е. 98 дюймов), то на 100-ярдовой дистанции спортсмен выполнит теперь 36,74 шага. Если продолжительность выполнения каждого шага по-прежнему равна 0,266 с, то результат спортсмена на дистанции будет уже 9,8 с».

Таким образом, на биомеханическом уровне увеличение гибкости нижних конечностей должно привести к увеличению длины шага. При условии, что все остальные факторы остаются постоянными, результат должен улучшиться.

Вместе с тем считается, что длина шага зависит от скорости, величины межбедренного угла и высоты проекции центра тяжести бегуна (Steban и Bell, 1978), ускорения формирования угла бедра, т.е. угла между бедрами в момент первого контакта с поверхностью (Kunz и Kaufmann, 1980), подвижности тазобедренного сустава и гибкости нижних конечностей (Bush, 1978), а также мощности мышц ног (Bush, 1978; Ecker, 1971; Robinson и др., 1974). Чем мощнее отталкивание, тем длиннее шаг. Увеличение длины шага вследствие подобного направленного вперед проектирования тела является, по мнению специалистов, наиболее эффективным методом достижения увеличения длины шага, так как при этом не нарушается механическая эффективность движения бегуна. Это означает, что при каждом контакте ступни с поверхностью опорная нога оказывается под центром тяжести спортсмена (Steban и Bell, 1978). Попытка увеличить длину шага путем «вытягивания» приводит к «перешагиванию» (т.е. в момент касания поверхности опорная нога оказывается впереди центра тяжести). Это приводит к торможению на каждом шагу, уменьшению частоты шагов и снижению скорости (Ecker, 1971).

Таким образом, становится очевидной важность такого параметра, как частота шагов. Недостаточная частота снижает эффективность движения, тогда как чрезмерная — количество шагов и тем самым количество движения.

На длину шага может влиять еще один фактор — степень «пересечения». Это показатель того, в какой степени ноги спортсмена пересекают среднюю линию тела во время бега (рис. 20.1). Данный феномен нередко называют «асимметричным действием ног». Согласно формулировке Причарда (ссылка Neff, 1987; Caillief, 1991), эти дюймы «пересечения» могут в конечном итоге существенно увеличить отрезок, пробегаемый в беге на длинные дистанции. Например, средний марафонец совершает примерно

1000 шагов на милю (т.е. 620 шагов на 1 км), или 26000 шагов на дистанцию. Если степень «пересечения» снизить всего на 2 дюйма (5 см на шаг), «экономия» составит 4333 фута (1320 м)!

Чем вызвано «пересечение»?

Одной из причин может быть плохая техника. Однако Причард (ссылка Brant, 1987) придерживается точки зрения, что этот феномен обусловлен одним из следующих трех факторов (или их сочетанием): разницей в длине ног, тугоподвижностью приводящих мышц внутренней части ног и вращательным моментом верхней части тела (т.е. тугоподвижностью верхней части туловища). Последний фактор, по мнению ученого, чаще всего обусловлен тугоподвижностью плечевых мышц, которая, в свою очередь, может быть следствием тугоподвижности мышц груди. Например, когда правая рука бегуна идет назад, она «тянет» левую руку, которая пересекает траекторию движения туловища. Следовательно, правая нога должна осуществить пересечение влево, выполняя компенсирующее движение (см. рис. 20.1). Такое пересечение называют асимметричным действием руки (Hinrichs, 1990, 1992). Причард уверен, что увеличение уровня гибкости и снижение степени тугоподвижности верхней части туловища приведет к снижению вращающего момента верхней части туловища и улучшению результата. Более того, подобное чрезмерное «пересекающее» движение руки может стать причиной травмы колена или нижних конечностей (Caillief, 1991; Volkov и Milner, 1990). В этом направлении предстоит провести дополнительные исследования, чтобы точно определить причины асимметрии и ее влияние на результаты в беге (Hinrichs, 1990, 1992).

Увеличение диапазона приложения усилия. Адекватный уровень развития гибкости может обуславливать улучшение результатов в беге вследствие увеличения скорости. Это достигается за счет увеличения дистанции или диапазона приложения мышечной силы. Толсма (1985) определил четыре группы мышц, увеличенная гибкость которых способствует увеличению диапазона приложения усилия, — это задние и передние мышцы нижней части ноги (подошвенные сгибатели стопы и тыльные сгибатели соответственно) и большие ягодичные мышцы. Ниже приведен анализ, основанный на работах Мак-Фарлейна (1987), Слокума и Джеймса (1968), Толмса (1985).

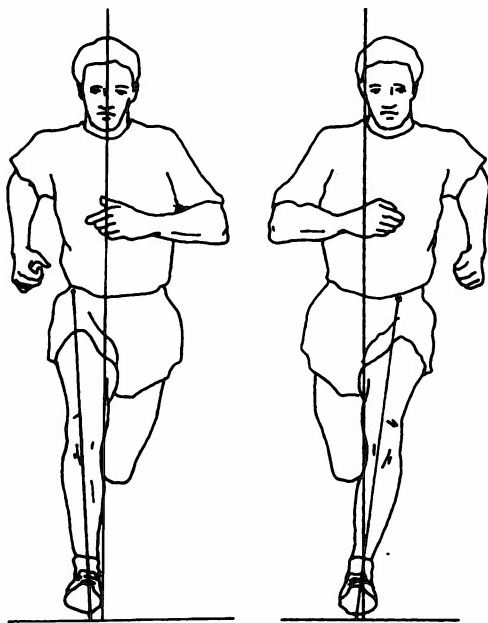


Рис. 20.1. Чрезмерная вращающая сила, обуславливающая пересечение средней линии тела ногами и нередко приводящая к травмам (Prichard, 1984)

Подошвенные сгибатели стопы

Опорная фаза бега делится на три отдельных периода. Первый период начинается с момента первого касания поверхности и длится до момента жесткого контакта. Второй период начинается с момента фиксирования ноги и продолжается до тех пор, пока пятка не начнет приподниматься от поверхности. И наконец, третий период — с момента подъема пятки и до момента, когда пальцы оторвутся от поверхности. Во время второй фазы колено согнуто под углом $30\text{--}40^\circ$ в тот момент, когда пятка остается на поверхности. Данное положение приводит к тому, что задние мышцы голени оказываются в удлинненном состоянии. Однако если у бегуна очень короткие икроножные мышцы, происходит преждевременное отрывание пятки от поверхности. Следовательно, сила, прикладываемая к поверхности и обусловленная сокращением икроножных мышц, будет действовать в течение более короткого диапазона движения (рис. 20.2). Результатом этого будет снижение ее величины. Именно поэтому в разминку следует включать упражнения для растягивания икроножных мышц в несколько согнутом положении колена, чтобы имитировать положение ног в процессе бега.

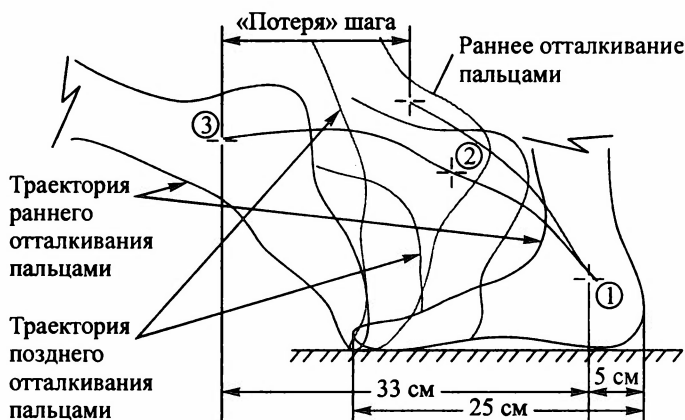


Рис. 20.2. Влияние раннего и позднего отталкивания на длину шага. Раннее отталкивание вследствие ограниченной гибкости голеностопного сустава приводит к уменьшению длины шага и более вертикальному смещению центра массы. Это обуславливает менее эффективный стиль бега, чем тот, который наблюдается при позднем отталкивании, влекущем увеличение длины шага и уменьшение вертикального смещения (Martin, Coe, 1991)

Задние сгибатели стопы (разгибатели стопы)

На более поздних стадиях заключительного периода (период отталкивания) очень важную роль играет продвигающее действие икроножных мышц, и чем сильнее подошвенное сгибание, тем продолжительнее движущее усилие. Это свидетельствует о необходимости выполнения упражнений на растягивание задней группы мышц голени, икры и ступни. Рис. 20.2 иллюстрирует различие между диапазонами приложения усилия в гибкой и недостаточно гибкой икре.

Четырехглавые мышцы

На эффективность бега существенное влияние может оказывать и эластичность головок четырехглавой мышцы. В заключительный период отталкивания происходит выпрямление тазобедренного сустава. Вследствие этого сгибатели тазобедренного сустава (например, прямая мышца бедра, подвздошная и поясничная мышцы) оказываются растянутыми. При более высоком уровне гибкости сгибатели тазобедренного сустава обеспечивают более длительное воздействие силы на поверхность.

Ягодичные мышцы

Ягодичные мышцы также могут способствовать повышению эффективности бега. Их функция состоит в разгибании тазобедренного сустава. Во время переднего свинга (махового движения) бедра начинают двигаться вперед и останавливаются в момент максимального сгибания тазобедренного сустава. Именно в этот момент (т.е. когда колено вынесено к груди) эти мышцы оказываются растянутыми. Теоретически, чем выше поднимаются колени, тем больше диапазон последующего приложения силы, обусловленной разгибанием тазобедренного сустава. Вместе с тем следует подчеркнуть, что чрезмерное поднятие колена может привести к снижению эффективности и ухудшению результата в беге.

Пониженное мышечное сопротивление. Другим преимуществом растягивания и развития гибкости является снижение мышечных и пассивных сил, противодействующих движению (de Vries, 1963; Tolsma, 1985). Хабли-Кози и Стениш (1990) описывают это явление как бег без чрезмерного сопротивления мягких тканей, а Мак-Фарлейн (1987) — как бег с пониженным внутренним сопротивлением мышц. Известно, что при пассивном растягивании мышцы она противодействует растягиванию вначале, медленно увеличивая силу сопротивления, затем все быстрее по мере удлинения. Чем длиннее или эластичнее мышца, тем позже проявляется это сопротивление (Tolsma, 1985). Поэтому результирующая сила в мышце-агонисте будет выше без дополнительных затрат энергии, обеспечивая более высокий уровень локальной выносливости (Kulako, 1989; Tolsma, 1985). Результаты исследований показывают возможность снижения пассивного напряжения у испытуемых путем растягивания, независимо от уровня гибкости (Toft и др., 1989).

Какой уровень гибкости необходим для занятий бегом? В связи со сказанным выше возникают следующие вопросы. Какой уровень гибкости требуется для оптимального бега? Имеет ли смысл растягивать мягкие ткани до экстремального диапазона движения? Необходимо ли бегунам иметь уровень гибкости, позволяющий выполнять шпагат?

Нередко перед началом соревнований можно наблюдать, как многие бегуны выполняют почти акробатические растягивания. Многие специалисты относятся к этому крайне отрицательно (Fixx, 1983; Wolf, 1983).

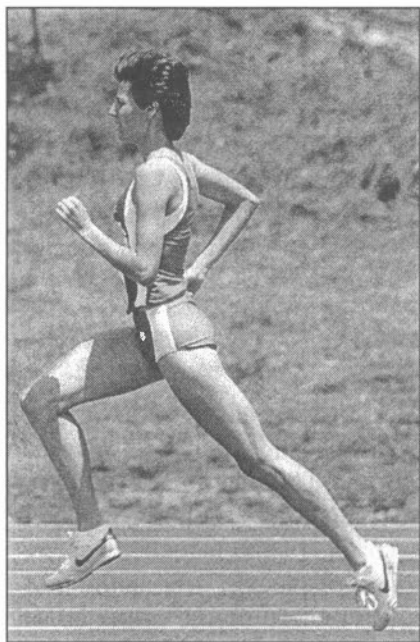


Рис. 20.3. Угол шага бегуна должен быть равным $90\text{--}100^\circ$ (Martin, Сое, 1991)

К сожалению, имеется весьма скудная информация, которую можно было бы использовать для определения среднего диапазона движения, необходимого для занятий различными спортивными дисциплинами. Тем не менее, тщательный биомеханический анализ различных углов, образуемых ногами во время бега, может помочь определить минимальные потребности некоторых суставов. По мнению большинства специалистов, бегунам на длинные дистанции необходим значительно меньший уровень развития гибкости, чем танцорам или гимнастам. При нормальном беговом шаге, когда тазобедренный сустав находится в согнутом положении, коленный сустав также согнут. Следовательно, длинное положение подколенных сухожилий не достигается, поэтому значительный уровень эластичности подколенных сухожилий бегунам не требуется (Tolsma, 1985). Для них важен диапазон движения, обеспечивающий бег без

чрезмерного сопротивления мягких тканей (de Vries, 1963; Hubley-Kozey и Stanish, 1990). Причард в своих исследованиях (по: Brant, 1987) установил, что бегунам, занимающимся рекреационными видами бега, необходимо достигать угла шага не менее 90° , бегунам-спортсменам — не менее 100° . Угол шага — составная двух углов: угла сгибания находящейся спереди ноги и угла выпрямления находящейся сзади ноги. В этой области необходимо провести дополнительные исследования, с тем чтобы обосновать справедливость приведенных выше оценок (рис. 20.3).

ПЛАВАНИЕ

Средняя скорость плавания обусловлена двумя факторами — средней длиной гребка и средней частотой гребков (Нау, 1985). Длина гребка, в свою очередь, определяется двумя силами, действующими на пловца — движущей (продвигающей вперед) силой и силой сопротивления. Далее мы проанализируем влияние гибкости на плавание.

Увеличение диапазона применения силы. С помощью гибкости можно улучшить результат в плавании, увеличив скорость пловца, что достигается за счет увеличения дистанции или диапазона применения силы. По мнению Левина (1979), 5 основных частей тела заслуживают особого внимания, с точки зрения развития гибкости, для увеличения скорости плавания — область голеностопного сустава, таз, позвоночный столб, область плечевого сустава и колени. Ниже приведен анализ этих частей тела.

Голеностопные суставы

При плавании кролем на груди или спине, а также баттерфляем очень большую роль играет подошвенное сгибание голеностопных суставов. Лучшие пловцы используют структуру, характеризующуюся поочередным движением ног вверх–вниз (сгибание–разгибание), так называемая «порхающая работа ног» (Нау, 1985). При ударе вниз продвижение вперед осуществляется верхней частью выпрямленной ступни по мере того, как сгибание ноги в тазобедренном суставе перемещает ее вниз. Во время удара вверх подошва стопы прикладывает движущую силу, в то время как нога переходит из согнутого положения в выпрямленное.

Поскольку приложение направленной назад силы зависит от положения ступней, эффективность «порхающей работы ног» во многом определяется гибкостью голеностопных суставов (Bunn, 1972; Counsilman, 1968; 1977; Hull, 1990–1991; Lewin, 1979). В связи с этим Робертсон (1960) обнаружил существенную взаимосвязь между гибкостью голеностопных суставов и движущей силой. Следовательно, чтобы улучшить этот вид гибкости, необходимо растягивать передние мышцы голени. Исследования подтверждают, что гибкость голеностопных суставов у пловцов выше, чем у незанимающихся плаванием (Bloomfield и Blanksby, 1971).

Важность сгибания стоп назад по направлению к голени также является научно обоснованной в плавании. Это движение особенно важно в плавании брассом (Bunn, 1972; Нау, 1985). Наиболее эффективным движением ног в плавании брассом является так называемый «захлестывающий» удар ног (Нау, 1985). Существуют два мнения относительно того, почему сгибание стоп назад повышает эффективность плавания брассом. Во-первых, во время фазы «захвата» воды колени оказываются согнутыми более чем на 90° , а ступни находятся выше ягодиц вблизи друг от друга, голеностопные суставы эвертированы.

В этот момент подошвы стоп обращены назад и вверх, а ступни повернуты так, что пальцы направлены латерально (Rodeo, 1984). Именно в момент начала разведения ног происходит сгибание голеностопных суставов назад. Такое положение создает большую поверхность для выполнения «захвата» и выталкивания воды назад при движении ног вниз (Counsilman, 1968; Rodeo, 1984). Если пловец не в состоянии это сделать и ступни оказываются обращенными назад, эффективность действия ног снижается. Второе потенциальное преимущество сгибания назад описал Левин (1979). Он считает, что чем больше амплитуда сгибания ног, тем быстрее способен пловец «захватить» воду во время фазы перехода между фазой проноса (подтягивания ног) и фазой их выпрямления. Вместе с тем результаты исследования Нимца и коллег (1988) показывают, что значительный уровень гибкости не является необходимым условием для эффективного выполнения «захлестывающего» удара.

Тазобедренный сустав

Во всех четырех соревновательных видах плавания в той или иной степени можно наблюдать сгибание и разгибание тазобедренного сустава. Эти движения наиболее характерны для плавания стилем брасс, в котором также применяется отведение и приведение этого же сустава. По мнению Левина (1979), несмотря на то, что полная амплитуда движений не используется после достижения оптимальной техники плавания, высокая амплитуда отводящих движений имеет большое значение для брассистов.

Позвоночный столб

Гибкость позвоночного столба также играет важную роль для достижения оптимальных результатов в плавании. В частности, это относится к плаванию брассом. Как отмечает Энгесвик (1993), пловцы с очень подвижным позвоночным столбом выглядят как утки, поскольку их плечи находятся высоко над поверхностью воды, а руки как бы «перекатываются» через воду. Подобная техника ассоциируется с меньшим сопротивлением и более высокой скоростью плавания. О значении гибкости позвоночного столба говорит и Левин (1979):

«Важность развития гибкости позвоночного столба нередко недооценивают в процессе развития техники. Вместе с тем это очень важный фактор. Это необходимое условие адаптации туловища к изменяющимся условиям во время цикла движения, направленной на снижение силы сопротивления и, таким образом, увеличение эффективности плавательных движений. Гибкость позвоночника в сагиттальной плоскости особенно важна для плавающих брассом и дельфином, тогда как для плавающих кролем на груди и на спине — гибкость во фронтальной плоскости. Особое внимание следует обращать на развитие гибкости шейного отдела позвоночника, поскольку чем выше гибкость в этом отделе, тем меньше отрицательное влияние движений головы во время дыхания на положение и движение туловища и конечностей».

Плечевой сустав

Немаловажна и роль гибкости плечевого сустава (Counsilman, 1968). В плавании кролем на груди ограниченная подвижность плечевых суставов приводит к тому, что пронос руки выполняется при опущенном локте. Такая техника является неправильной и неэффективной (Bloomfield и др., 1985; Нау, 1985). Кроме того, у пловцов, которые выполняют высокий пронос рук, реже возникают проблемы с плечевым суставом (Greipp, 1986). Как отмечал Каунсилмен (1968), для того, чтобы выполнить пронос и перенести руки над водой, пловцу с недостаточным уровнем развития гибкости приходится переворачивать туловище и выполнять более плос-

кий и широкий гребок, чем пловцу с достаточным уровнем гибкости. Такая техника, в свою очередь, вызывает более значительную реакцию со стороны ног, а также ненужное вращение вокруг переднезадней оси, что смещает естественное положение туловища в латеральном направлении (Нау, 1985).

Адекватный уровень гибкости плечевых суставов необходим и пловцам способом баттерфляй (Rodeo, 1985a, б; Johnson и др., 1987). Когда руки выходят из воды, ладони оказываются обращенными почти непосредственно вверх (Counsilman, 1968). Во время этой фазы руки выпрямлены назад и повернуты вовнутрь. Такое положение ограничивает подвижность верхней части рук в плечевом суставе (Counsilman, 1968). Таким образом, как только кисти выйдут из воды, пловец должен вывернуть их наружу и перенести вперед. Кисти затем должны войти в воду в точке, находящейся несколько в стороне от линии плеч. Если же у пловца недостаточный уровень развития гибкости плечевых суставов, вращение плеч и погружение кистей в воду будет неэффективным. Как отмечает Соуза (1994), необходимо, чтобы в момент погружения кисть входила в воду в точке, расположенной чуть сбоку ширины плеч, что обеспечивает сохранение нейтрального положения плеч и движение преимущественно в коронарной плоскости.

Существенную роль играет гибкость плеч и в плавании на спине. При плавании этим способом наиболее эффективным является погружение руки при прямом локте параллельно и непосредственно над плечом или чуть в сторону от плеча (Нау, 1985). Поэтому рука, выполняющая пронос, должна двигаться по прямой линии в вертикальной плоскости (Counsilman, 1968, 1977). Тугоподвижность плечевых суставов не позволяет это сделать, что обуславливает смещение в сторону бедер и ног, вызывающее увеличение сопротивления (Counsilman, 1977).

Колени

Как ни парадоксально, но значение гибкости коленных суставов чаще всего недооценивают. Гибкость коленных суставов, наряду с гибкостью тазобедренных суставов, играют очень важную роль в плавании брассом. Как указывает Левин (1979), «способность максимально разводиться голени в стороны (отведение) имеет очень большое значение, определяя дугу плоскостей отталкивания во время фазы работы ног».

Какой уровень гибкости необходим пловцам? В первую очередь следует отметить, что пловцы чаще оказываются чересчур гибкими, чем недостаточно гибкими (Falkel, 1988). Марино (1984) отмечает необходимость отличать мышечную гибкость от «разболтанности» капсул. В частности, он пишет: «Такие «растягивающие маневры», как горизонтальное отведение плечевой кости до точки пересечения локтей за спиной, не способствуют развитию мышечной гибкости и не обеспечивают адекватного диапазона движения». Более того, такие действия скорее могут привести к смещению суставов (Dominguer, 1980).

Какой же уровень гибкости необходим пловцу? Консервативный ответ следующий: пловцу необходим диапазон движения, позволяющий плавать без чрезмерного сопротивления со стороны мягких тканей и способствующий проявлению оптимальной техники.

МЕТАНИЕ

Гибкость — один из основных факторов в выполнении различных метаний. Увеличение диапазона движения позволяет прикладывать мышечную силу на больших отрезках и в течение более продолжительного периода времени, что способствует увеличению скорости, энергии и количества движения, связанных с физической деятельностью (Ciullo и Zarins, 1983) (рис. 20.4).

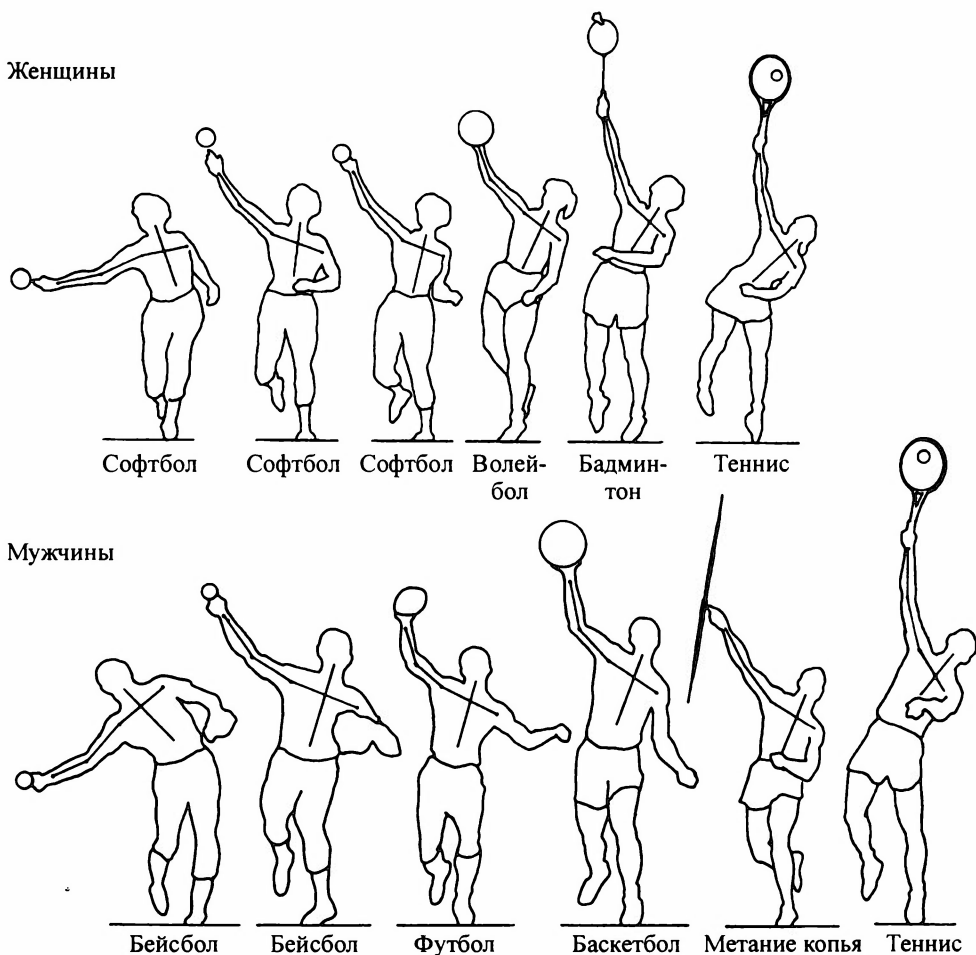


Рис. 20.4. Общие черты структур метательных движений. Пространственная ориентация руки в момент «релиза» определяется главным образом латеральным сгибанием туловища к/от руки, выполняющей метание (Atwater, 1967)

Потребности верхних конечностей в гибкости. Анализ физического состояния спортсменов, использующих повторяющиеся структуры метательных движений, показывает, что они подвергаются изменениям силы плеч, диапазона движений и физической деформации, в зависимости от количества и качества нагрузки. Кук с коллегами (1987) исследовал диапазоны движения плеч доминирующей и недоминирующей руки у 15 бейсбольных питчеров. Они установили, что для плеча доминирующей руки характерен большой диапазон внешнего вращения и соответственно пониженный диапазон внутреннего движения. Сэндстид (1968) отметил, что скорость метания тесно связана ($r = 0,77$) с диапазоном внешнего вращения плеча бейсболистов (учащихся колледжей).

Повышенный диапазон внешнего вращения плеча и пониженный — внутреннего вращения, особенно в доминирующей руке, наблюдают и у теннисистов (Chandler и др., 1990). Такую адаптацию объясняют удлинением тыльных мышц плеча и капсулярных структур вследствие выполнения подач или ударов сверху (Zarins, Andrews и Carson, 1985). Эта адаптация происходит в результате того, что плечо растягивается до пределов внешнего вращения и отведения во время маха назад (Chinn и др., 1974). Высказывается предположение, что увеличенный диапазон внешнего вращения плечевого сустава позволяет мышцам, обуславливающим ускорение, осуществить внутреннее вращение плечевой кости с большим диапазоном движения и в течение более длительного периода времени, тем самым давая им возможность придать мячу дополнительное количество движения (Michaud, 1990).

В результате продолжительной тренировочной и соревновательной деятельности частые повреждения и микротравмы могут привести к фибротическим изменениям в капсуле и связках тыльной части плеча, которые могут способствовать сохранению общей стабильности суставной структуры, ограничивая растяжимость капсул в тыльных участках. Этот фиброз, кроме того, ограничивает полный диапазон внутреннего вращения у теннисистов (Chandler и др., 1990; Chinn, Priest и Kent, 1974).

Вместе с тем следует отметить, что Абердим и Джоенсен (1986) в своих исследованиях наблюдали значительные различия в диапазоне движения в левом и правом плечевом суставе у 73 правшей. Так, у правшей диапазон внешнего вращения правого плечевого сустава обычно выше, чем левого плечевого сустава, а диапазон внутреннего вращения левого плеча выше, чем правого.

Адаптация вследствие продолжительных «односторонних» тренировок может привести к постоянным асимметричным физиологическим изменениям в верхней конечности (Magnusson, Gleim и Nicholas, 1994; Renstrom и Roux, 1988). Наиболее типичными изменениями являются гипертрофия мышц и опущение (низкий несущий угол) лопатки. Так как данный физический феномен опущения лопатки очень распространен среди теннисистов, он получил название «теннисного плеча». По мнению Приста (1989), в основе возникновения этого феномена могут лежать два механизма. Во-первых, мышцы, поднимающие плечо, суставную капсулу, связки и сухожилия, постоянно растягиваются при выполнении подач и

ударов сверху. Повторяющееся удлинение этих структур, превышающее их обычную длину, приводит к увеличению степени «разболтанности» плечевого сустава, что со временем приводит к опущению плеча (Priest, 1989). Во-вторых, более мощная мышечная масса игровой конечности (обусловленная гипертрофией) тянет плечо вниз (Priest, 1989). В экстремальных случаях может развиваться сколиоз (Priest, 1989; Renstrom и Roux, 1988).

Потребности в гибкости нижних конечностей. Типпетт (1986) изучал диапазон движения нижних конечностей (опорной и ударной ноги) у 16 питчеров — учащихся колледжей. Он установил, что для опорной ноги характерен большой диапазон подошвенного сгибания голеностопного сустава, внутреннего вращения в тазобедренном суставе и разгибания тазобедренного сустава. С другой стороны, для ударной ноги характерен большой диапазон активного сгибания тазобедренного сустава.

БОРЬБА

Важность гибкости в борьбе является преимущественно теоретической. Считается, что адекватный уровень развития гибкости бедер и ног позволяет борцу опустить центр тяжести в положениях защиты (Sharratt, 1984). Следовательно, большой диапазон движения тазобедренного сустава обуславливает возможность применения большего технического арсенала в указанных положениях (Song и Garvie, 1976). Кроме того, весьма существенно, что «адекватный уровень развития гибкости позволяет борцу в достаточной степени «деформироваться», чтобы избежать разрыва тканей,

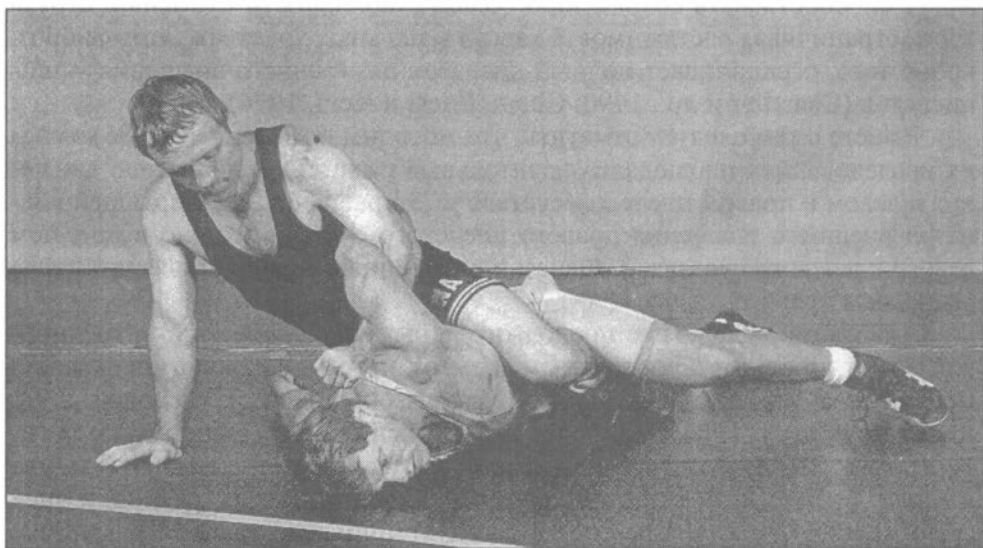


Рис. 20.5. Значение гибкости плечевых суставов в борьбе. Обратите внимание на экстремальное выпрямление плечевого сустава у спортсмена, находящегося на ковре, обусловленное действиями спортсмена, который находится сверху

а также «ускользнуть» из положений, которые могут привести к травме» (Kreighbaum и Barthels, 1985). Например, очень часто атаке подвергается плечевой пояс, особенно когда оба борца оказываются на ковре. Борец с недостаточным уровнем развития гибкости плечевых суставов рискует получить травму (Sharratt, 1984; рис. 20.5). И, наконец, более высокий уровень развития гибкости позволяет борцу лучше захватить туловище, руки и ноги соперника. Исследование, проведенное Сонгом и Гарви (1980), в котором участвовали 44 борца, тренирующихся в Канадском олимпийском тренировочном центре, показало отсутствие значительной взаимосвязи между уровнем развития гибкости и различными весовыми категориями.

Любопытно, что потребность в гибкости осознают борцы-сумисты. Упражнения на растягивание являются неотъемлемым компонентом их режимов тренировки. Даже борец-сумист с массой тела около 200 кг способен выполнить шпагат. Следовательно, размеры тела необязательно являются ограничительным фактором развития гибкости.

ТЯЖЕЛАЯ АТЛЕТИКА, ПАУЭРЛИФТИНГ И БОДИБИЛДИНГ

К сожалению, мы располагаем весьма скудной информацией о влиянии тренировок силовой направленности на гибкость. Предстоит провести немало исследований для установления взаимосвязи между гибкостью и занятиями силового характера. С теоретической точки зрения, помимо снижения риска травм, упражнения на растягивание и развитие гибкости должны способствовать улучшению результатов спортсменов, занимающихся силовыми видами спорта, облегчая использование наиболее оптимальной техники и увеличивая массу мышц и их силу.

Способствование использованию оптимальной техники. Гибкость, выраженная в увеличении подвижности суставов — важный компонент физической подготовки в силовой тренировке. В тяжелой атлетике оптимальный уровень гибкости способствует правильному выполнению элементов, составляющих технику выполнения классических упражнений (Dvorkin, 1986). Так, без достаточного уровня гибкости тяжелоатлет не сможет должным образом выполнить захват и принять соответствующее положение во время выполнения рывка. Довольно распространенным является мнение, что тяжелоатлетки более гибки, чем тяжелоатлеты, и поэтому быстрее усваивают технику вида спорта тяжелоатлетки (Giel, 1988).

Специалисты единодушны в том, что без адекватного уровня развития гибкости выполнение рывка связано с определенным риском. Это упражнение требует достаточного уровня гибкости плечевых суставов для выполнения внешнего вращения, что позволяет спортсмену «уйти» из-под штанги в случае, если она смещается назад. Другими словами, тяжелоатлет должен полностью вывернуть плечи, чтобы убрать воздействие веса на ту часть тела, где может произойти повреждение, если тяжелоатлет выпустит штангу из рук (Burgener, 1991; Kulund и др., 1978). Для развития такой

гибкости рекомендуется использовать упражнение 52 (Kulund и др., 1978; Vorobiev, 1987).

Немаловажную роль для тяжелоатлетов играет и адекватная гибкость позвоночного столба и локтевых суставов. Так, Воробьев (1987) отмечает значительную корреляцию между высокими показателями гибкости позвоночного столба и высокими результатами в рывке. Он также обращает внимание на тот факт, что значительное (экстремальное) снижение подвижности позвоночного столба может приводить к тому, что тяжелоатлет будет «подседать» под штангу и зафиксировать ее будет значительно труднее. Ряд специалистов указывают на то, что недостаточный уровень гибкости локтевых суставов обуславливает недостаточное их выпрямление.

Таким образом, можно заключить, что для достижения оптимальных результатов в силовых видах спорта необходим определенный уровень развития гибкости (рис. 20.6).

Увеличение массы и силы мышц. Существует мнение, что растягивание мышцы и особенно ее фасций способствует мышечной гипертрофии (Zulak, 1991). Предполагаемым механизмом является снижение воздействия ингибирующего фактора, который каким-то образом замедляет мышечный рост (тугоподвижная фасция не обеспечивает условий «места» для роста мышцы). Известный специалист в области питания и бодибилдинга Джон Паррилльо считает, что растягивание мышцы является не только важным, но абсолютно необходимым условием для «создания максимального мышечного размера, формы и обособления» в сфере бодибилдинга (Zulak, 1991). Он категорически заявляет, что растягивание фасций — ключ к успеху. По его мнению, лучше всего осуществлять растягивание

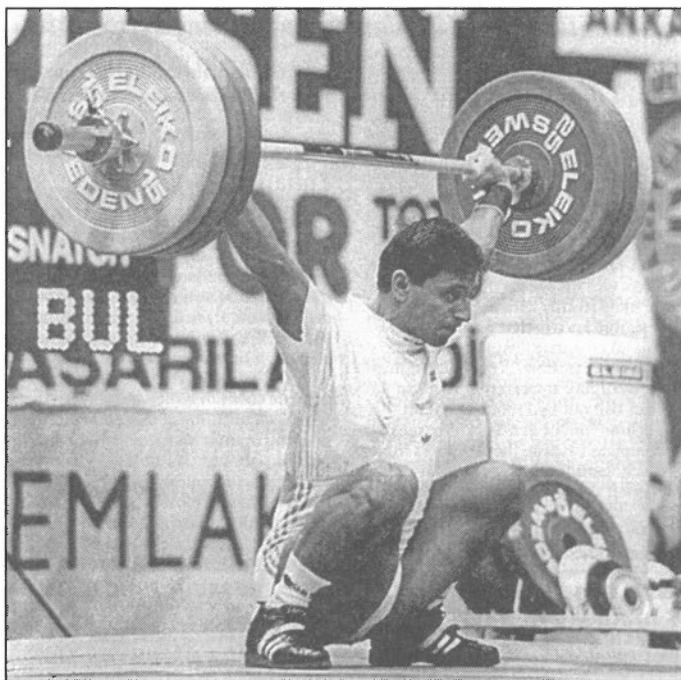


Рис. 20.6. Значение гибкости в тяжелой атлетике. Обратите внимание на гибкость голеностопных, плечевых, локтевых и запястных суставов, а также на гибкость паховой области. Спортсмен из Болгарии Йото Йотев (155 кг) выполняет рывок на чемпионате мира 1994 г. в Стамбуле (Klemens)

фасций после полного насыщения мышц кровью, а также после физических упражнений.

Паррилльо также считает, что упражнения на растягивание способны, во-первых, увеличивать мышечную силу на неврологическом уровне на 15–20 %. Такое увеличение теоретически возможно в результате увеличения порога возбудимости нервно-сухожильных веретен (см. гл. 6). Следовательно, возникает возможность работы с большим весом, увеличивая количество повторений. Во-вторых, Паррилльо уверен, что растягивание помогает «перезарядить» мышцы, усиливая выведение молочной кислоты, которая отрицательно влияет на мышечные сокращения. В-третьих, растягивание способствует улучшению дыхания во время тренировочного занятия и увеличению потребления кислорода. В-четвертых, растягивание может вызвать расщепление и увеличение числа мышечных волокон (т.е. гиперплазию).

Взаимосвязь между напряжением и мышечной гипертрофией. Напряжение — один из многочисленных факторов, участвующих в регуляции размера и гипертрофии скелетной мышцы (Vandenburg, 1987). Исследования развивающихся эмбрионов показывают, что пассивное растягивание играет важную роль в мышечном развитии. Уже давно (более 80 лет) известно, что механическое растягивание скелетной мышцы увеличивает интенсивность ее метаболизма, однако механизм этого процесса все еще остается неизученным. Совсем недавно было установлено, что пассивное растягивание увеличивает концентрацию ДНК и РНК (Ashmore, 1982; Barnett и др., 1980), окислительную (Frankeny и др., 1983; Holly и др., 1980) и протеолитическую (Day и др., 1984) активность ферментов в мышцах цыплят.

ГИБКОСТЬ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ, УРОВЕНЬ ФИЗИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ И ДЫХАНИЕ

Для тканей грудной клетки характерна эластичная тяга. К элементам, обеспечивающим эластичную тягу, относятся форма грудной клетки, и прежде всего ее диаметр; рост, мышечная масса, количество жира в организме, количество абдоминальной жидкости в брюшной полости, целостность скелетной и мышечной систем, легочной и соединительной ткани. У лиц с крупными широкими костями и мощными мышцами вследствие повышенной массы мышц верхней части туловища наблюдается повышенная тугоподвижность расслабленной грудной клетки. Следовательно, для расширения грудной клетки при вдохе может потребоваться большая мышечная сила. Точно так же женщине с большой грудью или человеку с избыточной массой тела придется приложить дополнительное усилие, чтобы поднимать дополнительный вес при каждом вдохе. Осанка также может влиять на растяжимость грудной клетки.

Можно ли в результате изменения растяжимости грудной клетки улучшить спортивные результаты? Луттит и Хелфорд (1930) исследовали

взаимосвязь между обхватом груди и жизненной емкостью легких. Данные, полученные в результате исследования 100 мальчиков, средний возраст которых составлял 15,7 лет, показали, что она незначительна. Спустя полвека Барри с коллегами (1987) изучали взаимосвязь между функцией легких и подвижностью грудной клетки у 51 испытуемого в возрасте 17–27 лет. Статистически значимую взаимосвязь ($r = 0,27-0,42$; $p < 0,05$) выявили между функцией легких и переменными расширения грудной клетки. Полученный результат противоречил данным предыдущего исследования (1930). Ни латеральное сгибание туловища, ни вращение грудной клетки не были существенно связаны с функцией легких.

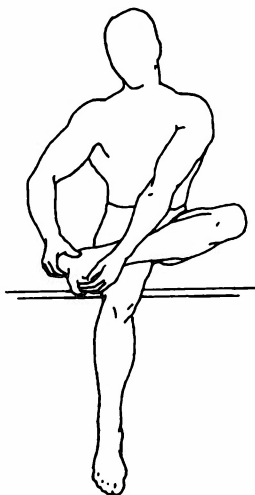
В другом исследовании Грассино с коллегами (1978) показали, что ограничение компартментов грудной клетки связано с компенсирующим увеличением смещения живота, направленным на поддержание данного дыхательного объема. Хуссейн с коллегами (1985) продолжили исследования в этом направлении и попытались выяснить, влияют ли компенсаторные механизмы на уровень физической деятельности при интенсивной физической нагрузке (езда на велосипеде). Они установили, что ограниченные движения грудной клетки вызывают снижение дыхательного объема, сокращение продолжительности вдоха и выдоха, уменьшение сокращаемости диафрагмы, повышенное вовлечение брюшных мышц в процесс выдоха, а также изменение структуры дыхания. Кроме того, отмечалось снижение продолжительности выполнения нагрузки (пониженная выносливость).

В литературе можно встретить целый ряд работ, в которых отмечается целесообразность использования растягивания и мобилизации в процессе лечения астмы, эмфиземы, респираторного дистресса взрослых (Cassidy и Schwiap, 1989; Warten, 1968). В одном из исследований рассматривали использование гимнастических упражнений на растягивание для лечения детей, страдающих астмой (Kanamaqi и др., 1990). Было выявлено, что выполнение этих упражнений позволяло некоторым больным улучшить свое состояние исключительно в результате увеличения подвижности грудной клетки.

Р Е З Ю М Е

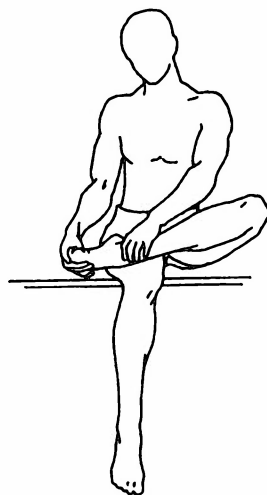
Многочисленные факторы обуславливают оптимальный уровень физической деятельности; одним из наиболее важных среди них является гибкость. Гибкость оптимизирует процесс тренировки, повышая освоение и выполнение специальных сложнокоординированных движений. Целенаправленное увеличение или снижение диапазона движений определенных суставов в результате использования тренировочных программ для развития гибкости позволяет повысить эффективность некоторых умений и навыков. Высказывается также предположение, что растягивание способствует увеличению мышечной гипертрофии и улучшению дыхательной функции у людей с нарушениями дыхательной функции. Однако для того чтобы сделать окончательные выводы, необходимы дополнительные исследования.

УПРАЖНЕНИЯ НА РАСТЯГИВАНИЕ



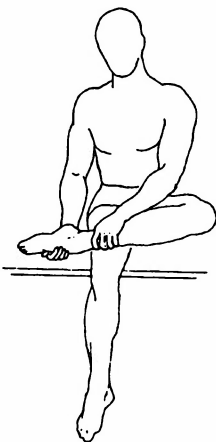
Упражнение № 1 (*Подошвенный свод стопы*)

1. Сядьте на стул или на пол, положив одну ногу на колено другой.
2. Захватите пятку у лодыжки рукой.
3. Другой рукой захватите снизу плюсну и пальцы.
4. Сделайте выдох и потяните пальцы ног по направлению к голени (разгибание пальцев).
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощущать растягивание в области подошвы.



Упражнение № 2 (*Дистальные отделы пальцев*)

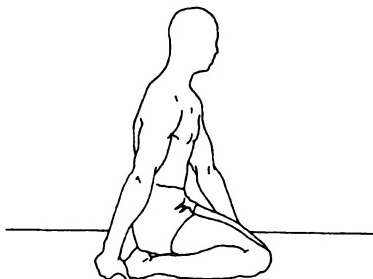
1. Сядьте на стул или на пол, положив одну ногу на колено другой.
2. Захватите медиальную лодыжку и пятку рукой.
3. Другой рукой захватите дистальную часть ноги у пальцев.
4. Сделайте выдох и медленно потяните нижнюю часть пальцев по направлению к плюсне ноги (сгибание).
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощущать растягивание верхней части ноги и пальцев.



Упражнение № 3

(Тыльная часть стопы и нижней части ноги)

1. Сядьте на стул или на пол, положив одну ногу на колено другой.
2. Одной рукой захватите ногу над стопой.
3. Другой рукой захватите дистальный отдел голени.
4. Сделайте выдох и медленно потяните подошву ноги по направлению к туловищу (подошвенное сгибание).
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощущать растяжение в области подъема и верхней части стопы.

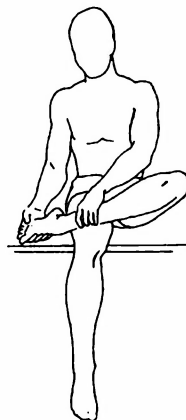


Упражнение № 4

(Передняя часть стопы и нижней части голени)

1. Опуститесь на колени, пальцы ног обращены назад. Если такое положение для вас неудобно, подложите под голени одеяло.
2. Сделайте выдох и медленно сядьте на верхнюю часть пяток (если сможете).
3. Захватите дистальную часть пальцев ног и подтяните их по направлению к голове.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны испытывать растяжение вдоль голени. Главный акцент делается на передние большеберцовые мышцы.

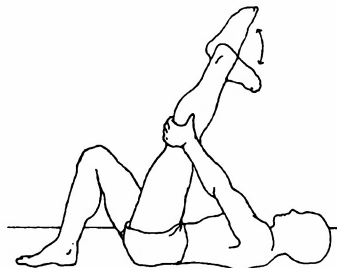
Примечание. Это упражнение используется для профилактики «расколотой голени». Убедитесь, что ваши бедра находятся на верхней части пяток, а не между ногами (последнее положение неблагоприятно для коленных суставов). Данное упражнение не следует выполнять лицам, имевшим какие-либо проблемы с коленными суставами.



Упражнение № 5

(Передняя и латеральная часть стопы и нижнего отдела голени)

1. Сядьте на стул или на пол, положив одну ногу на колено другой.
2. Одной рукой захватите стопу с пяткой.
3. Другой рукой захватите снаружи дистальный отдел стопы.
4. Сделайте выдох и медленно поверните стопу вверх (инверсия).
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощущать растяжение в передней и латеральной части стопы и нижней части ноги.



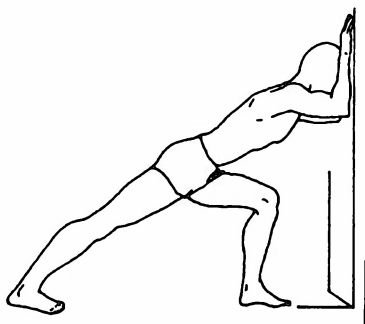
Упражнение № 6

(Ахиллово сухожилие и задняя нижняя часть ноги)

1. Лягте на спину, вытянув ноги.
2. Согните одну ногу и подтяните ее по направлению к ягодицам.

3. Поднимите другую ногу и захватите ее под коленом.
4. Сделайте выдох и медленно согните ногу по направлению к лицу (тыльное сгибание).
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощущать растяжение в области ахиллова сухожилия.

Примечание. Если у вас есть какие-либо проблемы со спиной, то после растягивания вы должны согнуть выпрямленную ногу и медленно опустить ее на пол.

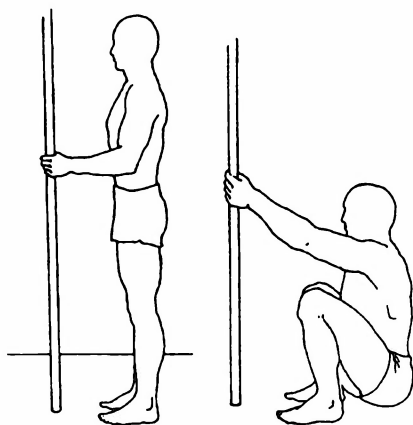


Упражнение № 7

(Икроножная мышца и ахиллово сухожилие)

1. Станьте прямо и чуть дальше, чем на вытянутую руку, от стены.
2. Согните одну ногу вперед, вторая — прямая.
3. Упритесь в стенку, сохраняя прямую линию головы, шеи, спины, таза, находящейся сзади ноги.
4. Подошву находящейся сзади ноги не отрывайте от пола.
5. Сделайте выдох, согните руки, подайтесь по направлению к стене и переместите вперед массу тела.
6. Сделайте выдох и согните колено находящейся спереди ноги по направлению к стене.
7. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
8. Вы должны ощущать растяжение в области икроножной мышцы и ахиллова сухожилия.

Примечание. Чтобы растянуть камбаловидную мышцу, согните в колене ногу, находящуюся сзади.

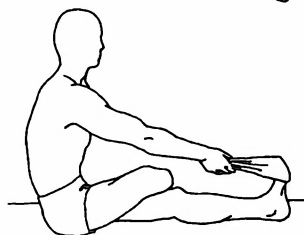


Упражнение № 8

(Четырехглавые мышцы)

1. Станьте прямо, держа шест; ноги параллельны, на расстоянии примерно 30 см друг от друга.
2. Сделайте выдох, слегка подайтесь назад, не отрывая при этом пятки от пола, и присядьте как можно ниже.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощущать растяжение в области четырехглавых мышц.
5. Выполните вдох и вернитесь в исходное положение.

Примечание. Лица, имеющие тугоподвижные приводящие мышцы и ахиллово сухожилие, могут ощущать растяжение в этих участках.



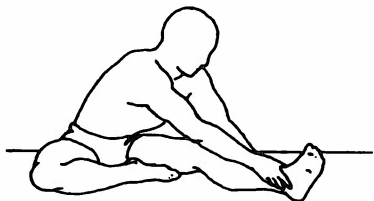
Упражнение № 9

(Задняя часть колена)

1. Сядьте прямо на пол, ноги прямые.
2. Согните одну ногу так, чтобы ее пятка коснулась области паха.

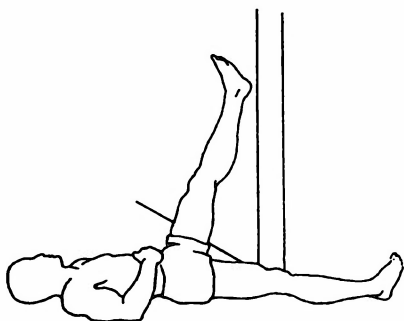
3. Сделайте выдох, наклонитесь вперед и захватите ногу рукой.
4. Сделайте выдох и подтяните ногу к туловищу.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.

Примечание. Если вы не можете дотянуться до ноги рукой, используйте полотенце. Чтобы усилить растяжение, положите пятку согнутой ноги на колено другой и выполните упражнение.



Упражнение № 10
(Подколенные сухожилия)

1. Сядьте на пол, ноги прямые, разведены в сторону примерно на 90°.
2. Согните одну ногу в колене и перемещайте ее до тех пор, пока она не коснется внутренней части другой ноги.
3. Опустите внешнюю часть бедра и икры согнутой ноги на пол.
4. Сделайте выдох, удерживая вытянутую ногу прямой, согните ногу в бедре и опустите выпрямленную верхнюю часть туловища от бедер на вытянутое бедро.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощущать растяжение в области подколенных сухожилий.

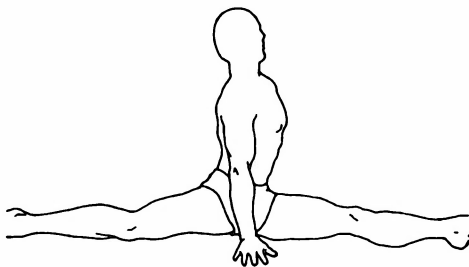


Упражнение № 11
(Подколенные сухожилия)

1. Лягте на спину в дверном проеме.
2. Разместите бедра чуть впереди от дверной коробки.
3. Поднимите одну ногу и упритесь в дверную коробку, колено прямое, вторая но-

- га на полу. Чтобы увеличить растяжение, переместите ягодицы ближе к дверной коробке.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощущать растяжение в области подколенных сухожилий.

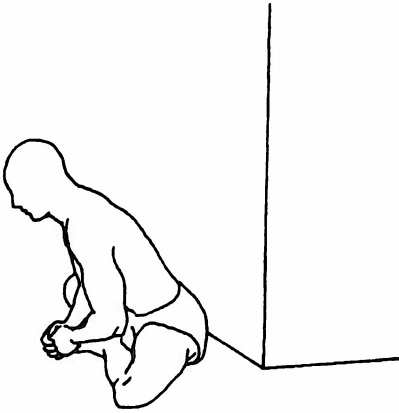
Примечание. Чтобы усилить растяжение, воспользуйтесь полотенцем, накинув его на ступню поднятой вверх ноги. Потянув за полотенце, вы оттяните ногу от дверной коробки ближе к грудной клетке.



Упражнение № 12
(Подколенные сухожилия)

1. Сядьте на колени, ноги вместе, руки по бокам.
2. Поднимите одно колено и переместите ступню слегка вперед для опоры.
3. Сделайте выдох, согнитесь в талии, опустите верхнюю часть туловища на переднее бедро, руки слегка переместите вперед.
4. Сделайте выдох, переместите ногу, находящуюся впереди, вперед, выпрямите обе ноги и выпрямите спину, входя в положение шпагата.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощущать растяжение в области подколенных сухожилий.

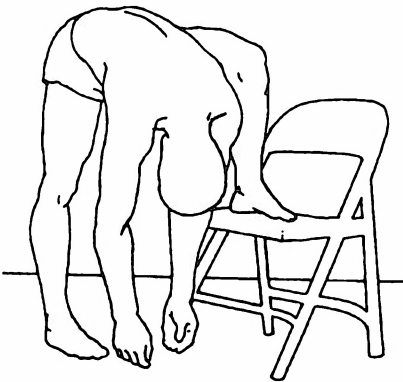
Примечание. Шпагат — одно из наиболее трудных упражнений, используемых для растягивания подколенных сухожилий. Чтобы правильно выполнить шпагат, обе ноги должны быть прямыми, а ягодицы плотно прижатыми к полу. Некоторые спортсмены используют незначительное выворачивание бедра ноги, находящейся сзади. Однако это может оказаться небезопасным при тугоподвижности сгибателей тазобедренного сустава. Чтобы увеличить растяжение, можно наклониться вперед к бедру ноги, находящейся спереди, или выполнить шпагат, положив ногу, находящуюся спереди, на сложное одеяло. Последнее, однако, может привести к растяжению тыльных структур колена.



Упражнение № 13
(Приводящие мышцы)

1. Сядьте на пол, упритесь ягодицами в стенку, ноги согнуты и пятки касаются друг друга.
2. Захватите руками ступни и подтяните их как можно ближе к области паха.
3. Сделайте выдох, подайте туловище вперед, не сгибая спины, и попытайтесь коснуться грудью пола.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в области паха (приводящие мышцы).

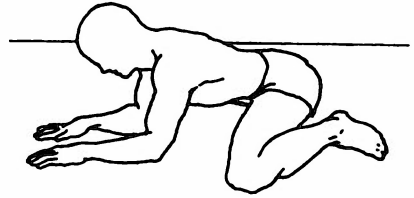
Примечание. Типичная ошибка — сгибание спины.



Упражнение № 14
(Приводящие мышцы)

1. Станьте прямо, подняв одну ногу и поставив ее на стул.
2. Сделайте выдох, затем наклон и опустите руки к полу.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.

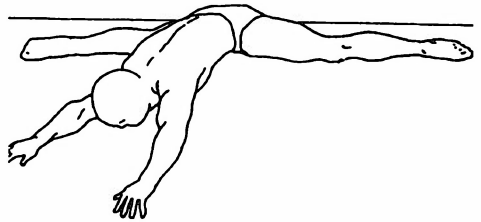
4. Вы должны ощутить растяжение в области паха (приводящие мышцы).
5. Возвращаясь в исходное положение, сделайте вдох.



Упражнение № 15
(Приводящие мышцы)

1. Станьте на колени и упритесь руками в пол.
2. Согните руки и опуститесь на пол локтями.
3. Сделайте выдох, медленно разведите колени и попытайтесь коснуться грудью пола.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощущать растяжение в области паха (приводящие мышцы).

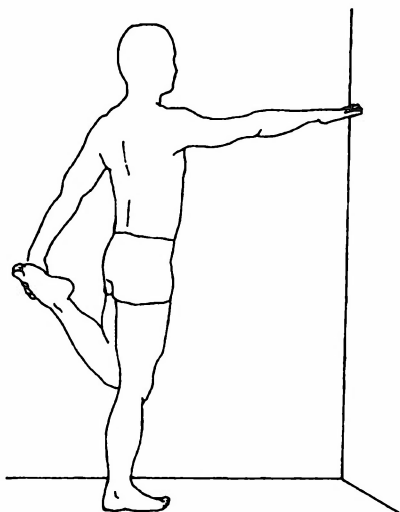
Примечание. Это упражнение является одним из наиболее сложных упражнений для растягивания приводящих мышц.



Упражнение № 16
(Приводящие мышцы)

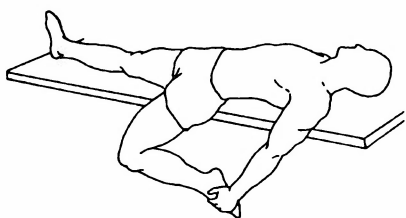
1. Сядьте прямо и разведите прямые ноги в стороны.
2. Сделайте выдох и медленно опустите грудь и живот на пол, спина при этом остается ровной.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в области паха (приводящие мышцы).

Примечание. Идеальный вариант — ноги образуют прямую линию во время выполнения шпагата. Лица с более высоким уровнем развития гибкости могут вращать бедрами вперед и назад.



Упражнение № 17
(Четырехглавые мышцы)

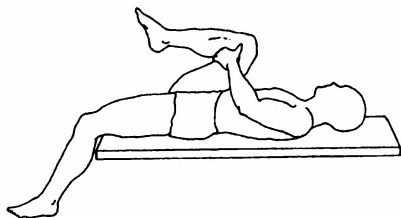
1. Станьте прямо, упритесь одной рукой в стенку.
2. Согните одну ногу в колене и подведите пятку к ягодицам.
3. Слегка согните ногу, на которой стоите.
4. Сделайте выдох и захватите рукой поднятую ногу.
5. Сделайте вдох и подтяните пятку к ягодицам, избегая при этом чрезмерного сжатия колена.
6. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
7. Вы должны ощутить растяжение в области четырехглавой мышцы.



Упражнение № 18
(Четырехглавые мышцы)

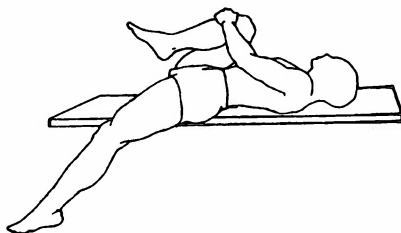
1. Лягте на спину у края стола.
2. Сделайте выдох, медленно спустите со стола ногу и захватите ступню рукой.
3. Сделайте вдох и медленно подтяните пятку к ягодицам.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в средне-верхней части бедра.

Примечание. Это упражнение может быть слишком интенсивным. Чтобы «защитить» поясницу, приподнимите голову и сократите брюшные мышцы.



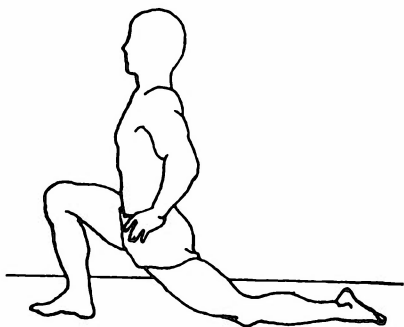
Упражнение № 19
(Сгибатели бедра)

1. Лягте на спину на стол, ноги свисают (в области коленей).
2. Сделайте вдох, согните одну ногу в тазобедренном суставе и подведите колено к груди.
3. Захватите обеими руками колено сзади.
4. Сделайте вдох и подтяните колено к груди, колено другой ноги по-прежнему свисает со стола.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в верхней части бедра.



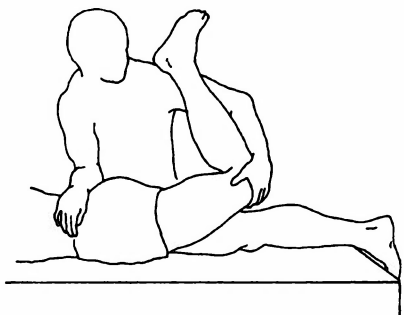
Упражнение № 20
(Сгибатели бедра)

1. Лягте на спину на стол.
2. Одна нога свисает со стола (в области тазобедренного сустава).
3. Сделайте вдох, согните другую ногу в колене, захватите руками и подведите к груди.
4. Сделайте вдох и прижмите бедро к груди.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в верхней части бедра.



Упражнение № 21
(Сгибатели бедра)

1. Станьте прямо и разведите ноги в стороны на ширину около 60 см.
2. Согните одну ногу в колене, опустите туловище вниз и положите колено другой ноги на пол.
3. Отведите находящуюся сзади ногу так, чтобы верхушка подъема оказалась на полу.
4. Положите кисти на пояс (некоторые могут предпочесть расположить одну руку на колене ноги, находящейся впереди, а другую — на ягодицы), колено находящейся впереди ноги остается согнутым под углом 90°.
5. Сделайте выдох и медленно вытолкните переднюю часть бедра ноги, находящейся сзади, к полу.
6. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
7. Вы должны ощутить растяжение в верхней части бедра.

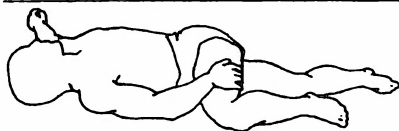


Упражнение № 22
(Сгибатели бедра)

1. Лягте лицом вниз, согнув одну ногу в колене.
2. Партнер находится сбоку, стоя или опершись на одно колено, одна рука партнера находится под вашим коленом (на передней части бедра), вторая — несколько выше.

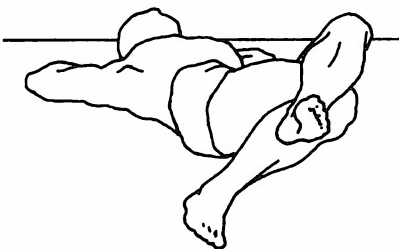
3. Сокращайте ягодичные мышцы по мере того, как партнер прижимает ваш живот к столу или полу одной рукой, а другой — осторожно приподнимает вашу ногу.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в верхней части бедра.

Примечание. При выполнении этого упражнения возникает интенсивное растяжение, поэтому его следует выполнять очень осторожно.



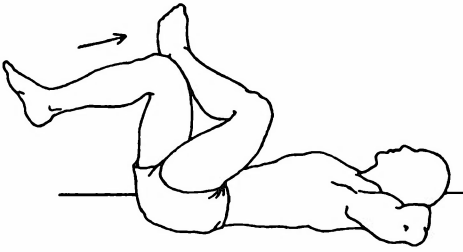
Упражнение № 23
(Латеральная часть ягодиц и бедра)

1. Лягте на спину, вытянув ноги.
2. Согните одну ногу в колене и поднимите к груди.
3. Захватите колено или бедро противоположной рукой.
4. Сделайте выдох и подтяните колено в сторону через другую ногу к полу, не отрывая при этом от пола локти, голову и плечи.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в латеральной части ягодиц и бедра.



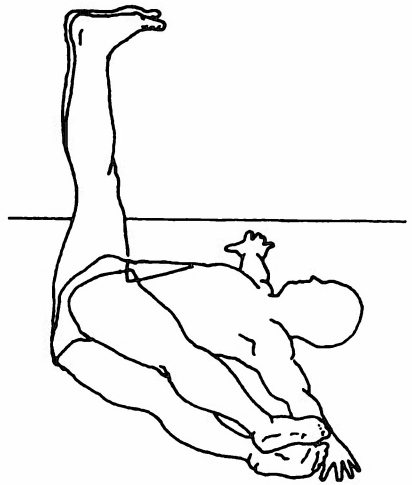
Упражнение № 24
(Ягодицы и бедро)

1. Лягте на спину, согнув ноги в коленях и соединив руки под головой.
2. Перенесите левую ногу над правой и согните.
3. Сделайте выдох и используйте левую ногу, чтобы прижать внутреннюю часть правой ноги к полу, не отрывая при этом локти, голову и плечи от пола.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в области ягодиц и бедра.



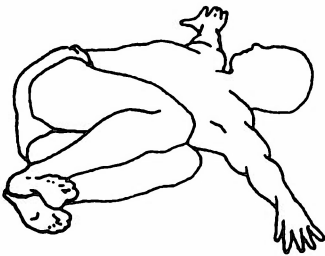
Упражнение № 25
(Ягодицы и бедро)

1. Лягте на спину, левая нога скрещена над коленом правой ноги.
2. Сделайте вдох, согните правое колено, приподнимите правую ногу над полом так, чтобы она «вытолкнула» левую ногу к лицу, не отрывая при этом от пола голову, плечи и спину.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в области ягодиц и бедра.



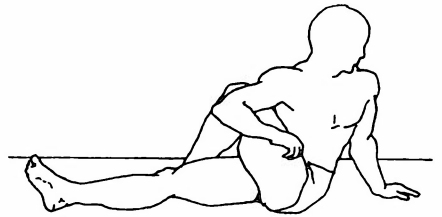
Упражнение № 27
(Ягодицы, бедра и туловище)

1. Лягте на пол, подняв вверх прямые ноги, руки в стороны.
2. Сделайте выдох и медленно опустите обе ноги на пол на одну сторону, не отрывая при этом от пола локти, голову и плечи.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в области ягодиц, бедра и нижней части туловища.



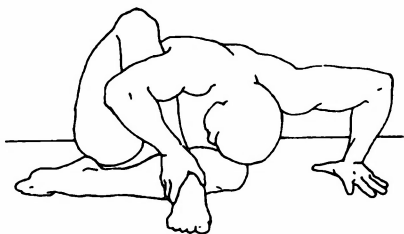
Упражнение № 26
(Ягодицы, бедра и туловище)

1. Лягте на спину, ноги согнуты в коленях, руки раскиньте в стороны.
2. Сделайте выдох и медленно опустите ноги на пол на одну сторону, не отрывая при этом от пола локти, голову и плечи.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в области ягодиц, бедра и нижней части туловища.



Упражнение № 28
(Ягодицы и бедро)

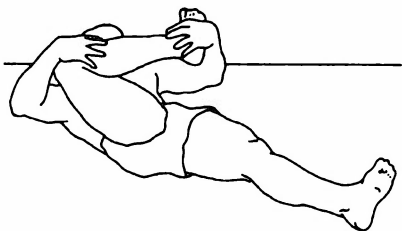
1. Сядьте прямо на пол, опираясь руками сзади, ноги выпрямлены.
2. Согните левую ногу и перенесите ее через правую, продвинув пятку к ягодицам.
3. Перенесите правую руку через левую ногу и положите локоть правой руки на внешнюю часть колена левой ноги.
4. Сделайте выдох и посмотрите через левое плечо, повернув туловище и надавливая на колено локтем правой руки.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в области ягодиц и бедра.



Упражнение № 29

(Ягодицы, бедро и туловище)

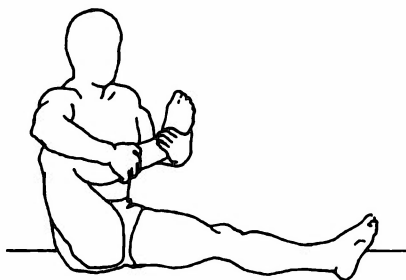
1. Сядьте прямо на пол, внешняя часть левой ноги на полу перед вами, колено согнуто, ступня обращена вправо.
2. Скрестите правую ногу над левой и положите ступню на пол.
3. Сделайте выдох и наклонитесь вперед.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в области ягодиц, бедра и туловища.



Упражнение № 30

(Ягодицы и бедро)

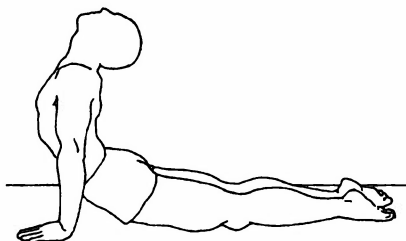
1. Лягте на пол.
2. Согните одну ногу и переместите пятку к ягодицам.
3. Захватите колено одноименной рукой, а лодыжку — другой рукой.
4. Сделайте выдох и медленно потяните ступню к противоположному плечу, не отрывая при этом от пола голову, плечи и спину.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в области ягодиц и бедра.



Упражнение № 31

(Ягодицы и бедро)

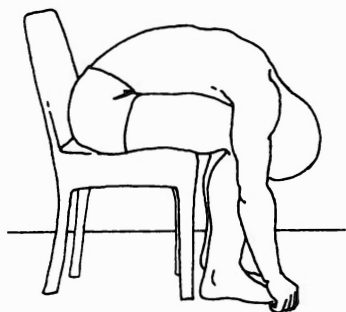
1. Сядьте прямо на пол, упершись спиной в стену.
2. Согните одну ногу и переместите пятку к ягодицам.
3. Прижмите колено при помощи локтя и захватите стопу противоположной рукой.
4. Сделайте выдох и медленно потяните ступню по направлению к противоположному плечу.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.



Упражнение № 32

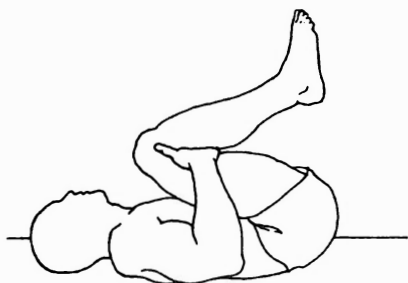
(Живот и сгибатели бедра)

1. Лягте на пол лицом вниз.
2. Положите кисти как можно ближе к бедрам, пальцы направлены вперед.
3. Сделайте выдох, отождитесь от пола, поднимите голову и туловище и прогнитесь в области спины, сокращая при этом ягодичные мышцы с тем, чтобы не допустить чрезмерного сжатия поясницы.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в области живота и верхней части бедер.



Упражнение № 33
(Поясница)

1. Сядьте прямо на стул, ноги слегка разведены в стороны.
2. Сделайте выдох, выпрямите туловище и медленно наклонитесь вперед.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в области поясницы.



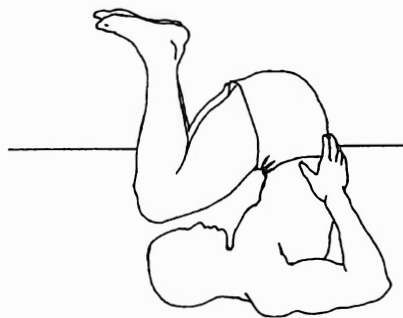
Упражнение № 34
(Поясница)

1. Лягте на спину.
2. Согните ноги в коленях и переместите ступни к ягодицам.
3. Захватите бедра, чтобы не допустить чрезмерного сгибания коленных суставов.
4. Сделайте выдох, подтяните колени к груди и плечам.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в области поясницы.
7. Сделайте выдох и медленно поочередно выпрямите ноги, чтобы предотвратить возникновение болевых ощущений или спазмов.



Упражнение № 35
(Поясница)

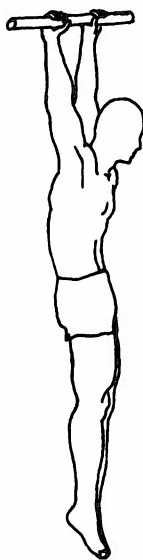
1. Лягте на спину.
2. Согните ноги в коленях и переместите ступни к ягодицам.
3. Ваш партнер находится сбоку, одна его рука находится под коленями, другая удерживает пятки.
4. Сделайте выдох, позволяя партнеру подтянуть ваши ноги ближе к груди, приподнимая ваши ягодицы и поясницу от пола.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в области поясницы.



Упражнение № 36
(Поясница)

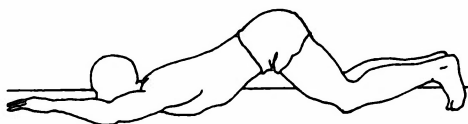
1. Лягте на спину, руки по бокам, ладони опущены вниз.
2. Сделайте выдох, оттолкнитесь ладонями от пола и поднимите вверх ноги так, чтобы колени оказались на уровне лба.
3. Удерживайте положение при помощи рук.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в области поясницы.

Примечание. Выполняйте это упражнение осторожно. Не допускайте чрезмерного сгибания шеи.



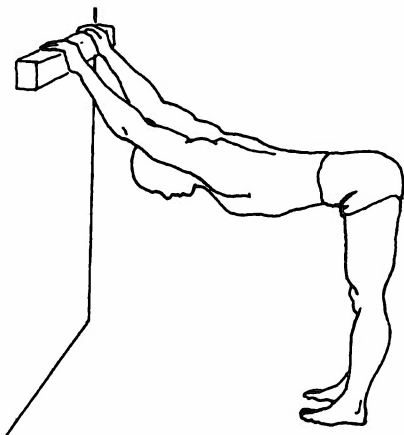
Упражнение № 37
(Латеральная часть туловища)

1. Вися на перекладине, руки прямые, туловище слегка согнуто вперед.
2. Сделайте выдох, опустите подбородок на грудь и «опуститесь» в плечах.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в латеральной части туловища и верхней части спины.



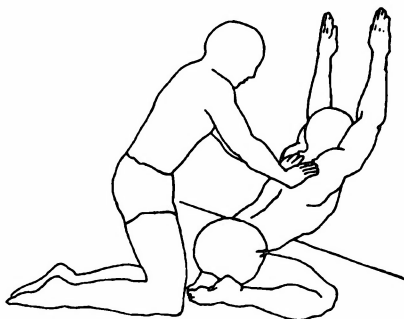
Упражнение № 38
(Верхняя часть спины)

1. Станьте на четвереньки.
2. Вытяните руки вперед и коснитесь грудью пола.
3. Сделайте выдох и отождмитесь от пола руками, чтобы выгнуть спину.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в верхней части спины.



Упражнение № 39
(Верхняя часть спины)

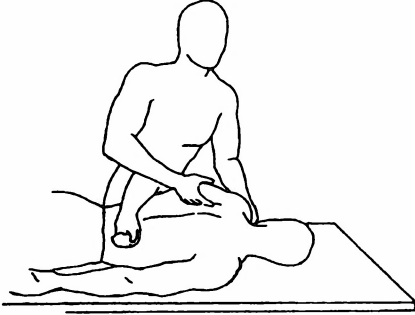
1. Станьте прямо на расстоянии приблизительно 1 м от какой-либо опоры, расположенной на уровне талии, ноги вместе, руки над головой.
2. Сделайте выдох, руки и ноги прямые, согнитесь, выпрямите спину и возьмитесь за опору обеими руками.
3. Сделайте выдох и нажмите на опору, чтобы прогнуться в спине.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в верхней части спины.



Упражнение № 40
(Верхняя часть спины)

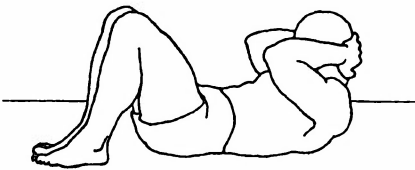
1. Сядьте прямо, лицом к стене на расстоянии вытянутой руки, колени разведены в стороны.
2. Поднимите руки, локти прямые, подайтесь вперед и упритесь ладонями в стену (на ширине плеч), пальцы направлены вверх.
3. Сделайте выдох, поднимите руки, нажмите на стену, чтобы прогнуться в спине.

- Партнер находится непосредственно сзади вас, его руки — на верхней части ваших лопаток.
- Сделайте выдох, позволяя партнеру осторожно надавить по направлению вниз и от головы. Постоянно общайтесь с партнером и делайте все очень осторожно.
- Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
- Вы должны ощутить растяжение в верхней части спины.



Упражнение № 41
(Передняя зубчатая и ромбовидная мышцы)

- Лягте на грудь, повернув голову влево, левая рука согнута в локте, предплечье находится на пояснице.
- Партнер находится сбоку, держа левой рукой верхнюю переднюю часть вашего плеча.
- Сделайте выдох, позволяя партнеру приподнять плечо.
- Партнер кладет правую руку (кисть) под лопатку и осторожно приподнимает ее вверх.
- Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
- Вы должны ощутить растяжение в области ромбовидной мышцы.



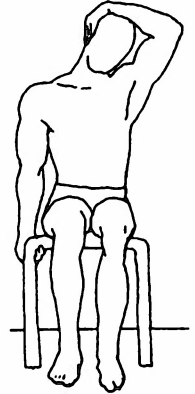
Упражнение № 42
(Тыльная часть шеи)

- Лягте на пол, согнув ноги в коленях.
- Переплетите руки за головой.
- Сделайте выдох и потяните голову от пола к груди, не отрывая при этом лопатки от пола.

- Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
- Вы должны ощутить растяжение в верхней части спины и тыльной части шеи.

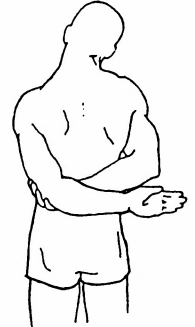
Упражнение № 43
(Латеральная часть шеи)

- Сядьте или станьте прямо.
- Положите кисть левой руки на верхнюю правую часть головы.
- Сделайте выдох и медленно потяните голову к левому плечу (латеральное сгибание).
- Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
- Вы должны ощутить растяжение в латеральной части шеи.



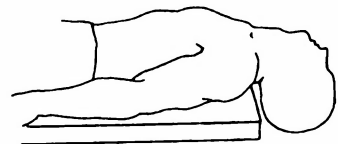
Упражнение № 44
(Латеральная часть шеи)

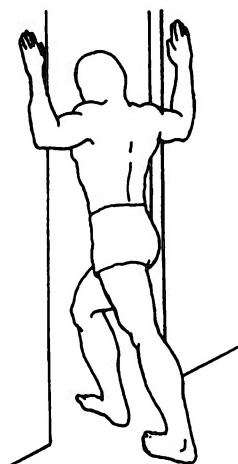
- Сядьте или станьте прямо, согнув левую руку за спиной.
- Захватите другой рукой локоть согнутой руки и потяните через среднюю линию спины, чтобы стабилизировать левое плечо.
- Сделайте выдох и наклоните голову к правому плечу.
- Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
- Вы должны ощутить растяжение в латеральной части шеи.



Упражнение № 45
(Передняя часть шеи)

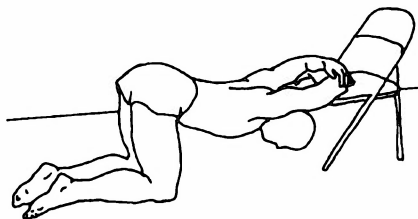
- Лягте на спину на стол, чтобы голова свисала.
- Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
- Вы должны ощутить растяжение в передней части шеи.





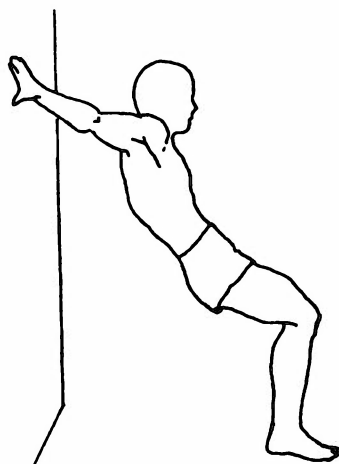
Упражнение № 46
(Грудные мышцы)

1. Станьте прямо лицом к углу комнаты или дверному проему.
2. Поднимите руки в стороны, чтобы локти были на уровне плеч, а предплечья направлены строго вверх, упритесь ладонями в стену или дверной проем, чтобы растянуть грудинную часть грудных мышц.
3. Сделайте выдох и подайте все тело вперед.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в верхней части груди (грудные мышцы).



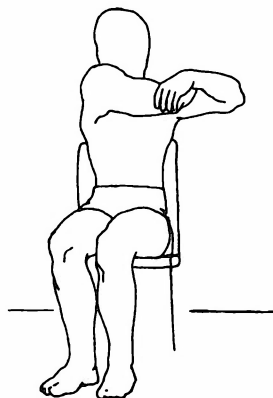
Упражнение № 47
(Грудные мышцы)

1. Станьте на колени на полу лицом к стулу.
2. Переплетите предплечья над головой и наклонитесь вперед так, чтобы они оказались на стуле, голова опущена вниз.
3. Сделайте выдох и опустите голову и грудь к полу.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в верхней части груди (грудные мышцы).



Упражнение № 48
(Передняя часть плеча)

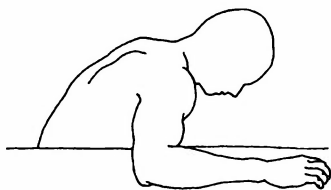
1. Станьте прямо, руки сзади на уровне плеч на стене, пальцы направлены вверх.
2. Сделайте выдох и согните ноги, чтобы опустить плечи.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в передней части плеч.



Упражнение № 49
(Латеральная часть плеча)

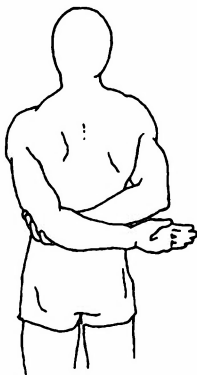
1. Сядьте или станьте прямо, подняв одну руку на уровень плеча.
2. Согните руку по направлению к плечу другой руки.
3. Возьмитесь за поднятый локоть другой рукой.
4. Сделайте выдох и потяните локоть к спине.

5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в латеральной части плеча.



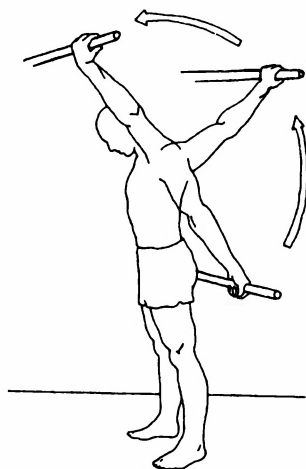
Упражнение № 50
(Внутренние вращатели плеча)

1. Сядьте прямо, прислонившись боком к столу.
2. Положите предплечье вдоль стола, рука согнута в локте.
3. Сделайте выдох, наклонитесь вперед и опустите голову и плечо на уровень стола.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в верхней и медиальной частях плеча.



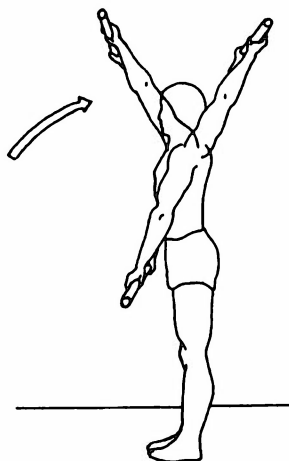
Упражнение № 51
(Отводящие мышцы плеча)

1. Сядьте или станьте прямо, согнув одну руку за спиной.
2. Захватите локоть (или запястье, если вы не можете дотянуться до локтя) сзади другой рукой.
3. Сделайте выдох и потяните локоть через среднюю линию спины.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в задней части плеча.



Упражнение № 52
(Внутренние и внешние вращатели плеча)

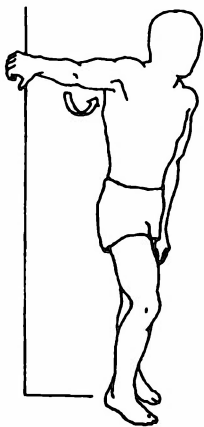
1. Станьте прямо, ноги в стороны, возьмите в руки шест или полотенце, руки находятся за спиной на ширине бедер, обратный хват.
2. Сделайте вдох и медленно поднимите руки над головой. Руки остаются прямыми и симметричными друг другу по мере их перемещения вперед в плечевом суставе, завершите хватом «L» (ладони обращены вверх, большие пальцы под шестом).
3. Сделайте вдох и выполните упражнение в обратную сторону.
4. Вы должны ощутить растяжение в области плеч (особенно в заднем участке).



Упражнение № 53
(Внутренние и внешние вращатели плеча)

1. Станьте прямо, ноги в стороны, захватите шест или полотенце перед собой (ладони обращены вниз).

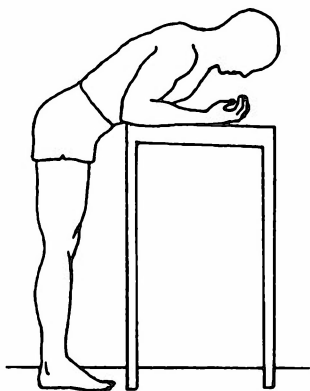
2. Сделайте вдох и медленно поднимите руки над головой. Руки должны оставаться прямыми и симметричными друг другу по мере движения в плечевом суставе. Движение завершается, когда руки оказываются за головой.
3. Сделайте выдох и выполните упражнение в противоположном направлении.
4. Вы должны ощутить растяжение в области плеч (и особенно в передней части).



Упражнение № 54
(Двуглавые мышцы)

1. Станьте прямо спиной к дверной коробке.
2. Положите одну руку на дверную коробку, рука вращается вовнутрь в плечевом суставе, предплечье выпрямлено, кисть пронирована и большой палец направлен вниз.
3. Сделайте выдох и попытайтесь повернуть бицепс так, чтобы он оказался обращенным вверх.

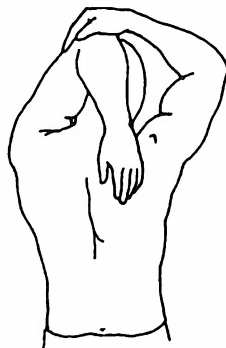
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в области двуглавой мышцы.



Упражнение № 55
(Трехглавая мышца плеча)

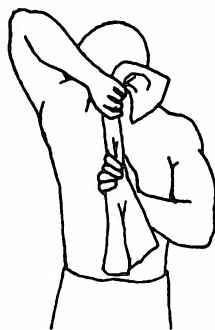
1. Станьте прямо, предплечье лежит на столе, ладонь направлена вверх.
2. Сделайте выдох, наклонитесь вперед и приведите плечи к запястьям.

3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в области трехглавой мышцы.



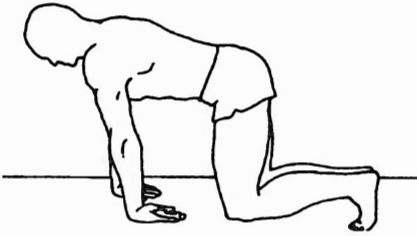
Упражнение № 56
(Трехглавая мышца плеча)

1. Сядьте или станьте прямо, согнув одну руку, локоть направлен вверх, кисть находится на лопатке.
2. Захватите локоть кистью другой руки.
3. Сделайте выдох и потяните локоть вниз.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в области трехглавой мышцы.



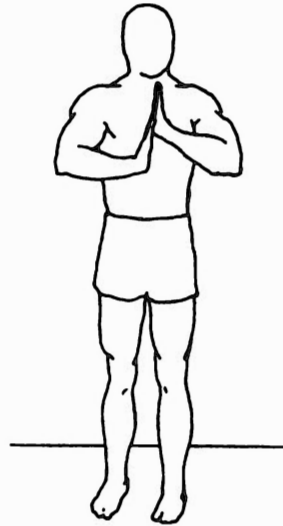
Упражнение № 57
(Трехглавая мышца плеча)

1. Станьте или сядьте прямо, одна рука находится у поясницы и максимально поднята вверх.
2. Поднимите другую руку над головой, держа в руке полотенце, и согните в локте.
3. Захватите край полотенца другой рукой.
4. Сделайте вдох и поочередно потяните руками полотенце.
5. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
6. Вы должны ощутить растяжение в области трехглавой мышцы.



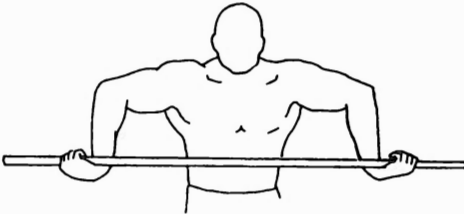
Упражнение № 58
(Плечелучевая мышца)

1. Станьте на четвереньки, согните руки в запястьях и упритесь в пол, пальцы обращены к коленям.
2. Сделайте выдох и наклонитесь вниз.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в области плечелучевой мышцы.



Упражнение № 60
(Сгибатели предплечья)

1. Сядьте или станьте прямо, запястья выгнуты назад.
2. Расположите кисти рук, как показано на рисунке.
3. Сделайте выдох и надавите ладонью одной руки на пальцы другой.
4. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
5. Вы должны ощутить растяжение в сгибателях предплечья.



Упражнение № 59
(Плечелучевая мышца)

1. Возьмите в руки шест, держа его перед собой («L»-захват).
2. Сделайте выдох и согните руки в локтях.
3. Зафиксируйте растяжение и расслабьтесь.
4. Вы должны ощутить растяжение в области плечелучевой мышцы.

ЛИТЕРАТУРА

- Aarskog D., Stoa K.F., Thorsen T.* (1966). Urinary oestrogen excretion in newborn infants with congenital dysplasia of the hip joint. *Acta Paediatrica Scandinavica*, 55(4), 394–397.
- Aberdeen D.L., Joensen E.* (1986). A study of the relevance of handedness to the range of rotation at the glenohumeral joint. *European Journal of Chiropractic*, 34(2), 67–87.
- Abraham W.M.* (1977). Factors in delayed muscle soreness. *Medicine and Science in Sports*, 9(1), 11–20.
- Abraham W.M.* (1979). Exercise-induced muscular soreness. *The Physician and Sportsmedicine*, 7(10), 57–60.
- Abramson D., Roberts S.M., Wilson P.D.* (1934). Relaxation of the pelvic joint in pregnancy. *Surgery, Gynecology, and Obstetrics*, 58(3), 595–613.
- ACOG.* See American College of Obstetricians and Gynecologists.
- Adams M.A., Dolan P., Hutton W.C.* (1987). Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine. *Spine*, 12(2), 130–137.
- Adams M.A., Hutton W.C.* (1986). Has the lumbar spine a margin of safety in forward bending? *Clinical Biomechanics*, 1(1), 3–6.
- Adams M.A., Hutton W.C., Stott J.R.R.* (1980). The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine*, 5(3), 245–253.
- Adams P., Muir H.* (1976). Qualitative changes with age of proteoglycans of human lumbar discs. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 35(4), 289–296.
- Adler S.S., Beckers D., Buck M.* (1993). *PNF in practice: An illustrated guide.* New York: Springer-Verlag.
- Agre J.C., Casal D.C., Leon A.S., McNally C., Baxter T.L., Serfass R.C.* (1988). Professional ice hockey players: Physiologic, anthropometric, and musculoskeletal characteristics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69(3), 188–192.
- Agre J.C., Pierce L.E., Raab D.M., McAdams M., Smith E.L.* (1988). Light resistance and stretching exercise in elderly women: Effect upon stretch. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69(4), 273–276.
- Akeson W.H., Amiel D., LaViolette D.* (1967). The connective tissue response to immobility: A study of the chondroitin 4- and 6-sulfate and dermatan sulfate changes in periarticular connective tissue of control and immobilized knees of dogs. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 51, 183–197.
- Akeson W.H., Amiel D., Mechanic G.L., Woo S., Harwood F.L., Hammer M.L.* (1977). Collagen crosslinking alteration in joint contractures: Changes in reducible crosslinks in periarticular connective tissue collagen after nine weeks of immobilization. *Connective Tissue Research*, 5(1), 15–20.
- Akeson W.H., Amiel D., Woo S.* (1980). Immobility effects on synovial joints: The pathomechanics of joint contracture. *Biorheology*, 17(1/2), 95–110.
- Akster H.A., Granzier H.L.M., Focant B.* (1989). Differences in I band structure, sarcomere extensibility, and electrophoresis of titin between two muscle fiber types of the perch (*Perca fluviatilis* L.). *Journal of Ultrastructure and Molecular Structure Research*, 102(2), 109–121.
- Alabin V.G., Krivonosov M.P.* (1987). Excerpts from training aids and specialized exercises in track and field. *Soviet Sports Review*, 22(2), 73–75.

- Alexander M.J.L.* (1991). A comparison of physiological characteristics of elite and subelite rhythmic gymnasts. *Journal of Human Movement Studies*, 20(2), 49–69.
- Alexander R.M.* (1975). *Biomechanics*. London: Chapman and Hall.
- Alexander R.M.* (1988). *Elastic mechanisms in animal movement*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Allander E., Bjornsson O., Olafsson O., Sigfusson N., Thorsteinsson J.* (1974). Normal range of joint movements in shoulder, hip, wrist and thumb with special reference to side: A comparison between two populations. *International Journal of Epidemiology*, 3(3), 253–261.
- Allen C.E.L.* (1948). Muscle action potentials used in the study of dynamic anatomy. *British Journal of Physical Medicine*, 11, 66–73.
- Almekinders L.C.* (1993). Anti-inflammatory treatment of muscular injuries in sports. *Sports Medicine*, 15(3), 139–145.
- Alnaqeeb M.A., Al Zaid N.S., Goldspink G.* (1984). Connective tissue changes and physical properties of developing and aging skeletal muscle. *Journal of Anatomy*, 139(4), 677–689.
- Al-Rawi Z.S., Al-Aszawi A.J., Al-Chalabi T.* (1985). Joint mobility among university students in Iraq. *British Journal of Rheumatology*, 24(4), 326–331.
- Alter J.* (1983). *Surviving exercise*. Boston: Houghton Mifflin.
- Alter J.* (1986). *Strength & strengthen*. Boston: Houghton Mifflin.
- Alter J.* (1989–1990). Book review. *Kinesiology and Medicine in Dance*, 12(1), 41–43.
- Alter M.* (1990). *Sport stretch*. Champaign, IL: Leisure Press.
- Alvarez R., Stokes I.A.F., Asprino D.E., Trevino S., Braun T.* (1988). Dimensional changes of the feet in pregnancy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 70A(2), 271–274.
- American Academy of Orthopaedic Surgeons.* (1965). *Joint motion: Method of measuring and recording*. Park Ridge, IL: Author.
- American Academy of Orthopaedic Surgeons.* (1991). *Athletic training and sports medicine* (2nd ed.). Rosemont, IL: Author.
- American Alliance for Health, Physical Education, and Recreation.* (1968). *School safety policies with emphasis on physical education, athletics, and recreation*. Washington, DC: Author.
- American Chiropractic Association.* (1991). *Chiropractic: State of the art 1991–1992*. Arlington, VA: Author.
- American College of Obstetricians and Gynecologists [ACOG].* (1985). *Exercise during pregnancy and the postnatal period. ACOG home exercise programs*. Washington, DC: Author.
- American College of Obstetricians and Gynecologists [ACOG].* (1994). *Exercise during pregnancy and the postpartum period (ACOG Technical Bulletin, No. 189)*. Washington, DC: Author.
- The American contortionist.* (1882). *Lancet*, 1,618.
- American Medical Association. Subcommittee on Classification of Sports Injuries.* (1966). *Standard nomenclature of athletic injuries*. Chicago: Author.
- American Orthopaedic Association.* (1985). *Manual of orthopaedic surgery*. Chicago: Author.
- Anderson B.* (1978). The perfect pre-run stretching routine. *Runners World*, 13(5), 56–61.
- Anderson B.* (1980). *Stretching*. Bolinas, CA: Shelter.
- Anderson B.* (1985). *Stretch: A key to body awareness*. *Shape*, 4(3), 37–42.
- Anderson M.B.* (1979). Comparison of muscle patterning in the overarm throw and tennis serve. *Research Quarterly* 50(4), 541–553.
- Andersson G.B.J., Herberts T.N., Ortengren R.* (1977). Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. *Orthopedic Clinics of North America*, 8(1), 85–86.
- Andren L., Borglin N.E.* (1961). Disturbed urinary excretion pattern of oestrogens in newborns with congenital dislocation of the hip. I. The excretion of oestrogen during the first few days of life. *Acta Endocrinologica*, 37(3), 423–433.
- Andrews J.R.* (1983). Overuse syndromes of the lower extremity. *Clinics in Sports Medicine*, 2(1), 137–148.
- Ansell B.A.* (1972). Hypermobility of joints. In A.G. Apley (Ed.), *Modern trends in orthopaedics* (pp. 25–39). New York: Appleton-Century-Crofts.
- Armstrong C.G., O'Connor P., Gardner D.L.* (1992). Mechanical basis of connective tissue disease. In D.L. Gardner (Ed.), *Pathological basis of the connective tissue diseases* (pp. 261–281). Philadelphia: Lea & Febiger.

- Armstrong J.R.* (1958). Lumbar disc lesions. London: E & S Livingstone.
- Armstrong R.B.* (1984). Mechanisms of exercise-induced delayed onset muscle soreness. *Medicine and Science in Sport*, 9(1), 111–26.
- Armstrong R.B., Ogilvie R.W., Schwane J.A.* (1983). Eccentric exercise-induced injury to rat skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 54(1), 80–93.
- Armstrong R.B., Warren G.L., Warren J.R.* (1991). Mechanisms of exercise-induced muscle fibre injury. *Sports Medicine*, 12(3), 184–207.
- Arner O., Lindholm A.* (1958). What is tennis leg? *Acta Chirurgica Scandinavica*, 116(1), 73–77.
- Arnheim D.D.* (1971). Stretching. In L.A. Larson (Ed.), *Encyclopedia of sport sciences and medicine* (pp. 165–166). New York: Macmillan.
- Arnheim D.D.* (1989). *Modern principles of athletic training* (7th ed.). St. Louis: Times Mirror/Mosby.
- Ashmore C.R.* (1982). Stretch-induced growth in chicken wing muscles: Effects on hereditary muscular dystrophy. *American Journal of Physiology*, 242 (Cell Physiology 11), C178–C183.
- Asmussen E.* (1953). Positive and negative work. *Acta Physiologica Scandinavica*, 28(4), 364–382.
- Asmussen E.* (1956). Observations on experimental muscle soreness. *Acta Rheumatologica Scandinavica*, 2, 109–116.
- Asmussen E., Bonde-Petersen F.* (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91(3), 385–392.
- Aspden R.M.* (1988). A new mathematical model of the spine and its relationship to spinal loading in the workplace. *Applied Ergonomics*, 19(4), 319–323.
- Asterita M.F.* (1985). *The physiology of stress*. New York: Human Science Press.
- Aten D.W., Knight K.T.* (1978). Therapeutic exercise in athletic training: Principles and overview. *Athletic Training*, 13(3), 123–126.
- Athenstaedt H.* (1970). Permanent longitudinal electric polarization and pyroelectric behaviour of collagenous structures and nervous tissue in man and other vertebrates. *Nature*, 228(5274), 830–834.
- Atwater A.A.* (1967, October). What film analysis tells us about movement. Paper presented at the Annual Meeting of the Midwest Association for Physical Education of College Women, French Lick, IN.
- Atwater A.A.* (1979). Biomechanics of overarm throwing movements and of throwing injuries. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 7, 43–85.
- Auber J., Couteaux R.* (1962). L'attache des myofilaments secondaires au niveau de la strie y dans les muscles de dipteres. *Comptes Rendus des Seances de L'Academie des Sciences*, 254, 3425–3426.
- Auber J., Couteaux R.* (1963). Ultrastructure de la strie y dans des muscles de dipteres. *Journal de Microscopie*, 2(3), 309–324.
- Aura O., Komi P.V.* (1986). Mechanical efficiency of pure positive and pure negative work with special reference to the work intensity. *International Journal of Sports Medicine*, 7(1), 44–49.
- Baatsen P.H., Trombitas W.K., Pollack G.H.* (1988). Thick filaments of striated muscle are laterally interconnected. *Journal of Ultrastructure and Molecular Structure Research*, 98(3), 267–280.
- Baddeley S., Green S.* (1992). Physical education and the pregnant woman: The way forward. *Midwives Chronicle & Nursing Notes*, 105(1253), 144–145.
- Badtke G., Bittmann F., Lazik D.* (1993). Changes in the vertebral column in the course of the day. *International Journal of Sports Medicine*, 14(3), 159.
- Balafsis H.* (1982–1983). Knee joint laxity contributing to footballers' injuries. *Physiotherapy in Sport*, 5(3), 26–27.
- Baldissera F., Hultborn H., Illert M.* (1981). Integration in spinal neuronal systems. In *Handbook of physiology*. Sec. 1. The nervous system. (Vol. 2, Part 1, pp. 509–595). Bethesda, MD: American Physiological Society.
- Ballantyne B.T., Reser M.D., Lorenz G.W., Smidt G.L.* (1986). The effects of inversion traction on spinal column configuration, heart rate, blood pressure, and perceived discomfort. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 7(5), 254–260.

- Bandy W.D., Irion J.M.** (1994). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 74(9), 845–850.
- Banker I.A.** (1980). The isolated mammalian muscle spindle. *Trends in Neuroscience*, 3(11), 258–265.
- Barker D.** (1974). The morphology of muscle receptors. In C.C. Hunt (Ed.), *Handbook of sensory physiology. Muscle receptors* (Vol. 3, Part 2, pp. 1–190). New York: Springer.
- Barnard R.J., Gardner G.W., Diaco N.V., McAlpin R.N., Kattus A.A.** (1973). Cardiovascular responses to sudden strenuous exercise—Heart rate, blood pressure and ECG. *Journal of Applied Physiology*, 34(6), 833–837.
- Barnard R.J., McAlpin R., Kattus A.A., Buckberg G.D.** (1973). Ischemic response to sudden exercise in healthy men. *Circulation*, 48(5), 936–942.
- Barnes J.** (1991). Myofascial release: Its importance to the massage therapy profession. *Massage Message*, 6(1), 4–7.
- Barnett C.H.** (1971). The mobility of synovial joints. *Rheumatology and Physical Medicine* 11 (February), 20–27.
- Barnett J.G., Holly R.G., Ashmore C.R.** (1980). Stretch-induced growth in chicken wing muscles: Biochemical and morphological characterization. *American Journal of Physiology, Cell Physiology* 8, 239, C39–C46.
- Barney V.S., Hirst C.C., Jensen C.R.** (1972). *Conditioning exercises: Exercises to improve body form and function* (3rd ed.). St. Louis: Mosby.
- Barr M.** (1979). *The human nervous system, an anatomic viewpoint* (3rd ed.). Hagerstown, MD: Harper & Row.
- Barrack R.L., Skinner H.B., Brunet M.E., Cook S.D.** (1983). Joint laxity and proprioception in the knee. *The Physician and Sportsmedicine*, 11(6), 130–135.
- Barry W., Cashman R., Coote S., Hastings B., Imperatrice M.** (1987). The relationship between lung function and thoracic mobility in normal subjects. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 15(1), 9–11.
- Bartelink D.L.** (1957). The role of abdominal pressure in relieving pressure on the lumbar intervertebral discs. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 39B(4), 718–725.
- Basmajian J.V.** (1963). Control and training of individual motorunits. *Science*, 141(3579), 440–441.
- Basmajian J.V.** (1967). Control of individual motor units. *American Journal of Physical Medicine*, 46(1), 480–486.
- Basmajian J.V.** (1972). Electromyography comes of age. *Science*, 176(4035), 603–609.
- Basmajian J.V.** (1975). Motor learning and control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 58(1), 38–41.
- Basmajian J.V.** (1981). Biofeedback in rehabilitation: A review of principles and practices. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 62(10), 469–475.
- Basmajian J.V., Baeza M., Fabrigar C.** (1965). Conscious control and training of individual spinal motor neurons in normal human subjects. *Journal of New Drugs*, 5(2), 78–85.
- Bassey E.J., Morgan K., Dallosso H.M., Ebrahim S.B.J.** (1989). Flexibility of the shoulder joint measured as range of abduction in a large representative sample of men and women over 65 years of age. *European Journal of Applied Physiology*, 58(4), 353–360.
- Bates R.A.** (1971). Flexibility training: The optimal time period to spend in a position of maximal stretch. Unpublished master's thesis. University of Alberta, Edmonton.
- Bates R.A.** (1976). Flexibility development: Mind over matter. In J.H. Salmela (Ed.), *The advanced study of gymnastics* (pp. 233–241). Springfield, IL: Charles C Thomas.
- Battie M.C., Bigos S.J., Fisher L.D., Spengler D.M., Hansson T.H., Nachemson A.L., Wortley M.D.** (1990). The role of spinal flexibility in back pain complaints within industry: A prospective study. *Spine*, 15(8), 768–773.
- Battie M.C., Bigos S.J., Sheehy A., Wortley M.D.** (1987). Spinal flexibility and individual factors that influence it. *Physical Therapy*, 67(5), 653–658.
- Bauman P.A., Singson R., Hamilton W.G.** (1994). Femoral neck ante version in ballerinas. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 302(May), 57–63.
- Baxter C., Reilly T.** (1983). Influence of time of day on all-out swimming. *British Journal of Sports Medicine*, 17(2), 122–127.

- Baxter D.E., Davis P.F.* (1995). Rehabilitation of the elite athlete. In D.E. Baxter (Ed.). *The foot and ankle in sport* (pp. 379–392). St. Louis: Mosby.
- Beauchamp M., Labelle H., Grimard G., Stanciu C., Poitras B., Dansereau J.* (1993). Diurnal variation of Cobb angle measurement in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 18(12), 1581–1583.
- Beaulieu J.E.* (1981). Developing a stretching program. *The Physician and Sportsmedicine*, 9(11), 59–69.
- Beccaria C.W.* (1764). *On crimes and punishment* (H. Paolucci, Trans.). New York: Bobbs-Merrill, 1963.
- Bechbache R.R., Duffin J.* (1977). The entrainment of breathing frequency by exercise rhythm. *Journal of Physiology* (London), 272, 553–561.
- Becker A.H.* (1979). Traction for knee-flexion contractures. *Physical Therapy*, 59(9), 1114.
- Beekman S., Block B.H.* (1975). The relationship of calcaneal varus to hamstring tightening. *Current Podiatry*, 24(11), 7–10.
- Beel J.A., Groswald D.E., Luttgies M.W.* (1984). Alterations in the mechanical properties of peripheral nerve following crush injury. *Journal of Biomechanics*, 17(3), 185–193.
- Beel J.A., Stodieck L.S., Luttgies M.W.* (1986). Structural properties of spinal nerve roots: Biomechanics. *Experimental Neurology*, 91(1), 30–40, 1986.
- Beighton P.* (1971). How contortionists contort. *Medical Times*, 99(4), 181–187.
- Beighton P., Grahame R., Bird H.* (1983). *Hypermobility of joints*. Berlin: Springer-Verlag.
- Beighton P., Horan F.T.* (1969). Orthopaedic aspects of the Ehlers-Danlos syndrome. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 51B(3), 444–453.
- Beighton P., Horan, F.T.* (1970). Dominant inheritance in familial generalized articular hypermobility. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 52B(1), 145–147.
- Beighton P.H., Solomon L., Soskolne C.L.* (1973). Articular mobility in an African population. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 32(5), 413–418.
- Bell R.D., Hoshizaki T.B.* (1981). Relationship of age and sex with range of motion of seventeen joint actions in humans. *Canadian Journal of Applied Sports Science*, 6(4), 202–206.
- Bencke A.* (1897). *Zur Lehre von der Spondylitis deformans - Beitrag zur wissenschaftlicher Medizin*. Festschrift an der 59. Versammlung deutscher Naturforscher und Ärzte, Braunschweig, Germany.
- Benjamin B.E.* (1978). *Are you tense?* New York: Pantheon Books.
- Benson H.* (1980). *The relaxation response*. New York: Avon Books.
- Borland T., Addison R.G.* (1972). *Living with your bad back*. New York: St. Martin's Press.
- Bernstein D.A., Borkovec T.D.* (1973). *Progressive relaxation training*. Champaign, IL: Research Press.
- Bertolasi L., De Grandis D., Bongiovanni L.G., Zanette G.P., Gasperini M.* (1993). The influence of muscular lengthening on cramps. *Annals of Neurology*, 33(2), 176–180.
- Bick E.M.* (1961). Aging in the connective tissues of the human musculoskeletal system. *Geriatrics*, 16(9), 448–453.
- Biesterfeldt H.J.* (1974). Flexibility program. *International Gymnast*, 16(3), 22–23.
- Bigland-Ritchie B., Woods J.J.* (1976). Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *Journal of Physiology* (London), 260(2), 267–277.
- Billig H.E.* (1943). Dysmenorrhea: The result of a postural defect. *Archives of Surgery*, 46(5), 611–613.
- Billig H.E.* (1951). Facial stretching. *Journal of Physical and Mental Rehabilitation*, 5(1), 4–8.
- Billig H.E., Lowendahl E.* (1949). *Mobilization of the human body*. Stanford: Stanford University Press.
- Bird H.* (1979). Joint laxity in sport. *MediSport: The Review of Sports Medicine*, 1(5), 30–31.
- Bird H.A., Brodie D.A., Wright V.* (1979). Quantification of joint laxity. *Rheumatology and Rehabilitation*, 18, 161–166.
- Bird H.A., Calguneri M., Wright V.* (1981). Changes in joint laxity occurring during pregnancy. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 40(2), 209–212.

- Bird H.A., Hudson A., Eastmond C.J., Wright V.* (1980). Joint laxity and osteoarthritis: A radiological survey of female physical education specialists. *British Journal of Sports Medicine*, 14(4), 179–188.
- Biro F., Gewanter H.L., Baum J.* (1983). The hypermobility syndrome. *Pediatrics*, 72(5), 701–706.
- Bissell M.J., Hall H.G., Parry G.* (1982). How does the extracellular matrix direct gene expression? *Journal of Theoretical Biology*, 99(1), 31–68.
- Blau H.* (1989). How fixed is the differentiated state? Lessons from heterokaryons. *Trends in Genetics*, 5(8), 268–272.
- Block R.A., Hess L.A., Timpano E.V., Serlo C.* (1985). Physiological changes in foot in pregnancy. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 75(6), 297–299.
- Bloom W., Fawcett D.W.* (1986). A textbook of histology (11th ed.). Philadelphia: W.B. Saunders.
- Bloomfield J., Blanksby B.A.* (1971). Strength, flexibility and anthropometrics measurements. *Australian Journal of Sports Medicine*, 3(10), 8–15.
- Bloomfield J., Blanksby B.A., Ackland T.R., Elliott B.C.* (1985). The anatomical and physiological characteristics of pre-adolescent swimmers, tennis players and non competitors. *The Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(3), 19–23.
- Bobbert M.F., Hollander A.P., Huijing P.A.* (1986). Factors in delayed onset muscular soreness of man. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(1), 75–81.
- Bogduk N.* (1984). Applied anatomy of the thoracolumbar fascia. *Spine*, 9(9), 164–170.
- Bohannon R., Gajdovsik R., LeVeau B.* (1985). Contribution of pelvic and lower limb motion to increase in the angle of passive straight leg raising. *Physical Therapy*, 65(4), 474–476.
- Bompa T.* (1990). *Theory and methodology of training* (2nd ed.). Dubuque, IA: Kendall/Hunt.
- Bonci C.M., Hensal F.J., Torg J.S.* (1986). Preliminary study on the measurement of static and dynamic motion at the glenohumeral joint. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(1), 12–17.
- Boocock M.G., Garbutt G., Linge G., Reilly, T., Troup J.D.G.* (1990). Changes in stature following drop jumping and post-exercise gravity inversion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 385–390.
- Boocock M.G., Garbutt G., Reilly, T., Linge G., Troup J.D.G.* (1988). The effects of gravity inversion on exercise-induced spinal loading. *Ergonomics*, 31(11), 1631–1637.
- Boone D.C., Azen S.P.* (1979). Normal range of motion of joints in male subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 61A(5), 756–759.
- Booth F.W., Gould W.* (1975). Training and disuse on connective tissue. In J. Wilmore and J. Keough (Eds.), *Exercise and sports sciences reviews* (Vol. 3, pp. 83–112). New York: Academic Press.
- Borg T.K., Caulfield J.B.* (1980). Morphology of connective tissue in skeletal muscle. *Tissue & Cell*, 12(1), 197–207.
- Borkovec T.D., Sides J.K.* (1979). Critical procedural variables related to the physiological effects of progressive relaxation: A review. *Behavior Research and Therapy*, 17(2), 119–125.
- Borms J., Van Roy P., Santens J.P., Haentjens A.* (1987). Optimal duration of static stretching exercises for improvement of coxo-femoral flexibility. *Journal of Sports Sciences*, 5(1), 39–47.
- Bornstein P., Byers P.H.* (1980). *Collagen metabolism. Current Concepts.* Kalamazoo: The Upjohn Company.
- Boscardin J.B., Johnson P., Schneider H.* (1989). The wind-up, the pitch, and pre-season conditioning. *SportCare & Fitness*, 2(1), 30–35.
- Boscoe C., Tarkka I., Komi P.V.* (1982). Effects of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 3(3), 137–140.
- Bosien W.R., Staples D.S., Russell S.W.* (1955). Residual disability following acute ankle sprains. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 37A(6), 1237–1243.
- Botsford D.J., Esses S.I., Ogilvie-Harris D.J.* (1994). In vivo diurnal variation in intervertebral disc volume and morphology. *Spine*, 19(8), 935–940.
- Bowen W.P.* (1934). *Applied kinesiology* (5th ed.). Philadelphia: Lea & Febiger.

- Bowker J.H., Thompson E.B.* (1964). Surgical treatment of recurrent dislocation of the patella. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 46A(7), 1451–1461.
- Bozeman M., Mackie J., Kaufmann D.A.* (1986). Quadriceps, hamstring strength and flexibility. *Track Technique*, 96(Summer), 3060–3061.
- Brand R.A.* (1986). Knee ligaments: A new view. *Journal of Biomechanical Engineering*, 108(2), 106–110.
- Brant J.* (1987). See Dick run: Videotape analysis of your running form can make you a more efficient runner. *Runner's World*, 22(7), 28–35.
- Brendstrup P.* (1962). Late edema after muscular exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 43(8), 401–405.
- Brewer B., Wubben R., Carrera G.* (1986). Excessive retroversion of the glenoid cavity. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 68A(5), 724–731.
- Brewer, V., Hinson M.* (1978). Relationship of pregnancy to lateral knee stability. *Medicine and Science in Sports*, 10(1), 39.
- Brincat M., Versi E., Moniz C.F., Magos A., de Trafford J., Studd J.W.W.* (1987). Skin collagen changes in postmenopausal women receiving different regimens of estrogen therapy. *Obstetrics and Gynecology*, 70(1), 123–127.
- Brodellius A.* (1961). Osteoarthritis of the talar joints in footballers and ballet dancers. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 30(4), 309–314.
- Brodie D.A., Bird H.A., Wright V.* (1982). Joint laxity in selected athletic populations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(3), 190–193.
- Brody D.M.* (1995). Running injuries. In J.A. Nicholas and E.B. Hershman (Eds.), *The lower extremity and spine in sports medicine* (2nd ed., vol. 2, pp. 1475–1507). St. Louis: Mosby.
- Broer M.R.* (1966). Efficiency of human movement (2nd ed.). Philadelphia: W.B. Saunders.
- Broer M.R., Gales N.R.* (1958). Importance of various body measurements in performance of toe touch test. *Research Quarterly*, 29(3), 253–257.
- Brooks G.A., Fahey T.D.* (1987). *Fundamentals of human performance*. New York: Macmillan.
- Browne A.O., Hoffmeyer P., Tanaka S., An K.N., Morrey B.F.* (1990). Glenohumeral elevation studied in three dimensions. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 72B(5), 843–845.
- Browse N.L., Young A.E., Thomas M.L.* (1979). The effect of bending on canine and human arterial walls and on blood flow. *Circulation Research*, 45(1), 41–47.
- Bryant S.* (1984). Flexibility and stretching. *The Physician and Sportsmedicine*, 12(2), 171.
- Bryant W.M.* (1977). Wound healing. *Clinical Symposia*, 29(3), 1–36.
- Bryant-Greenwood G.D., Schwabe C.* (1994). Human relaxins: Chemistry and biology. *Endocrine Reviews*, 15(1), 5–26.
- Buerger A.A.* (1984). A non-redundant taxonomy of spinal manipulative techniques suitable for physiologic explanation. *Manual Medicine*, 1(2), 54–58.
- Buller A.J.* (1968). Spinal reflex action. *Physiotherapy*, 54(6), 208–210.
- Bunn J.W.* (1972). *Scientific principles of coaching* (2nd ed.). Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Burgener M.* (1991). How to properly miss with a barbell. *National Strength and Conditioning Journal*, 13(3), 24–25.
- Burke D., Hagbarth K.E., Lofstedt L.* (1978). Muscle spindle activity in man during shortening and lengthening contraction. *Journal of Physiology (London)*, 277(April), 131–142.
- Burke E.J., Humphreys J.H.L.* (1982). *Fit to exercise*. London: Pecham Books.
- Burke R.E., Rudomin P.* (1978). Spinal neurons and synapses. In E.R. Kandel (Ed.), *Handbook of physiology: The nervous system. Cellular biology of neurons* (pp. 877–944). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Burkett L.N.* (1970). Causative factors in hamstring strain. *Medicine and Science in Sports*, 2(1), 39–42.
- Burkett L.N.* (1971). Cause and prevention of hamstring pulls. *Athletic Journal*, 51(6), 34.
- Burkett L.N.* (1975). Investigation into hamstring strains: The case of the hybrid muscle. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 3(5), 228–231.
- Burkhardt S.* (1982). The rationale for joint mobilization. In G.W. Bell (Ed.), *Professional preparation in athletic training* (pp. 101–106). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Burley L.R., Dobell H.C., Farrell B.J.* (1961). Relations of power, speed, flexibility and certain anthropometrics measures of junior high school girls. *Research Quarterly*, 32(4), 443–448.
- Buroker K.C., Schwane J.A.* (1989). Does postexercise static stretching alleviate delayed muscle soreness? *The Physician and Sportsmedicine*, 17(6), 65–83.
- Bush J.* (1978). *Dynamic track & field*. Boston: Allyn & Bacon.
- Buxton D.* (1957). Extension of the Kraus-Weber test. *Research Quarterly*, 28(3), 210–217.
- Byers P.H., Pyeritz R.E., Uitto J.* (1992). Research perspectives in heritable disorders of connective tissue. *Matrix*, 12(4), 333–342.
- Byrd R.J.* (1973). The effect of controlled, mild exercise on the rate of physiological aging in rats. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 13(1), 1–3.
- Byrd S.K.* (1992). Alterations in the sarcoplasmic reticulum: A possible link to exercise-induced muscle damage. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5), 531–536.
- Byrnes W.C., Clarkson P.M.* (1986). Delayed onset muscle soreness and training. *Clinics in Sports Medicine*, 5(3), 605–614.
- Byrnes W.C., Clarkson P.M., White J.S., Hsieh S.S., Frykman P.N., Maughan R.J.* (1985). Delayed onset muscle soreness following repeated bouts of downhill running. *Journal of Applied Physiology*, 59(3), 710–713.
- Cailliet R.* (1966). *Shoulder pain*. Philadelphia: F.A. Davis.
- Cailliet R.* (1977). *Soft tissue pain and disability*. Philadelphia: F.A. Davis.
- Cailliet R.* (1981). *Low back pain syndrome* (3rd ed.). Philadelphia: F.A. Davis.
- Cailliet R.* (1985). Gravity inversion therapy. *Postgraduate Medicine*, 77(6), 270 and 274.
- Cailliet R.* (1988). *Low back pain syndrome* (4th ed.). Philadelphia: F.A. Davis.
- Cailliet R.* (1991). *Shoulder pain* (3rd ed.). Philadelphia: F.A. Davis.
- Cailliet R., Gross L.* (1987). *The rejuvenation strategy*. Garden City, NY: Doubleday
- Calais-Germain B.* (1993). *Anatomy of movement*. Seattle: Eastland Press.
- Caldwell W.E., Moloy H.C.* (1993). Anatomical variations in the female pelvis and their effect in labor with a suggested classification. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 26(4), 479–505.
- Calguneri M., Bird H.A., Wright V.* (1982). Changes in joint laxity occurring during pregnancy. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 41(2), 126–128.
- Campbell E.J.M.* (1970). Accessory muscles. In E.J.M. Campbell E. Agostoni, and J.N. Davis (Eds.), *The respiratory muscles mechanics and neural control* (pp. 181–193). Philadelphia: W.B. Saunders.
- Cantu R.C.* (1982). *Sports medicine in primary care*. Lexington, MA: Collamore Press.
- Cantu R.I., Grodin A.J.* (1992). *Myofascial manipulation: Theory and clinical application*. Gaithersburg, MD: Aspen.
- Capaday C., Stein R.B.* (1987a). Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during walking and standing. *Journal of Neuroscience Methods*, 21 (2–4), 91–104.
- Capaday C., Stein R.B.* (1987b). Difference in the amplitude of the human soleus H-reflex during walking and running. *Journal of Physiology (London)*, 392(November), 513–522.
- Carlsen F., Knappels G.G., Buchthal F.* (1961). Ultrastructure of the resting and contracted striated muscle fiber at different degrees of stretch. *Journal of Biophysical and Biochemical Cytology*, 10(1), 95–118.
- Carlson F.D., Wilkie D.R.* (1974). *Muscle physiology*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Carrico M.* (1986). Yoga with a chair. *Yoga Journal*, 68(May/June), 45–51.
- Carter C., Sweetnam R.* (1958). Familial joint laxity and recurrent dislocation of the patella. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 40B(4), 664–667.
- Carter C., Sweetnam R.* (1960). Recurrent dislocation of the patella and the shoulder. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 42B(4), 721–727.
- Carter C., Wilkinson J.* (1964). Persistent joint laxity and congenital dislocation of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 46B(1), 40–45.
- Cassidy J.D., Quon J.A., Lafrance L.J., Yong-Hing K.* (1992). The effect of manipulation on pain and range of motion in the cervical spine: A pilot study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 15(8), 495–500.
- Cassidy S.S., Schwiep F.* (1989). Cardiovascular effects of positive end-expiratory pressure. In S.M. Scharf and S.S. Cassidy (Eds.), *Heart-lung interactions in health and disease* (pp. 463–506). New York: Marcel Dekker.

- Cavagna G.A., Dusman B., Margaria R.* (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology*, 24(1), 21–32.
- Cavagna G.A., Saibene F.P., Margaria R.* (1965). Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of Applied Physiology*, 20(1), 157–160.
- Chaitow L.* (1990). *Osteopathic self-treatment*. Rochester, VT: Thorsons.
- Chandler T.J., Kibler W.B., Uhl T.L., Wooten B., Kiser A., Stone E.* (1990). Flexibility comparisons of junior elite tennis players to other athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 18(2), 134–136.
- Chang D.E., Buschbacher L.P., Edlich R.F.* (1988). Limited joint mobility in power lifters. *American Journal of Sports Medicine*, 16(3), 280–284.
- Chapman E.A., de Vries H.A., Swezey R.* (1972). Joint stiffness: Effects of exercise on young and old men. *Journal of Gerontology*, 27(2), 218–221.
- Chapron D.J., Besdine R.W.* (1987). Drugs as obstacle to rehabilitation of the elderly: A primer for therapists. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 2(3), 63–81.
- Chatfield S.J., Byrnes W.C., Lally D.A., Rowe S.E.* (1990). Cross-sectional physiologic profiling of modern dancers. *Dance Research Journal*, 22(1), 13–20.
- Cheng J.C.Y., Chan P.S., Hui P.W.* (1991). Joint laxity in children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 11(6), 752–756.
- Cherry D.B.* (1980). Review of physical therapy alternatives for reducing muscle contracture. *Physical Therapy*, 60(7), 877–881.
- Child A.H.* (1986). Joint hypermobility syndrome: Inherited disorder of collagen synthesis. *Journal of Rheumatology*, 13(2), 239–243.
- Chinn C.J., Priest J.D., Kent B.E.* (1974). Upper extremity range of motion, grip strength, and girth in highly skilled tennis players. *Physical Therapy*, 54(5), 474–483.
- Chowrashi P.K., Pemrick S.M., Pepe F.A.* (1989). LC2 involvement in the assembly of skeletal myosin filaments. *Biochemica et Biophysica Acta* (24) 990(2), 216–223.
- Christian G.F., Stanton G.J., Sissons D., How H.Y., Jamison J., Alder B., Fullerton M., Funder J.W.* (1988). Immunore-active ACTH, ??-endorphin, and cortisol levels in plasma following spinal manipulative therapy. *Spine*, 13(12), 1411–1417.
- Christiansen C., Baum C.* (1991). Performance deficits as sources of stress. In C. Christiansen and C. Baum (Eds.), *Occupational therapy: Overcoming human performance deficits* (pp. 68–96). Thorofare, NJ: Slack.
- Chujoy A., Manchester P.W. (Eds.)*. (1967). *The dance encyclopedia*. New York: Simon and Schuster.
- Ciullo J.V., Zarins B.* (1983). Biomechanics of the musculo-tendinous unit. *Clinics in Sports Medicine*, 2(1), 71–85.
- Clark J.M., Hagerman F.C., Gelfand R.* (1983). Breathing patterns during submaximal and maximal exercise in elite oarsmen. *Journal of Applied Physiology*, 55(2), 440–446.
- Clarke H.H.* (1975). Joint and body range of movement. *Physical Fitness Research Digest*, 5, 16–18.
- Clarkson P.M., Byrnes W.C., Gillison E., Harper E.* (1987). Adaptation to exercise-induced muscle damage. *Clinical Science*, 73(4), 383–386.
- Clarkson P.M., Tremblay I.* (1988). Rapid adaptation to exercise induced muscle damage. *Journal of Applied Physiology*, 65(1), 1–6.
- Cleak M.J., Eston R.G.* (1992). Delayed onset muscle soreness: Mechanisms and management. *Journal of Sports Sciences*, 10(4), 325–341.
- Clemente C.D.* (1985). *Anatomy of the human body* (30th ed.). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Clippinger-Robertson K.* (1988). Understanding contraindicated exercises. *Dance Exercise Today*, 6(1), 57–60.
- Cohen D.B., Mont M.A., Campbell K.R., Vogelstein B.N., Loewy J.W.* (1994). Upper extremity physical factors affecting tennis serve velocity. *American Journal of Sports Medicine*, 22(6), 746–750.
- Colachis S.C., Strohm B.R.* (1965). Relationship of time to varied tractive force with constant angle of pull. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 46(11), 815–819.
- Committee on the Medical Aspects of Sports of the American Medical Association and the National Federation.* (1975). Muscle soreness can be eliminated. *Athletic Training*, 10(1), 42.

- Condon S.A.* (1983). Resistance to muscle stretch induced by volitional muscle contraction. Unpublished master's thesis. University of Washington, Seattle.
- Condon S.A., Hutton R.S.* (1987). Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Physical Therapy*, 67(1), 24–30.
- Conroy R.T.W.L., Mills J.N.* (1970). Human circadian rhythms. London: Churchill. A contortionist. (1882). *Lancet*, 1, 576.
- Cook E.E., Gray V.L., Savinar-Nogue E., Medeiros J.* (1987). Shoulder antagonistic strength ratios: A comparison between college level baseball pitchers and nonpitchers. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 8(9), 451–461.
- Cooke P.* (1985). A periodic cytoskeletal lattice in striated muscle. In J.W. Shay (Ed.), *Cell and muscle mobility* (Vol. 6, pp. 287–313). New York: Plenum Press.
- Coplans C.W.* (1978). The conservative treatment of low back pain. In A.J. Heflet and D.M.G. Lee (Eds.), *Disorders of the lumbar spine* (pp. 145–182). Philadelphia: Lippincott.
- Corbett M.* (1972). The use and abuse of massage and exercise. *The Practitioner*, 208(1243), 136–139.
- Corbin C.B.* (1980). A textbook of motor development (2nd ed.). Dubuque, IA: Brown.
- Corbin C.B., Dowell L.J., Lindsey R., Tolson H.* (1978). *Concepts in physical education* (3rd ed.). Dubuque, IA: Brown.
- Corbin C.B., Noble L.* (1980). Flexibility: A major component of physical fitness. *Journal of Physical Education and Recreation*, 51(6), 23–24, 57–60.
- Corlett E.N., Ekiund J.A.E., Reilly T., Troup J.D.G.* (1987). Assessment of workload from measurements of stature. *Applied Ergonomics*, 18(1), 65–71.
- Cornelius W.L.* (1983). Stretch evoked EMG activity by isometric contraction and sub-maximal concentric contraction. *Athletic Training*, 18(2), 106–109.
- Cornelius W.L.* (1984). Exercise beneficial to the hip but questionable for the knee. *NSCA Journal*, 6(5), 40–41.
- Cornelius W.L., Hagemann R.W., Jackson A.W.* (1988). A study on placement of stretching within a workout. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 28(3), 234–236.
- Cornelius W.L., Hinson M.M.* (1980). The relationship between isometric contractions of hip extensors and subsequent flexibility in males. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 20(1), 75–80.
- Couch J.* (1979). *Runner's World yoga book*. Mountain View, CA: World.
- Councilman J.E.* (1968). *The science of swimming*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Councilman J.E.* (1977). *The complete book of swimming*. New York: Antheneum.
- Cousins N.* (1979). *Anatomy of an illness as perceived by the patient*. New York: Norton.
- Coville C.A.* (1979). Relaxation in physical education curricula. *The Physical Educator*, 36(4), 176–181.
- Cowan P.M., McGavin S., North A.C.* (1955). The polypeptide chain configuration of collagen. *Nature*, 176(4492), 1062–1064.
- Craig T.T. (Ed.)*. (1973). *American medical association comments in sports medicine*. Chicago: American Medical Association.
- Cramer L.M., McQueen C.H.* (1990). Overuse injuries in figure skating. In M.J. Casey, C. Foster, and E.G. Hixson (Eds.), *Winter sports medicine* (pp. 254–268). Philadelphia: Davis.
- Crawford H.J., Jull G.A.* (1993). The influence of thoracic posture and movement on range of arm elevation. *Physiotherapy Theory and Practice*, 9(3), 143–148.
- Crisp J.* (1972). Properties of tendon and skin. In Y.C. Yung N. Perrone, and M. Aniker (Eds.), *Biomechanics: Its foundation and objectives* (pp. 141–180). Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Crosman L.J., Chateauvert S.R., Weisberg J.* (1984). The effects of massage to the hamstring muscle group on the range of motion. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 6(3), 168–172.
- Cummings G.S.* (1984). Comparison of muscle to other soft tissue in limiting elbow extension. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 5(4), 170–174.
- Cummings G.S., Tillman L.J.* (1992). Remodeling of dense connective tissue in normal adult tissues. In D.P. Currier and R.M. Nelson (Eds.), *Dynamics of human biologic tissues* (pp. 45–73). Philadelphia: Davis.

- Cummings M.S., Wilson V.E., Bird E.I.* (1984). Flexibility development in sprinters using EMG biofeedback and relation training. *Biofeedback and Self-Regulation*, 9(3), 395–405.
- Cureton T.K.* (1930). Mechanics and kinesiology of swimming. *Research Quarterly*, 1(4), 87–121.
- Cyriax J.* (1978). Textbook of orthopaedic medicine: Vol. 1. Diagnosis of soft tissue lesions (8th ed.). London: Bailliere Tindall.
- Daleiden S.* (1990). Prevention of falling: Rehabilitative or compensatory interventions? *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 5(2), 44–53.
- Danforth D.N.* (1967). Pregnancy and labor: From the vantage point of the physical therapist. *American Journal of Physical Medicine*, 46(1), 653–658.
- Danforth D.N., Ellis A.H.* (1963). Mid-forceps delivery: a vanishing art? *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 86(1), 29–37.
- Daniell H.W.* (1979). Simple cure for nocturnal leg cramps. *New England Journal of Medicine*, 301(4), 216.
- Davies C.T.M., Barnes C.* (1972). Negative (eccentric) work. 1. Effects of repeated exercise. *Ergonomics*, 15(1), 3–14.
- Davies C.T.M., Young K.* (1983). Effects of training at 30% and 100% maximal isometric force (MVC) on the contractile properties of the triceps surae in man (Abstract). *Journal of Physiology (London)*, 336, 31P.
- Davies G.J., Kirkendall D.T., Leigh D.H., Lui M.L., Reinbold T.R., Wilson P.K.* (1981). Isokinetic characteristics of professional football players: I. Normative relationships between quadriceps and hamstring muscle group and relative to body weight. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 13(2), 76–77.
- Davis E.C., Logan G.A., McKinney W.C.* (1965). Biophysical values of muscular activity with implications for research (2nd ed.). Dubuque, IA: Brown.
- Davis L.* (1988). Stretching a point. *Hippocrates*, 2(4), 90–92.
- Davison S.* (1984). Standing: A good remedy. *Journal of the American Medical Association*, 252(24), 3367.
- Davson H.* (1970). A textbook of general physiology (4th ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Day R.K., Ashmore C.R., Lee Y.B.* (1984). The effect of stretch removal on muscle weight and proteolytic enzyme activity in normal and dystrophic chicken muscles. *Muscle & Nerve*, 7(6), 482–485.
- Day R.W., Wildermuth B.P.* (1988). Proprioceptive training in the rehabilitation of lower extremity injuries. In W.A. Grana (Ed.), *Advances in sports medicine and fitness* (pp. 241–258). Chicago: Year Book Medical.
- Dean E.* (1988). Physiology and therapeutic implications of negative work: A review. *Physical Therapy*, 68(2), 233–237.
- Debevoise N.T., Hyatt G.W., and Townsend G.B.* (1971). Humeral torsion in recurrent shoulder dislocations: A technic of determination by x-ray. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 76(May), 87–93.
- de Jong R.H.* (1980). Defining pain terms. *Journal of the American Medical Association*, 244(2), 143.
- Delitto R.S., Rose S.J., Apts D.W.* (1987). Electromyographic analysis of two techniques for squat lifting. *Physical Therapy*, 67(9), 1329–1334.
- DeLuca C.* (1985). Control properties of motor units. *Journal of Experimental Biology*, 115 (March), 125–136.
- Denny-Brown D., Doherty M.M.* (1945). Effects of transient stretching of peripheral nerve. *Archives of Neurology and Psychiatry*, 54(2), 116–122.
- De Puky P.* (1935). The physiological oscillation of the length of the body. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 6(4), 338–347.
- De Troyer A., Loring S.H.* (1986). Action of the respiratory muscles. In S.R. Geiger (Ed.), *Handbook of physiology: Sec. 3. The respiratory system: Vol. 3. Mechanics of breathing, part 2.* (pp. 443–461). Bethesda, MD: American Physiological Society.
- de Vries H.A.* (1961a). Electromyography observation of the effect of static stretching upon muscular distress. *Research Quarterly*, 32(4), 468–479.

- de Vries H.A.* (1961b). Prevention of muscular distress after exercise. *Research Quarterly*, 32(2), 177–185.
- de Vries H.A.* (1962). Evaluation of static stretching procedures for improvement of flexibility. *Research Quarterly*, 33(2), 222–229.
- de Vries H.A.* (1963). The «looseness» factor in speed and O₂, consumption of an anaerobic 100-yard dash. *Research Quarterly*, 34(3), 305–313.
- de Vries H.A.* (1966). Quantitative electromyographic investigation of the spasm theory of muscle pain. *American Journal of Physical Medicine*, 45(3), 119–134.
- de Vries H.A.* (1975). Physical fitness programs: Does physical activity promote relaxation? *Journal of Physical Education and Recreation*, 46(7), 52–53.
- de Vries H.A.* (1985). Inversion devices: Potential benefits and precautions. *Corporate Fitness & Recreation*, 4(6), 24–27.
- de Vries H.A.* (1986). *Physiology of exercise* (4th ed.). Dubuque, IA: Brown.
- de Vries H.A., Adams G.M.* (1972). EMG comparison of single doses of exercise and meprobamate as to effects on muscular relaxation. *American Journal of Physical Medicine*, 51(3), 130–141.
- de Vries H.A., Cailliet R.* (1985). Vagotonic effect of inversion therapy upon resting neuromuscular tension. *American Journal of Physical Medicine*, 64(3), 119–129.
- de Vries H.A., Wiswell R.A., Bulbulion R., Moritani T.* (1981). Tranquilizer effect of exercise. *American Journal of Physical Medicine*, 60(2), 57–66.
- Deyo R.A.* (1983). Conservative therapy for low back pain: Distinguishing useful from useless therapy. *Journal of the American Medical Association*, 250(8), 1057–1062.
- Deyo R.A., Walsh N.E., Martin D.C., Schoenfeld L.S., Ramamurthy S.* (1990). A controlled trial of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and exercise for chronic low back pain. *New England Journal of Medicine*, 322(23), 1627–1634.
- Dick F.W.* (1980). *Sports training principles*. London: Lepus Books.
- Dick R.W., Cavanagh P.R.* (1987). An explanation of the upward drift in oxygen uptake during prolonged sub-maximal downhill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(3), 310–317.
- Dickenson R.V.* (1968). The specificity of flexibility. *Research Quarterly*, 39(3), 792–794.
- DiMatteo M.R., DiNicola D.D.* (1982). Achieving patient compliance: The psychology of the medical practitioner's role. New York: Pergamon.
- DiMatteo M.R., Prince L.M., Taranta A.* (1979). Patients' perceptions of physicians' behavior: Determinants of patient commitment to the therapeutic relationship. *Journal of Community Health*, 4(4), 280–290.
- DiRaimondo C.* (1991). Overuse conditions of the foot and ankle. In G.J. Sammarco (Ed.), *Foot and ankle manual* (pp. 260–275). Philadelphia: Lea & Febiger.
- DiTullio M., Wilczek L., Paulus D., Kiriakatis A., Pollack M., Eisenhardt J.* (1989). Comparison of hip rotation in female classical ballet dancers versus female nondancers. *Medical Problems of Performing Artists*, 4(4), 154–158.
- Dix D.J., Eisenberg B.R.* (1990). Myosin mRNA accumulation and myofibrillogenesis at the myotendinous junction of stretched muscle fibers. *Journal of Cell Biology*, 111(5, Pt. 1), 1885–1894.
- Dix D.J., Eisenberg B.R.* (1991a). Distribution of myosin mRNA during development and regeneration of skeletal muscle. *Developmental Biology*, 143(2), 422–426.
- Dix D.J., Eisenberg B.R.* (1991b). Redistribution of myosin heavy chain mRNA in the midregion of stretched muscle fibers. *Cell and Tissue Research*, 263(1), 61–69.
- Dobeln.* See Allander et al. (1974).
- Dobrin P.B.* (1983). Vascular mechanics. In J.T. Shepherd and F.M. Abboud (Eds.), *The handbook of physiology: Sec. 2. The cardiovascular system III: Vol. 3. Peripheral circulation and organ blood flow, Pt. I* (pp. 65–102). Bethesda, MD: American Physiological Society.
- Dobson C.B.* (1983). *Stress: The hidden adversary*. Ridgewood, NJ: Bodgen & Son.
- Docherty D., Bell R.D.* (1985). The relationship between flexibility and linearity measures in boys and girls 6–15 years of age. *Journal of Human Movement Studies*, 11(5), 279–288.
- Doherty K.* (1985). *Track and field omnibook* (4th ed.). Swarthmore, PA: Tafmop.
- Dominguez R.H.* (1980). Shoulder pain in swimmers. *Physician and Sportsmedicine*, 8(7), 36–42.

- Dominguez R.H., Gajda R.* (1982). Total body training. New York: Warner.
- Donatelli R., Owens-Burkhart H.* (1981). Effects of immobilization on the extensibility of periarticular connective tissue. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 3(2), 67–72.
- Donisch E.W., Basmajian J.V.* (1972). Electromyography of deep back muscles in man. *American Journal of Anatomy*, 133(1), 25–36.
- DonTigny R.L.* (1985). Function and pathomechanics of the sacroiliac joint. *Physical Therapy*, 65(1), 35–41.
- Doran D.M.L., Newell D.J.* (1975). Manipulation in the treatment of low back pain: A multicentre study. *British Medical Journal*, 2, 161–164.
- Douglas S.* (1980, February-March). Physical evaluation of the swimmer. Presented at the First Annual Vail Sportsmedicine Symposium, Vail, CO.
- Downer A.H.* (1988). *Physical therapy procedures: Selected techniques* (4th ed.). Springfield, IL: Charles C Thomas.
- Dowsing G.S.* (1978). Partner exercise. *Coaching Women's Athletics*, 4(2), 18–20.
- Dubrovskii V.I.* (1990). The effect of massage on athletes' cardio respiratory systems (clinico-physiological research). *Soviet Sports Review*, 25(1), 36–38.
- Dummer G.M., Vaccaro P., Clarke D.H.* (1985). Muscular strength and flexibility of two female master swimmers in the eighth decade of life. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 6(4), 235–237.
- Dvorak J., Kranzlin P., Muhlemann D., Walchli B.* (1992). Musculoskeletal complications. In S. Haldeman (Ed.), *Principles and practice of chiropractic* (pp. 549–577). Norwalk, CT: Appleton & Lange.
- Dvorkin L.S.* (1986). The young weightlifter: Development of flexibility. *Soviet Sports Review*, 21(3), 153–156.
- Dye A.A.* (1939). *The evolution of chiropractic: Its discovery and development*. Philadelphia: Author.
- Dyson G.H.G.* (1977). *The mechanics of athletics*. London: Hodder and Stoughton.
- Ebbeling C.B., Clarkson P.M.* (1989). Exercise-induced muscle damage and adaptation. *Sports Medicine*, 7(4), 207–234.
- Ecker T.* (1971). *Track & field dynamics*. Los Altos, CA: Tafnews Press.
- Egan S.* (1984). *Fitness & health: A holistic approach*. Ottawa: Crimcare.
- Egelman E.H., Francis N., Derosier D.J.* (1982). F-actin is a helix with a random variable twist. *Nature*, 298(5870), 131–135.
- Ehrhart B.* (1976). Thirty Russian flexibility exercises for hurdlers. *Athletic Journal*, 56(7), 38–39, 96.
- Einkauf D.K., Gohdes M.L., Jensen G.M., Jewell M.J.* (1986). Changes in spinal mobility with increasing age in women. *Physical Therapy*, 67(3), 370–375.
- Eklund J.A.E., Corlett E.N.* (1984). Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. *Spine*, 9(2), 189–194.
- Ekman B., Ljungquist K.-G., Stein U.* (1970). Roentgeno-logic-photometric method for bone mineral determinations. *Acta Radiologica*, 10(July), 305–325.
- Ekstrand J., Gillquist J.* (1982). The frequency of muscle tightness and injuries in soccer. *American Journal of Sports Medicine*, 10(2), 75–78.
- Ekstrand J., Gillquist J.* (1983). The avoidability of soccer injuries. *International Journal of Sports Medicine*, 4(2), 124–128.
- Eldred E., Hutton R.S., Smith J.L.* (1976). Nature of the persisting changes in afferent discharge from muscle following its contraction. *Progressive Brain Research*, 44, 157–170.
- Eldren H.R.* (1968). Physical properties of collagen fibers. In D.A. Hall (Ed.), *International review of connective tissue research* (Vol. 4, pp. 248–283). New York: Academic Press.
- Elliott D.H.* (1965). Structure and function of mammalian tendon. *Biological Review*, 40(3), 392–421.
- Ellis C.G., Mathieu-Costello O., Potter R.F., MacDonald I.C., Groom A.C.* (1990). Effect of sarcomere length on total capillary length in skeletal muscle: In vivo evidence for longitudinal stretching of capillaries. *Microvascular Research*, 40(1), 63–72.
- Ellis J.* (1986). Shinsplints too much, too soon. *Runners World*, 21(3), 50–53, 86.
- Emmons M.* (1978). *The inner source: A guide to meditative therapy*. San Luis Obispo, CA: Impact.

- Ende L.S., Wickstrom J.* (1982). Ballet injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 10(7), 101–118.
- Engesvik F.* (1993). Leg movements in the breaststroke. *Swimming Technique*, 29(4), 26–27.
- Enoka R.M.* (1988). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Etnyre B., Abraham L.* (1984). Effects of three stretching techniques on the motor pool excitability of the human soleus muscle (Abstract). In W. Roll (Ed.), *Abstracts of research papers 1984* (p. 90). Reston, VA: American Alliance of Health, Physical Education, and Recreation.
- Etnyre B.R., Abraham L.D.* (1986). Gains in range of ankle dorsiflexion using three popular stretching techniques. *American Journal of Physical Medicine*, 65(4), 189–196.
- Etnyre B.R., Abraham L.D.* (1988). Antagonist muscle activity during stretching: A paradox re-assessed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(3), 285–289.
- Etnyre B.R., Lee E.J.* (1987). Comments on proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 58(2), 184–188.
- Evans D.P., Burke M.S., Lloyd K.H., Roberts E.E., Roberts, G.M.* (1978). Lumbar spinal manipulation on trial. 1. Clinical assessment. *Rheumatology and Rehabilitation*, 17(1), 46–53.
- Evans G.A., Harcastle P., Frenyo A.D.* (1984). Acute rupture of the lateral ligament of the ankle. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 66B(2), 209–212.
- Evatt M.L., Wolf S.L., Segal R.L.* (1989). Modification of human spinal stretch reflexes: Preliminary studies. *Neuroscience Letters*, 105(3), 350–355.
- Everly G.S.* (1989). *A clinical guide to the treatment of the human stress response*. New York: Plenum Press.
- Everly G.S., Spollen M., Hackman A., Kobran E.* (1987). Undesirable side-effects and self-regulatory therapies. In *Proceedings of the eighteenth annual meeting of the Biofeedback Society of America* (pp. 166–167). Boston.
- Evjenth O., Hamberg J.* (1984). *Muscle stretching in manual therapy. A clinical manual*. Alfa, Sweden: Alfa Rehab.
- Fairbank J.C.T., Pynsent P.B., van Poortvliet J.A., Phillips H.* (1984). Influence of anthropometric factors and joint laxity in the incidence of adolescent back pain. *Spine*, 9(5), 461–464.
- Falkel J.E.* (1988). Swimming injuries. In J.E. Falkel and J.C. Murphy (Eds.), *Shoulder injuries* (pp. 477–503). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Falls H.B., Humphrey D.* (1989). Dr. Falls and Dr. Humphrey reply. *The Physician and Sportsmedicine*, 17(6), 20,22.
- Fardy P.S.* (1981). Isometric exercise and the cardiovascular system. *The Physician and Sportsmedicine*, 9(9), 43–56.
- Farfan H.F.* (1973). *Mechanical disorders of the low back*. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Farfan H.F.* (1978). The biomechanical advantage of lordosis and hip extension for upright activity. *Spine*, 3(4), 336–342.
- Farrell J., Twomey L.* (1982). Acute low back pain: Comparison of two consecutive treatment approaches. *Medical Journal of Australia*, 1(4), 160–164.
- Faucet B.H.* (1980). Biomechanics of the pelvis. In *A collection of monographs on the biomechanics of the pelvis* (pp. 43–75). Des Moines, IA: American Chiropractic Association.
- Faulkner J.A., Brooks S.V., Opitck J.A.* (1993). Injury to skeletal muscle fibers during contractions: Conditions of occurrence and prevention. *Physical Therapy*, 73(12), 911–921.
- Fawcett D.W.* (1986). *A textbook of histology* (11th ed.). Philadelphia: W.B. Saunders.
- Federation of Straight Chiropractic Organizations (FSCO)* (n.d.). *Statement on chiropractic standard of care/patient safety*. Clifton, NJ: Author.
- Feit E.M., Berenter R.* (1993). Lower extremity tennis injuries: Prevalence, etiology, and mechanisms. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(9), 509–522.
- Fellbaum J.* (1993). The effect of eye positioning on bodily movement. *Digest of Chiropractic Economics*, 36(1), 14–17.
- Ferlic D.* (1962). The range of motion of the «normal» cervical spine. *Bulletin of the Johns Hopkins Hospital*, 110(February), 59–65.
- Fick R.* (1911). *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke* (Vol. 3). Jena: Gustav Fischer.
- Finkelstein H.* (1916). Joint hypotonia. *New York Medical Journal*, 104(20), 942–944.

- Finkelstein H., Roos R.* (1990). Ontario study raises doubt about stretching. *The Physician and Sportsmedicine*, 18(1), 48–49.
- Finneson B.E.* (1980). *Low back pain*. Philadelphia: Lippincott.
- Fisher A.C., Domm M.A., Wuest D.A.* (1988). Adherence to sports-injury rehabilitation programs. *The Physician and Sportsmedicine*, 16(7), 47–51.
- Fisk J.W.* (1975). The straight-leg raising test-Its relevance to possible disc pathology. *New Zealand Medical Journal*, 81(542), 557–560.
- Fisk J.W.* (1979). A controlled trial of manipulation in a selected group of patients with low back pain favoring one side. *New Zealand Journal of Medicine*, 90(645), 288–291.
- Fisk J.W., Rose R.S.* (1977). *A practical guide to management of the painful neck and back*. Springfield, IL: Charles C Thomas.
- Fitt S.S.* (1988). *Dance kinesiology*. New York: Schirmer Books.
- Fitzgerald J.G.* (1972). Changes in spinal stature following brief periods of static shoulder loading (IAM Report No. 514). Farnborough: Royal Air Force Institute of Aviation Medicine.
- Fixx J.* (1983). Is stretching (yawn) everything you hoped it would be? *Running Times*, 80(September), 66.
- Fleischman E.A.* (1964). *The structure and measurement of physical fitness*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Fleisig G.S., Andrews J.R., Dillman C.J., Escamilla R.F.* (1995). Kinetics of baseball pitching with implication about injury mechanisms. *American Journal of Sports Medicine*, 23(2), 233–239.
- Flint M.M.* (1964). Selecting exercises. *Journal of Health, Physical education, and Recreation*, 35(2), 19–23, 74.
- Flintney F.W., Hirst D.G.* (1978). Cross-bridge detachment and sarcomere «give» during stretch of active frog's muscle. *Journal of Physiology (London)*, 276, 449–465.
- Flood J., Nauert J.* (1973). Shin splints. *Scholastic Coach*, 42(5), 28, 30, 102–103.
- Floyd W.F., Silver P.H.S.* (1950). Electromyographic study of patterns of activity of the anterior abdominal wall muscles in man. *Journal of Anatomy*, 84(2), 132–145.
- Floyd W.F., Silver P.H.S.* (1951). Function of the erectors spinae in flexion of the trunk. *Lancet*, 1, 133–134.
- Floyd W.F., Silver P.H.S.* (1955). The function of the erectors spinae muscles in certain movements and postures in man. *Journal of Physiology (London)*, 129, 184–203.
- Follan L.M.* (1981). *Liliias and your life*. New York: Collier Books.
- Foreman T.K., Linge K.* (1989). The importance of heel compression in the measurement of diurnal stature variation. *Applied Ergonomics*, 20(4), 299–300.
- Foreman T.K., Troup J.D.G.* (1987). Diurnal variations in spinal loading and the effects on stature: A preliminary study of nursing activities. *Clinical Biomechanics*, 2(1), 48–54.
- Forsberg E.* (1899). Om vexlingar i kroppslängden hos kavallerirekryter. *Militar Hälsovård*, 24, 19–28.
- Fowler A.W.* (1973). Relief of cramp. *Lancet*, 1(7794), 99.
- Fowler P.J., Messieh S.S.* (1987). Isolated posterior cruciate ligament injuries in athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 15(6), 553–557.
- Francis K.T.* (1983). Delayed muscle soreness: A review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 5(1), 10–13.
- Frankel V.H., Burnstein A.H.* (1974). Biomechanics of the locomotor system. In C.D. Ray (Ed.), *Medical engineering* (pp. 505–515). Chicago: Yearbook Medical.
- Frankeny J.R., Holly R. G., Ashmore C.R.* (1983). Effects of graded duration of stretch on normal and dystrophic skeletal muscle. *Muscle & Nerve*, 6(4), 269–277.
- Franzblau C., Faru B.* (1981). Elastin. In E.D. Hay (Ed.), *Cell biology of extracellular matrix* (pp. 75–78). New York: Plenum Press.
- Franzini-Armstrong C.* (1970). Details of the I-band structure revealed by localization of ferritin. *Tissue Cell*, 2(2), 327–338.
- Frederick E.C.* (1982). Stretching things a bit. *Running*, 8(3), 65.
- Freeman M.A.R., Dean M.R.E., Hanham I.W.F.* (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 47B(4), 678–685.
- Freivalds A.* (1979). Investigation of circadian rhythms on select psychomotor and neurological functions. Unpublished doctoral dissertation, University of Michigan, Ann Arbor.

- Frekany G.A., Leslie D.K.* (1975). Effects of an exercise program on selected flexibility measurements of senior citizens. *The Gerontologist*, 15(2), 182–183.
- Friberg T.R., Weinreb R.N.* (1985). Ocular manifestations of gravity inversion. *Journal of the American Medical Association*, 253(12), 1755–1757.
- Friden J.* (1984a). Changes in human skeletal muscle induced by long-term eccentric exercise. *Cell Tissue Research*, 236(2), 365–372.
- Friden J.* (1984b). Muscle soreness after exercise: Implications of morphological changes. *International Journal of Sports Medicine*, 5(2), 57–66.
- Friden J., Lieber R.L.* (1992). Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5), 521–530.
- Friden J., Seger J., Ekblom B.* (1988). Sublethal muscle fibre injuries after high-tension anaerobic exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 57(3), 360–368.
- Friden J., Seger M., Sjostrom M., Ekblom B.* (1983). Adaptive response in human skeletal muscle subjected to prolonged eccentric training. *International Journal of Sports Medicine*, 4(3), 177–184.
- Friden J., Sfakianos P.N., Hargens A.R.* (1986). Muscle soreness and intramuscular fluid pressure: Comparison between eccentric and concentric load. *Journal of Applied Physiology*, 61(6), 2175–2179.
- Friden J., Sfakianos P.N., Hargens A.R., Akeson W.H.* (1988). Residual muscular swelling after repetitive eccentric contractions. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(4), 493–498.
- Friden J., Sjostrom M., Ekblom B.* (1981). A morphological study of delayed muscle soreness. *Experimentia*, 37(5), 506–507.
- Friden J., Sjostrom M., Ekblom B.* (1983). Myofibrillar damage following intense eccentric exercise in man. *International Journal of Sports Medicine*, 4(3), 170–176.
- Fried R.* (1987). *The hyperventilation syndrome*. Baltimore: Johns Hopkins University Press.
- Friedmann L.W., Galton L.* (1973). *Freedom from backaches*. New York: Simon and Schuster.
- Frost H.M.* (1967). *Introduction to biomechanics*. Springfield, IL: Charles C Thomas.
- Fujiwara M., Basmajian J.V.* (1975). Electromyographic study of the two-joint muscles. *American Journal of Physical Medicine*, 54(5), 234–242.
- Fulton A.B., Isaacs W.B.* (1991). Titin: A huge, elastic sarcomeric protein with a probable role in morphogenesis. *BioEssays*, 13(4), 157–161.
- Funatsu T., Higuchi H., Ishiwata S.* (1990). Elastic filaments in skeletal muscle revealed by selective removal of titin filaments with plasma gelsolin. *Journal of Cell Biology*, 110(1), 53–62.
- Furst D.O., Osborn M., Nave R., Weber K.* (1988). The organization of titin filaments in the half-sarcomere revealed by monoclonal antibodies in immunoelectron microscopy: A map of ten nonrepetitive epitomes starting at the Z-line extends close to the M line. *Journal of Cell Biology*, 106(5), 1563–1572.
- Gabbard C., Tandy R.* (1988). Body composition and flexibility among prepubescent males and females. *Journal of Human Movement Studies*, 14(4), 153–159.
- Gajda R.* See D.R. Murphy (1991).
- Gajdosik R., Lusin G.* (1983). Hamstring muscle tightness: Reliability of an active-knee-extension test. *Physical Therapy*, 63(7), 1085–1089.
- Galin M.A., McIvor J.W., Magruder G.B.* (1963). Influence of position on intraocular pressure. *American Journal of Ophthalmology*, 55(4), 720–723.
- Galley P.M., Forster A.L.* (1987). *Human movement: An introductory text for physiotherapy students*. Melbourne: Churchill Livingstone.
- Garamvolgyi N.* (1971). The functional morphology of muscle. In K. Laki (Ed.), *Contractile proteins and muscle* (pp. 1–96). New York: Marcel Dekker.
- Garde R.E.* (1988). Cervical traction: The neurophysiology of lordosis and the rheological characteristics of cervical curve rehabilitation. In D. D. Harrison (Ed.), *Chiropractic: The physics of spinal correction* (pp. 535–659). Sunnyvale, CA: Author.
- Garfin S.R., Tipton C.M., Mubarak S.J., Woo S. L.-Y., Hargens A.R., Akeson W.H.* (1981). Role of fascia in maintenance of muscle tension and pressure. *Journal of Applied Physiology*, 51(2), 317–320.

- Garhammer J.* (1989a). Principles of training and development. In P.J. Rasch (Ed.), *Kinesiology and applied anatomy* (7th ed., pp. 258–265). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Garhammer J.* (1989b). Weight lifting and training. In C.L. Vaughan (Ed.), *Biomechanics of sport* (pp. 169–211). Boca Raton, FL: CRC Publishers.
- Garrett W., Bradley W., Byrd S., Edgerton V.R., Gollnick P.* (1989). Basic science perspectives. In J.W. Frymoyer and S.L. Gordon (Eds.), *New perspectives in low back pain* (pp. 335–372). Park Ridge, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Garu J.* (1986). Exercise do's & don'ts: Side bends. *Dance Exercise Today*, 4(4), 34–35.
- Gaskell W.H.* (1877). On the changes of the bloodstream of the muscles through stimulation of their nerves. *Journal of Anatomy and Physiology*, 11,360–402.
- Gathercole L.J., Keller A.* (1968). Early development of crimping in rat tail tendon. *Micron*, 89,83–89.
- Gaughran J.A.* (1972). *Advanced swimming*. Dubuque, IA: Brown.
- Caymans F.* (1980). Die Bedeutung der Atemtypen für Mobilisation der Wirbelsäule. *Manuelle Medizin*, 18,96.
- Gelabert R.* (1966). Raul Gelabert's anatomy for the dancer. New York: Danad.
- Gelardi T.A.* (n.d.). What is the difference between CCE and SCASA? Unpublished paper.
- George G.S.* (1980). *Biomechanics of women's gymnastics*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Germain N.W., Blair S.N.* (1983). Variability of shoulder flexion with age, activity and sex. *American Corrective Therapy Journal*, 37(6), 156–160.
- Giel D.* (1988). Women's weightlifting: Elevating a sport to I. world-class status. *The Physician and Sportsmedicine*, 16(4), 163–170.
- Gifford L.S.* (1987). Circadian variation in human flexibility and grip strength. *Australian Journal of Physiotherapy*, 33(1), 3–9.
- Gilliam T.B., Villanacci J.F., Freedson P.S., Sady S.P.* (1979). Isokinetic torque in boys and girls age 7 to 13: Effect of age, height, and weight. *Research Quarterly*, 50(4), 599–609.
- Gladden M.H.* (1986). Mechanical factors affecting the sensitivity of mammalian muscle spindles. *Trends in Neuroscience*, 13(4), 295–297.
- Glazer R.M.* (1980). Rehabilitation. In R.B. Happenstall (Ed.), *Fracture treatment and healing* (pp. 1041–1068). Philadelphia: Saunders.
- Gold R.* (1987). Album #1: The philosophy. Gladwyne, PA: Chiro Products.
- Goldspink G.* (1968). Sarcomere length during post-natal growth and mammalian muscle fibres. *Journal of Cell Science*, 3(4), 539–548.
- Goldspink G.* (1976). The adaptation of muscle to a new functional length. In D.J. Anderson and B. Matthews (Eds.), *Mastication* (pp. 90–99). Bristol, England: Wright and Sons.
- Goldspink G., Scutt A., Loughna P.T., Wells D.J., Jaenicke T., Gerlach G.F.* (1992). Gene expression in skeletal muscle in response to stretch and force generation. *American Journal of Physiology*, 262(31), R356-R363.
- Goldspink G., Tabary C., Tabary J.C., Tardieu C., Tardieu G.* (1974). Effect of denervation on the adaptation of sarcomere number and muscle extensibility to the functional length of the muscle. *Journal of Physiology (London)*, 236(3), 733–742.
- Goldspink G., Williams P.E.* (1979). The nature of the increased passive resistance in muscle following immobilization of the mouse soleus muscle. *Journal of Physiology (London)*, 289,55P (Proceedings of the Physiological Society December 15–16,1978).
- Goldstein J.D., Berger P.E., Windler G.E., Jackson D.W.* (1981). Spine injuries in gymnasts and swimmers. An epidemiologic investigation. *American Journal of Sports Medicine*, 19(5), 463–468.
- Goldthwait J.E.* (1941). *Body mechanics in health and disease*. Philadelphia: Lippincott.
- Golub L.J.* (1987). Exercises that alleviate primary dysmenorrhea. *Contemporary Ob/Gyn*, 29(5), 51–59.
- Golub L.J., Christaldi J.* (1957). Reducing dysmenorrhea in young adolescents. *Journal of Health, Physical Education, and Recreation*, 28(5), 24–25,59.
- Golub L.J., Lang W.R., Menduke H.* (1958). Dysmenorrhea in high school and college girls: Relationship to sports participation. *Western Journal of Surgery, Obstetrics and Gynecology*, 66(3), 163–165.

- Golub L.J., Menduke H., Lang W.R.* (1968). Exercise and dysmenorrhea in young teenagers: A 3-year study. *Obstetrics and Gynecology*, 32(4), 508–511.
- Goode D.J., Van Hoven J.* (1982). Loss of patellar and achilles tendon reflexes in classical ballet dancers. *Archives of Neurology*, 39(5), 323.
- Goode J.D., Theodore B.M.* (1983). Voluntary and diurnal variation in height and associated surface contour changes in spinal curves. *Engineering in Medicine*, 12(2), 99–101.
- Goodridge J.P.* (1981). Muscle energy technique: Definition, explanation, methods of procedure. *Journal of the American Osteopathic Association*, 81(4), 67–72.
- Gordon A.M., Huxley A.F., Julian F.J.* (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology (London)*, 184, 170–192.
- Gordon G.M., Klein B.A.* (1987). The benefits of weight training for hamstring strains. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 77(10), 567–569.
- Gosline J.M.* (1976). The physical properties of elastic tissue. In D.A. Hull and D.S. Jackson (Eds.), *International review of connective tissue research* (Vol. 7, pp. 211–257). New York: Academic Press.
- Gotlib A.C., Thiel H.* (1985). A selected annotated bibliography of the core biomedical literature pertaining to stroke, cervical spine, manipulation and head/neck movement. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 29(2), 80–89.
- Gould D.* (1987). Understanding attrition in children's sport. In D. Gould and M.R. Weiss (Eds.), *Advances in pediatric sport sciences* (pp. 61–85). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Gould G.M., Pyle W.L.* (1896). *Anomalies and curiosities of medicine*. Philadelphia: Saunders.
- Gowitzke B.A., Milner M.* (1988). *Understanding the scientific basis of human movement* (2nd ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Grace T.G.* (1985). Muscle imbalance and extremity injury: A perplexing relationship. *Sports medicine*, 2(2), 77–82.
- Gracovetsky S., Farfan H.F., Lamy C.* (1977). A mathematical model of the lumbar spine using an optimized system to control muscles and ligaments. *Orthopaedics Clinics of North America*, 8(1), 135–153.
- Gracovetsky S., Kary M., Pitchen I., Levy S., Said R.B.* (1989). The importance of pelvic tilt in reducing compression stress in the spine during flexion-extension exercises. *Spine*, 14(4), 412–417.
- Graham C.E.* (1987). Plantar fasciitis and the painful heel syndrome. *Medicine and Sport Science*, 23, 99–104.
- Graham G.* (1965). Cramp. *Lancet*, 2, 537.
- Grahame R.* (1971). Joint hypermobility-clinical aspects. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 64(June), 692–694.
- Grahame R., Jenkins J.M.* (1972). Joint hypermobility-Asset or liability? *Annals of the Rheumatic Diseases*, 31(2), 109–111.
- Grana W.A., Moretz J.A.* (1978). Ligamentous laxity in secondary school athletes. *Journal of the American Medical Association*, 240(18), 1975–1976.
- Granit R.* (1962). Muscle tone and postural regulation. In K. Rodahl and S.M. Horvath (Eds.), *Muscle as tissue* (p. 190). New York: McGraw-Hill.
- Grant M.E., Prockop P.D., Darwin J.* (1972). The biosynthesis of collagen. *New England Journal of Medicine*, 286(4), 194–199.
- Grassino A., Goldman M.D., Mead J., Sears T.A.* (1978). Mechanisms of the human diaphragm during voluntary contraction statics. *Journal of Applied Physiology*, 44(6), 829–839.
- Gray M.L., Pizzanelli A.M., Grodzinsky A.J., Lee R.C.* (1988). Mechanical and physiochemical determinants of the chondrocyte biosynthetic response. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(6), 777–792.
- Gray S.D., Staub N.C.* (1967). Resistance to blood flow in leg muscles of dog during tetanic isometric contraction. *American Journal of Physiology*, 213(3), 677–682.
- Greene W.B., Heckman J.D.* (1994). *The clinical measurement of joint motion*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Greenman P.E.* (1989). *Principles of manual medicine*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Greey G.W.* (1955). *A study of the flexibility in five selected joints of adult males ages 18 to 71*. Unpublished doctoral dissertation, University of Michigan, Ann Arbor.

- Greipp J.F.* (1986). The flex factor. *Swimming Technique*, 22(3), 17–24.
- Grieve D.W.* (1970). Stretching active muscles. *Track Technique*, 42(December), 1333–1335.
- Grieve G.P.* (1988). *Common vertebral joint problems* (2nd ed.). London: Churchill Livingstone.
- Grieve G.P.* (1991). *Mobilisation of the spine* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Griffith H.W.* (1986). *Complete guide to sport injuries*. Los Angeles: Body Press.
- Grob D.* (1983). Common disorders of muscles in the aged. In W. Reichel (Ed.), *Clinical aspects of aging* (2nd ed., pp. 329–343). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Grodzinsky A.J.* (1983). Electromechanical and physiochemical properties of connective tissue. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 9(2), 133–199.
- Grodzinsky A.J.* (1987). Electromechanical transduction and transport in the extracellular matrix. *Advances in Microcirculation*, 13, 35–46.
- Grodzinsky A.J., Lipshitz H., Glimcher M.J.* (1978). Electromechanical properties of articular cartilage during compression and stress relaxation. *Nature*, 275(5679), 448–450.
- Gross J.* (1961). Collagen. *Scientific American*, 204(5), 120–133.
- Gurewitsch A.D., O'Neill M.* (1944). Flexibility of healthy children. *Archives of Physical Therapy*, 25(4), 216–221.
- Gurry M., Pappas A., Michaels J., Maher P., Shakman A., Goldberg R., Rippe J.* (1985). A comprehensive preseason fitness evaluation for professional baseball players. *The Physician and Sportsmedicine*, 13(6), 63–74.
- Gustavsen R.* (1985). *Training therapy prophylaxis and rehabilitation*. New York: Thieme.
- Gutman G.M., Herbert C.P., Brown S.R.* (1977). Feldenkrais versus conventional exercises for elderly. *Journal of Gerontology*, 32(5), 562–572.
- Gutmann E.* (1977). Muscle. In C.E. Finch and L. Hayflick (Eds.), *Handbook of the biology of aging* (pp. 445–469). New York: Van Nostrand Reinhold.
- Gutmann E., Schiaffino S., Hanzlikova V.* (1971). Mechanism of compensatory hypertrophy in skeletal muscle of the rat. *Experimental Neurology*, 31(3), 451–464.
- Gutmann G.* (1983). Injuries to the vertebral artery caused by manual therapy. *Manuelle Medizin*, 21, 2–14.
- Haas M.* (1990). The physics of spinal manipulation. Part IV. A theoretical consideration of the physician impact force and energy requirements needed to produce synovial joint cavitation. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 13(7), 378–383.
- Haftek J.* (1970). Stretch injury of peripheral nerve: Acute effects of stretching on rabbit nerve. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 52B(2), 354–365.
- Halbertsma J.P.K., Goeken L.N.H.* (1994). Stretching exercises: Effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(9), 976–981.
- Haldeman S.* (1978). The clinical basis for discussion of mechanisms of manipulative therapy. In I.M. Korr (Ed.), *The neurobiologic mechanisms in manipulative therapy* (pp. 53–75). New York: Plenum Press.
- Haldeman S.* (1983). Spinal manipulative therapy: A status report. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 179(October), 62–70.
- Haley S.M., Tada W.L., Carmichael E.M.* (1986). Spinal mobility in young children: A normative study. *Physical Therapy*, 66(11), 1697–1703.
- Hall A.C., Urban J.P.G., Gehl K.A.* (1991). Effects of compression on the loss of newly synthesized proteoglycans and proteins from cartilage explants. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 286, 20–29.
- Hall D.A.* (1981). Gerontology: Collagen disease. *Clinical Endocrinology and Metabolism*, 10(1), 23–55.
- Halvorson G.A.* (1989). Principles of rehabilitating sports injuries. In C.C. Teitz (Ed.), *Scientific foundations of sports medicine* (pp. 345–371). Philadelphia: Decker.
- Hamilton W.G.* (1978a). Ballet and your body: An orthopedist's view. *Dance Magazine*, 52(2), 79.
- Hamilton W.G.* (1978b). Ballet and your body: An orthopedist's view. *Dance Magazine*, 52(4), 126–127.

- Hamilton W.G.* (1978c). Ballet and your body: An orthopedist's view. *Dance Magazine*, 52(7), 86–87.
- Hamilton W.G.* (1978d). Ballet and your body: An orthopedist's view. *Dance Magazine*, 52(8), 84–85.
- Hamilton W.G., Hamilton L.H., Marshall P., Molnar M.* (1992). A profile of the musculoskeletal characteristics of elite professional ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 20(3), 267–273.
- Hanus S.H., Homer T.D., Harter D.H.* (1977). Vertebral artery occlusion complicating yoga exercises. *Archives of Neurology*, 34(September), 574–575.
- Hardaker W.T., Erickson L., Myers M.* (1984). The pathogenesis of dance injury. In C.G. Shell (Ed.), *The dancer as athlete* (pp. 12–13). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hardy L.* (1985). Improving active range of hip flexion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 56(2), 111–114.
- Hardy L., Lye R., Heathcote A.* (1983). Active versus passive warm up regimes and flexibility. *Research Papers in Physical Education*, 1(5), 23–30.
- Harris F.A.* (1978). Facilitation techniques in therapeutic exercise. In J.V. Basmajian (Ed.), *Therapeutic exercise* (3rd ed., pp. 93–137). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Harris H., Joseph J.* (1949). Variation in extension of the metacarpophalangeal and interphalangeal joints of the thumb. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 31B(4), 547–559.
- Harris M.L.* (1969a). A factor analytic study of flexibility. *Research Quarterly*, 40(1), 62–70.
- Harris M.L.* (1969b). Flexibility. *Physical Therapy*, 49(6), 591–601.
- Hartley-O'Brien S.J.* (1980). Six mobilization exercises for active range of hip flexion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(4), 625–635.
- Harvey C., Benedetti L., Hosaka L., Valmassy R.L.* (1983). The use of cold spray and its effect on muscle length. *Journal of the American Podiatry Association*, 73(12), 629–632.
- Harvey V.P., Scott F.P.* (1967). Reliability of a measure of forward flexibility and its relation to physical dimensions of college women. *Research Quarterly*, 38(1), 28–33.
- Hatfield F.C.* (1982). Learning to stretch for strength and safety. *Muscle Fitness*, 43(12), 24–25, 193–194.
- Hay J.G.* (1985). *The biomechanics of sports techniques* (3rd ed.). Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Haywood K.M.* (1980). Strength and flexibility in gymnasts before and after menarche. *British Journal of Sports Medicine*, 14(4), 189–192.
- Hebbelinck M.* (1988). Flexibility. In A. Dirix H.G. Knuttgen, and K. Tittel (Eds.), *The Olympic book of sports medicine* (pp. 213–217). Oxford: Blackwell Scientific.
- Heiser T.M., Weber, J., Sullivan G., Clare P., Jacobs R.R.* (1984). Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *American Journal of Sports Medicine*, 12(5), 368–370.
- Helin P.* (1985). Physiotherapy and electromyography in muscle cramp. *British Journal of Sports Medicine*, 19(4), 230–231.
- Hellig D.* (1969). Illustrative points in technique. In J.M. Hoag W.V. Cole, and S.G. Bradford (Eds.), *Osteopathic medicine* (pp. 197–203). New York: McGraw-Hill.
- Heng M.K., Bai J.X., Talian, N.J., Vincent W.J., Reese S.S., Shaw S., Holland G.J.* (1992). Changes in cardiovascular function during inversion. *International Journal of Sports Medicine*, 13(1), 69–73.
- Hennessy L., Watson A.W.S.* (1993). Flexibility and posture assessment in relation to hamstring injury. *British Journal of Sports Medicine*, 27(4), 243–246.
- Henry J.H.* (1986). Commentary. *American Journal of Sports Medicine*, 14(1), 17.
- Henry J.P.* (1951). Studies of the physiology of negative acceleration (AFTech. Report #5953). Dayton, OH: U.S. Air Force Air Material Command, Wright-Patterson AFB.
- Herbison G.J., Graziani V.* (1995). Neuromuscular disease: Rehabilitation and electrodiagnosis. 1. Anatomy and physiology of nerve and muscle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5), S3-S9.
- Hertling D.M., Jones D.* (1990). Relaxation. In R.M. Kessler and D. Hertling (Eds.), *Management of common musculoskeletal disorders* (2nd ed., pp. 144–163). Philadelphia: Lippincott.

- Herzog W., Conway P.J., Kawchuk G.N., Zhang Y., Hasler E.M. (1993). Forces exerted during spinal manipulative therapy Spine, 18(9), 1206–1212.
- Heyward V.H. (1984). Designs for fitness. Minneapolis: Burgess.
- Hickok R.J. (1976). Physical therapy. In F.V. Steinberg (Ed.), Cowdry's the care of the geriatric patient (5th ed., pp. 420–432). St. Louis: Mosby.
- Hight W.B., Sanders F.K. (1943). The effects of stretching nerves after suture. British Journal of Surgery, 30(120), 355–371.
- Hill A.R., Adams J.M., Parker B.E., Rochester D.F. (1988). Short-term entrainment of ventilation to the walking cycle in humans. Journal of Applied Physiology 65(2), 570–578.
- Hill A.V. (1948). The pressure developed in muscle during contraction. Journal of Physiology (London), 107, 518–526.
- Hill A.V. (1961). The heat produced by a muscle after the last shock of tetanus. Journal of Physiology (London), 159(3), 518–545.
- Hill C., Weber K. (1986). Monoclonal antibodies distinguish titins from heart and skeletal muscle. Journal of Cell Biology, 102(3), 1099–1108.
- Hilyer J.C., Brown K.C., Sirles A.T., Peoples L. (1990). A flexibility intervention to reduce the incidence and severity of joint injuries among municipal firefighters. Journal of Occupational Medicine, 32(7), 631–637.
- Hindle R.J., Murray-Leslie C. (1987). Diurnal stature variation in ankylosing spondylitis. Clinical Biomechanics, 2(3), 152–157.
- Hinrichs R.N. (1990). Whole body movement: Coordination of arms and legs in walking and running. In J.M. Winters and S.L.-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization (pp. 694–705). New York: Springer-Verlag.
- Hinrichs R.N. (1992). Case studies of asymmetrical arm action in running. International Journal of Sport Biomechanics, 8(2), 111–128.
- Hinterbuchner C. (1980). Traction. In J.B. Rogoff (Ed.), Manipulation, traction, and massage (2nd ed., pp. 184–210). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Hirche H., Raff W.K., Grun D. (1970). The resistance to blood flow in the gastrocnemius of the dog during sustained and rhythmical isometric and isotonic contractions. European Journal of Physiology, 314, 97–112.
- Hoeger W.W.K. (1991). Principles and labs for physical fitness and wellness. Englewood, CO: Morton.
- Hoeger W.W.K., Hopkins D.R. (1992). A comparison of the sit and reach and the modified sit and reach in the measurement of flexibility in women. Research Quarterly for Exercise and Sport, 63(2), 191–195.
- Hoeger W.W.K., Hopkins D.R., Button S., Palmer T.A. (1990). Comparing the sit and reach with the modified sit and reach in measuring flexibility in adolescents. Pediatric Exercise Science, 2(2), 156–162.
- Hoeger W.W.K., Hopkins D.R., Johnson L.C. (1991). Muscular flexibility: Test protocols and national flexibility norms for the modified sit-and-reach test, total body rotation test, and shoulder rotation test. Addison, IL: Novel Products Figure Finder Collection.
- Hoehler F.K., Tobis J.S. (1982). Low back pain and its treatment by spinal manipulation: Measures of flexibility and asymmetry. Rheumatology and Rehabilitation, 21, 21–26.
- Hoehler F.K., Tobis J.S., Buerger A.A. (1981). Spinal manipulation for low back pain. Journal of the American Medical Association, 245(18), 1836–1838.
- Hoen T.I., Brackett C.E. (1970). Peripheral nerve lengthening. I. Experimental. Journal of Neurosurgery, 13(1), 43–62.
- Hoeve C.A.J., Flory P.J. (1974). The elastic properties of elastin. Biopolymers, 13(4), 677–686.
- Holland G.J. (1968). The physiology of flexibility. A review of the literature. Kinesiology Review, 1, 49–62.
- Holland G.J., Davis E.L. (1975). Values of physical activity (3rd ed.), Dubuque, IA: Brown.
- Holly R.G., Barnett J.G., Ashmore C.R., Taylor R.G., Mole P.A. (1980). Stretch-induced growth in chicken wing muscles: A new model of stretch hypertrophy. American Journal of Physiology, 238(Cell Physiology 7), C62-C71.

- Holmer I., Gullstrand L.* (1980). Physiological responses to swimming with a controlled frequency of breathing. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 2(1), 1–6.
- Holt L.E. (n.d.)*. Scientific stretching for sport (3-s). Halifax, Nova Scotia: Sport Research.
- Holt L.E., Smith R.K.* (1983). The effects of selected stretching programs on active and passive flexibility. In J. Terauds (Ed.), *Biomechanics in sport* (pp. 54–67). Del Mar, CA: Research Center for Sports.
- Holt L.E., Travis T.M., Okita T.* (1970). Comparative study of three stretching techniques. *Perceptual and Motor Skills*, 31(2), 611–616.
- Hooper A.C.B.* (1981). Length, diameter and number of ageing skeletal muscle fibres. *Gerontology*, 27(3), 121–126.
- Hoover H.V.* (1958). Functional technic. *Academy of Applied Osteopathy Yearbook 1958*, 47–51.
- Hopkins D.R.* (1981). The relationship between selected anthropometric measures and sit-and-reach performance. Paper presented at the American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance National Measurement Symposium, Houston, TX.
- Hopkins D.R., Hoeger W.W.K.* (1986). The modified sit and reach test. In Hoeger W.W.K. (Ed.), *Lifetime physical fitness and wellness: A personalized program* (pp. 47–48). Englewood, CO: Morton.
- Hopkins D.R., Murrah B., Hoeger W.W., Rhodes R.C.* (1990). Effects of low-impact aerobic dance on the functional fitness of elderly women. *The Gerontologist*, 30(2), 189–192.
- Horowitz R.* (1992). Passive force generation and titin isoforms in mammalian skeletal muscle. *Biophysical Journal*, 61 (2), 392–398.
- Horowitz R., Kempner E.S., Bisher M.E., Podolsky R.J.* (1986). A physiological role for titin and nebulin in skeletal muscle. *Nature*, 323(6084), 160–163.
- Horowitz R., Podolsky R.J.* (1987a). The positional stability of thick filaments in activated skeletal muscle depends on sarcomere length: Evidence for the role of titin filaments. *Journal of Cell Biology*, 105(5), 2217–2223.
- Horowitz R., Podolsky R.J.* (1987b). Thick filament movement and the effect of titin filaments in activated skeletal muscle. (Abstract). *Biophysical Journal*, 51(2, Pt. 2), 219a.
- Hossler P.* (1989). To bend or not to bend. *The Physician and Sportsmedicine*, 17(6), 20.
- Hough T.* (1902). Ergographic studies in muscular soreness. *American Journal of Physiology*, 7(1), 76–92.
- Houk J.C., Henneman E.* (1967). Responses of Golgi tendon organs to forces applied to muscle tendon. *Journal of Neurophysiology*, 30,466–481.
- Houk J.C., Singer J.J., Goldman M.R.* (1971). Adequate stimulus for tendon organs with observations on mechanics of ankle joint. *Journal of Neurophysiology*, 34(6), 1051–1065.
- Howell J.N., Chila A.G., Ford G., David D., Gates T.* (1985). An electromyographic study of elbow motion during postexercise muscle soreness. *Journal of Applied Physiology*, 58(5), 1713–1718.
- Howse A.J.* (1972). Orthopedist's aide ballet. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 89,52–63.
- Hsieh C., Walker J.M., Gillis K.* (1983). Straight-leg raising test: Comparison of three instruments. *Physical Therapy*, 63(9), 1429–1433.
- Hu D.H., Kimura S., Maruyama K.* (1986). Sodium dodecyl sulfate gel electrophoretic studies of connectin-like high molecular weight proteins of various types of vertebrate and invertebrate muscles. *Journal of Biochemistry (Tokyo)*, 99,1485–1492.
- Huble-Kozey C.L.* (1991). Testing flexibility. In E.D. MacDougall H.A. Wenger, and H.J. Green (Eds.), *Physiological testing of the high-performance athlete* (2nd ed., pp. 309–359). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Huble-Kozey C.L., Stanish W.D.* (1990). Can stretching prevent athletic injuries? *Journal of Musculoskeletal Medicine*, 7(3), 21–31.
- Hull M.* (1990–1991). Flexible ankles: Faster swimming. *Swimming Technique*, 27(3), 23–24.
- Hunt T.K., Winkle W.V.* (1979). Normal repair. In T.K. Hunt and J.E. Dunphy (Eds.), *Fundamentals of wound management* (pp. 2–67). New York: Appleton-Century-Crofts.
- Hupprich F.L., Sigerseth P.O.* (1950). The specificity of flexibility in girls. *Research Quarterly*, 21 (1), 25–33.

- Hussain S.N.A., Rabinovitch B., Macklem P.T., Pardy R.L. (1985). Effects of separate rib cage and abdominal restriction on exercise performance in normal humans. *Journal of Applied Physiology*, 58(6), 2020–2026.
- Huxley A.F. (1984). Response to «Is stepwise sarcomere shortening an artifact?» *Nature*, 309(5970), 713–714.
- Huxley A.F. (1986). Comments on quantal mechanisms in cardiac contraction. *Circulation Research*, 59, 9–14.
- Huxley A.F., Niedergerke R. (1954). Structural changes in muscle during contraction; Interference microscopy of living muscle fibres. *Nature*, 173(4412), 971–973.
- Huxley A.F., Peachey L.D. (1961). The maximum length for contraction in vertebrate striated muscle. *Journal of Physiology*, 156(1), 150–165.
- Huxley H.E. (1957). The double array of filaments in cross-striated muscle. *Journal of Biophysics and Biochemical Cytology*, 3(5), 631–648.
- Huxley H.E. (1967). Muscle cells. In I. Brachet and A. Mirsky (Eds.), *The cell* (pp. 367–481). New York: Academic Press.
- Huxley H.E., Hanson J. (1954). Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, 173(4412), 973–976.
- Iashvili A.V. (1983). Active and passive flexibility in athletes specializing in different sports. *Soviet Sports Review*, 18(1), 30–32.
- Ice R. (1985). Long-term compliance. *Physical Therapy*, 65(12), 1832–1839.
- Ikai M., Fukunaga T. (1970). A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement. *European Journal of Applied Physiology*, 28, 173–180.
- Ingber D.E., Prusty D., Frangioni J.V., Cragoe E.J., Lechene C., Schwartz M.A. (1990). Control of intracellular pH and growth by fibronectin in capillary endothelial cells. *Journal of Cell Biology*, 110(5), 1803–1811.
- Inglis B.D., Fraser B., Penfold B.R. (1979). Commission of inquiry into chiropractic #62, Royal Commission of Inquiry, Wellington, New Zealand: Hasselberg Government Printers.
- Inman V.T., Saunders J.B., Abbot L.C. (1944). Observations on the functions of the shoulder joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 26(1), 1–30.
- Inoue S., Leblond C.P. (1986). The microfibrils of connective tissue: I. Ultrastructure. *American Journal of Anatomy*, 176(2), 121–138.
- International Anatomical Nomenclature Committee (1983). *Nomina anatomica* (5th ed.). Philadelphia: Williams & Wilkins.
- International Chiropractors Association. (1993). Policy handbook & code of ethics. Arlington, VA: Author.
- International Dance-Exercise Association, (n.d.). Guidelines for convention presenters. San Diego: Author.
- Irrgang J.I. (1993). Rehabilitation. In F.H. Fu and D.A. Stone (Eds.), *Sports injuries: Mechanisms, prevention, treatment* (2nd ed., pp. 81–95). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Itay S., Ganel A., Horosowski H., Farine I. (1982). Clinical and functional status following lateral ankle sprains. *Orthopaedic Review*, 11(5), 73–76.
- Itoh Y., Susuki T., Kimura S., Ohashi K., Higuchi H., Sawada H., Shimizu T., Shibata M., Maruyama K. (1988). Extensible and less-extensible domains of connectin filaments in stretched vertebrate skeletal muscle as detected by immunofluorescence and immunoelectron microscopy using monoclonal antibodies. *Journal of Biochemistry (Tokyo)*, 104, 504–508.
- Iyengar B.K.S. (1979). *Light on yoga*. New York: Schocken Books.
- Jackman R.V. (1963). Device to stretch the Achilles tendon. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 43(10), 729.
- Jackson A.W., Baker A.A. (1986). The relationship of the sit and reach test to criterion measures of hamstring and back flexibility in young females. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57(3), 183–186.
- Jackson A.W., Langford N.J. (1989). The criterion-related validity of the sit and reach test: Replication and extension of previous findings. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 60(4), 384–385.
- Jackson C.P., Brown M.D. (1983). Is there a role for exercise in the treatment of patients with low back pain? *Clinical Orthopedics and Related Research*, 179(October), 39–45.

- Jackson D.W., Wiltse L.L., Cirincione R.J.* (1976). Spondylolysis in the female gymnast. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 117, 68–73.
- Jacobs M.* (1976). Neurophysiological implications of slow, active stretching. *American Corrective Therapy Association*, 30(8), 151–154.
- Jacobs S.J., Berson B.L.* (1986). Injuries to runners: A study of entrants to a 10,000 meter race. *American Journal of Sports Medicine*, 14(2), 151–155.
- Jacobson E.* (1929). *Progressive relaxation*. Chicago: University of Chicago Press.
- Jacobson E.* (1938). *Progressive relaxation* (2nd ed.). Chicago: University of Chicago Press.
- Jahss S.A.* (1919). Joint hypotonia. *New York Medical Journal*, 109(2106), 638–639.
- Jami L.* (1992). Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: Functional properties and central actions. *Physiological Reviews*, 72(3), 623–666.
- Janse J.* (1975). History of the development of chiropractic concepts; chiropractic terminology. In M. Goldstein (Ed.), *The research status of spinal manipulative therapy* (DHEW Publication No. [NIH] 76–998, pp. 25–42). Bethesda, MD: U.S. Department of Health, Education, and Welfare.
- Janse J., Houser R.H., Wells B.F.* (1947). *Chiropractic principles and technic*. Chicago: National College of Chiropractic.
- Jaskoviak P.A.* (1980). Complications arising from manipulation of the cervical spine. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 3, 213–219.
- Jaskoviak P.A., Schafer R.C.* (1986). *Applied physiotherapy*. Arlington, VA: The American Chiropractic Association.
- Javurek I.* (1982). Experience with hypermobility in athletes. *Theorie A Praxe Telesne Vychovy*, 30(3), 185.
- Jay I., Rappaport S.* (1983). *Hanging out, the upside down exercise book*. Mill Valley, CA: Jay Ra Productions.
- Jayson M., Sims-Williams H., Young S., Baddeley H., Collins E.* (1981). Mobilization and manipulation for the low back pain. *Spine*, 6(4), 409–416.
- Jenkins R., Little R.W.* (1974). A constitutive equation for parallel-fibered elastic tissue. *Journal of Biomechanics*, 7(5), 397–402.
- Jervy A.A.* (1961). A study of the flexibility of selected joints in specified groups of adult females. Unpublished doctoral dissertation, University of Michigan, Ann Arbor.
- Jesse E.F., Owen D.S., Sagar K.B.* (1980). The benign hypermobile joint syndrome. *Arthritis Rheumatism*, 23(9), 1053–1056.
- Jobbins B., Bird H.A., Wright V.* (1979). A joint hyperextensometer for the quantification of joint laxity. *Engineering in Medicine*, 8(2), 103–104.
- Johns R.J., Wright V.* (1962). Relative importance of various tissues in joint stiffness. *Journal of Applied Physiology*, 17(5), 824–828.
- Johnson J.E., Sim F.H., Scott S.G.* (1987). Musculoskeletal injuries in competitive swimmers. *Mayo Clinic Proceedings*, 62(4), 289–304.
- Johnson R.J.* (1991). Help your athletes heal themselves. *The Physician and Sportsmedicine*, 19(5), 107–110.
- Jones A.* (1975). Flexibility and metabolic condition. *Athletic Journal*, 56(2), 56–61, 80–81.
- Jones D.A., Newham D.J.* (1985). The effect of training on human muscle pain and damage. *Journal of Physiology (London)*, 365, 76P.
- Jones D.A., Newham D.J., Clarkson P.M.* (1987). Skeletal muscle stiffness and pain following eccentric exercise of the elbow flexors. *Pain*, 30(2), 233–242.
- Jones D.A., Newham D.J., Obletter G., Giamberardino M.A.* (1987). Nature of exercise-induced muscle pain. *Advances in Pain and Therapy*, 10, 207–218.
- Jones D.A., Rutherford O.M.* (1987). Human muscle strength training: The effects of three different training regimes and the nature of the resultant changes. *Journal of Physiology (London)*, 391, 1–11.
- Jones H.H.* (1965). The Valsalva procedure. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 45(6), 570–572.
- Jones L.H.* (1964). Spontaneous release by positioning. *The DO*, 4, 109–116.
- Jones L.H.* (1981). *Strain and counterstrain*. Colorado Springs: American Academy of Osteopathy.

- Jones M.A., Buis J.M., Harris I.D.* (1986). Relationship of race and sex to physical and motor measures. *Perceptual and Motor Skills*, 63(1), 169–170.
- Jones R.E.* (1970). A kinematic interpretation of running and its relationship to hamstrings injury. *Journal of Health, Physical Education and Recreation*, 41(8), 83.
- Journal of Clinical Chiropractic Editorial Advisory Board.* (1969). Exercises. *Journal of Clinical Chiropractic*, 2(4), 10–15.
- Jungueira L.C., Carneiro J., Long J.A.* (1989). *Basic histology* (6th ed.). Los Altos, CA: Lange Medical.
- Kabat H., McLeod M., Holt C.* (1959). The practical application of proprioceptive neuromuscular facilitation. *Physiotherapy*, 45(4), 87–92.
- Kalenak A., Morehouse C.* (1975). Knee stability and knee ligament injuries. *Journal of the American Medical Association*, 234(11), 1143–1145.
- Kaltenborn F.M.* (1989). *Manual mobilisation of the extremity joints* (4th ed.). Oslo, Norway: Olaf Norlis Bokhandel.
- Kanamaru A., Sibuya M., Nagai T., Inoue K., Homma I.* (1990). Stretch gymnastics training in asthmatic children. In M. Kaneko (Ed.), *International series on sport sciences: Vol. 20. Fitness for the aged, disabled, and industrial worker* (pp. 178–181). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kandel E.R., Swartz J.H.* (1981). *Principles of neural science*. New York: Elsevier.
- Kane M.D., Karl R.D., Swain J.H.* (1985). Effects of gravity-facilitated traction on intervertebral dimensions of the lumbar spine. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 6(5), 281–288.
- Kapandji I.A.* (1974). *The physiology of the joints: Vol. 3. The trunk and the vertebral column* (2nd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kapandji I.A.* (1982). *The physiology of the joints: Vol. 1. Upper limb* (2nd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kapandji I.A.* (1987). *The physiology of the joints: Vol. 2. Lower limb* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Karpovich P.V., Sinning W.E.* (1971). *Physiology of muscular activity* (7th ed.). Philadelphia: Saunders.
- Karvonen J.* (1992). Importance of warm-up and cool-down on exercise performance. *Medicine in Sport Science*, 35, 189–214.
- Kasteler J., Kane R.L., Olse D.M., Thetford C.* (1976). Issues underlying prevalence of «doctor-shopping» behavior. *Journal of Health and Social Behavior*, 17(4), 328–339.
- Kastelic J., Galeski A., Baer E.* (1978). The multicomposite structure of tendon. *Connective Tissue Research*, 6(1), 11–23.
- Kauffman T.* (1987). Posture and age. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 2(4), 13–28.
- Kauffman T.* (1990). Impact of aging-related musculoskeletal and postural changes on fall. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 5(2), 34–43.
- Kazarian L.E.* (1974). Unpublished data. NASA.
- Kazarian L.E.* (1975). Creep characteristics of the spinal column. *Orthopedic Clinics of North America*, 6(1), 3–18.
- Keating J.C.* (1995). Purpose-straight chiropractic: Not science, not health care. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 18(6), 416–418.
- Kellett J.* (1986). Acute soft tissue injuries-A review of the literature. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(5), 489–500.
- Kelley D.L.* (1971). *Kinesiology fundamentals of motion description*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Kendall H.O., Kendall F.P.* (1948). Normal flexibility according to age groups. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 30A(3), 690–694.
- Kendall H.O., Kendall F.P., Boynton D.A.* (1970). *Posture and pain*. New York: Krieger.
- Kendall H.O., Kendall F.P., Wadsworth G.E.* (1971). *Muscles testing and function*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Kerner J.A., D'Amico J.C.* (1983). A statistical analysis of a group of runners. *Journal of the American Podiatry Association*, 73(3), 160–164.
- Keskinen K.L., Komi P.V.* (1991). Breathing patterns of elite swimmers in aerobic/anaerobic loading. *Journal of Biomechanics*, 215(7), 709.

- Key J.A. (1927). Hypermobility of joints as a sex linked hereditary characteristic. *Journal of the American Medical Association*, 88(22), 1710–1712.
- Khalil T.M., Asfour S.S., Martinez L.M., Waly S.M., Rosomoff R.S., Rosomoff H.L. (1992). Stretching in rehabilitation of low-back pain patients. *Spine*, 17(3), 311–317.
- Kim P.S., Santos D.D., O'Neill G., Julien S., Kelm D., Dube M. (1992). The effect of single chiropractic manipulation on sagittal mobility of the lumbar spine in symptomatic low back pain patients. In *Proceedings of the 1992 International Conference on Spinal Manipulation*. Chicago.
- Kim Y.-J., Sah R.L.Y., Grodzinsky A.J., Plaas A.H.K., Sandy J.D. (1994). Mechanical regulation of cartilage biosynthetic behavior: Physical stimuli. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 311(1), 1–12.
- Kimberly P.E. (1980). Formulating a prescription for osteopathic manipulative treatment. *Journal of the American Osteopathic Association*, 79(8), 146–152.
- King J.W., Brelsford H.J., Tullos H.S. (1969). Analysis of the pitching arm of the professional baseball pitcher. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 67(November-December), 116–123.
- King N.J. (1980). The therapeutic utility of abbreviated progressive relaxation: A critical review with implications for clinical practice. In M. Hersen R. Eisler, and P. Miller (Eds.), *Progress in behavior modification* (Vol. 10). New York: Academic Press.
- Kippers V., Parker A.W. (1984). Posture related to myoelectric silence of erector spinae during trunk flexion. *Spine*, 9(7), 740–745.
- Kirk J.A., Ansell B.M., Bywaters E.G.L. (1967). The hypermobility syndrome. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 26(5), 419–425.
- Kirkebo A., Wisnes A. (1982). Regional tissue fluid pressure in rat calf muscle during sustained contraction or stretch. *Acta Physiologica Scandinavica*, 114(4), 551–556.
- Kirstein L. (1939). *Ballet alphabet; A primer for laymen*. New York: Kamin.
- Kisner C., Colby L.A. (1990). *Therapeutic exercise foundations and techniques* (2nd ed.). Philadelphia: Davis.
- Klatz R.M., Goldman R.M., Pinchuk B.G., Nelson K.E., Tarr R.S. (1983). The effects of gravity inversion procedures on systemic blood pressure, and central retinal arterial pressure. *Journal of American Osteopathic Association*, 82(11), 111–115.
- Klein K.K. (1961). The deep squat exercise as utilized in weight training for athletics and its effect on the ligaments of the knee. *Journal of the Association for Physical and Mental Rehabilitation*, 15(1), 6–11.
- Klein K.K., Allman F.L. (1969). *The knee in sports*. Austin, TX: Pemberton Press.
- Klein K.K., Roberts C.A. (1976). Mechanical problems of marathoners and joggers: Cause and solution. *American Corrective Therapy Journal*, 30(6), 187–191.
- Klemp P., Learmonth I.D. (1984). Hypermobility and injuries in a professional ballet company. *British Journal of Sports Medicine*, 19(3), 143–148.
- Klemp P., Stevens J.E., Isaacs S. (1984). A hypermobility study in ballet dancers. *Journal of Rheumatology*, 11(5), 692–696.
- Kleynhans A.M. (1980). Complications and contraindications to spinal manipulative therapy. In S. Haldeman (Ed.), *Modern developments in the principles and practice of chiropractic* (pp. 359–384). New York: Appleton-Century-Crofts.
- Knapp M.E. (1990). Massage. In J.F. Lehmann and B.J. de Lateur (Eds.), *Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation* (4th ed., pp. 433–435). Philadelphia: Saunders.
- Knight E.L., Davis J.B. (1984). *Flexibility: The concept of stretching and exercise*. Dubuque, IA: Kendall/Hunt.
- Knight K.L. (1995). *Cryotherapy in sport injury management*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Knott M., Voss D.E. (1968). *Proprioceptive neuromuscular facilitation*. New York: Harper & Row.
- Knuttgen H.G. (1986). Human performance in high-intensity exercise with concentric and eccentric muscle contractions. *International Journal of Sports Medicine*, 7(Suppl. 1), 6–9.
- Knuttgen H.G., Patton J.F., Vogel J.A. (1982). An ergometer for concentric and eccentric muscular exercise. *Journal of Applied Physiology*, 53(3), 784–788.

- Kobet K.A.* (1985). Retinal tear associated with gravity boot use. *Annals of Ophthalmology*, 17(4), 308–310.
- Koceja D.M., Burke J.R., Kamen G.* (1991). Organization of segmental reflexes in trained dancers. *International Journal of Sports Medicine*, 12(3), 285–289.
- Koeller W., Funke F., Hartman F.* (1984). Biomechanical behavior of human intervertebral discs subjected to long lasting axial loading. *Biorheology*, 21(5), 675–686.
- Kokjohn K., Schmid D.M., Triano J., Brennan P.C.* (1992). The effect of spinal manipulation on pain and prostaglandin levels in women with primary dysmenorrhea. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 15(5), 279–285.
- Komi P.V.* (1986). Training of muscle strength and power: Interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *Journal of Sports Medicine*, 7(1), 10–15.
- Komi P.V., Boscoe C.* (1978). Utilization of stored elastic energy in men and women. *Medicine and Science in Sport*, 10(4), 261–265.
- Komi P.V., Buskirk E.R.* (1972). Measurement of eccentric and concentric conditioning on tension and electrical activity in human muscle. *Ergonomics*, 15(July), 417–434.
- Kopell H.P.* (1962). The warm-up and autogenous injury. *New York State Journal of Medicine*, 62(20), 3255–3258.
- Kornberg L., Juliano R.L.* (1992). Signal transduction from the extracellular matrix: The integrin-tyrosine kinase connection. *Trends in Pharmacological Sciences*, 13(3), 93–95.
- Korr I.M.* (1975). Proprioceptors and somatic dysfunction. *Journal of the American Osteopathic Association*, 74(7), 638–650.
- Koslow R.E.* (1987). Bilateral flexibility in the upper and lower extremities as related to age and gender. *Journal of Human Movement Studies*, 13(9), 467–472.
- Kottke F.J., Pauley D.L., Ptak K.A.* (1966). Prolonged stretching for correction of shortening of connective tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 47(6), 345–352.
- Kraeger D.R.* (1993). Foot injuries. In W.A. Lillegard and K.S. Rucker (Eds.), *Handbook of sportsmedicine: A symptom-oriented approach* (pp. 159–171). Boston: Andover Medical.
- Krahenbuhl G.S., Martin S.L.* (1977). Adolescence body size and flexibility. *Research Quarterly*, 48(4), 797–799.
- Kramer A.M., Schrier R.W.* (1990). Demographic, social, and economic issues. In R.W. Schrier (Ed.), *Geriatric medicine* (pp. 1–11). Philadelphia: Saunders.
- Kranz K.C.* (1988). Chiropractic treatment of low-back pain. *Topics in Acute Care and Trauma Rehabilitation*, 2(4), 47–62.
- Kraus H.* (1965). *Backache stress and tension: Their cause, prevention and treatment*. New York: Simon and Schuster.
- Kraus H.* (1970). *Clinical treatment of back and neck pain*. New York: McGraw-Hill.
- Kreighbaum E., Barthels K.M.* (1985). *Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement* (2nd ed.). Minneapolis: Burgess.
- Krejci V., Koch P.* (1979). *Muscle and tendon injuries in athletes*. Stuttgart: Georg Thieme.
- Krieglstein G.K., Langham M.E.* (1975). Influence of body position on the intraocular pressure of normal and glaucomatous eyes. *Ophthalmologica*, 171(2), 132–145.
- Krissoff W.B., Ferris W.D.* (1979). Runners injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 7(12), 55–64.
- Kronberg M., Brostrom, L.-A., Soderlund, V.* (1990). Retroversion of the humeral head in the normal shoulder and its relationship to the normal range of motion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 253(April), 113–117.
- Kuchera W.A., Kuchera M.L.* (1992). *Osteopathic principles in practice*. Kirksville, MO: Kirksville College of Osteopathic Medicine.
- Kudina L.* (1980). Reflex effects of muscle afferents on antagonists studies on single firing motor units in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 50(3–4), 214–221.
- Kuipers H.J., Drukker P.M., Frederik P.M., Guerten P., Kranenburg G.V.* (1983). Muscle degeneration after exercise in rats. *International Journal of Sports Medicine*, 4(1), 45–51.
- Kulakov V.* (1989). The harmony of training: The training of longdistance runners. *Soviet Sport Review*, 24(4), 164–168.
- Kulund D.N.* (1980). The foot in athletics. In A.J. Helfet and D.M.G. Lee (Eds.), *Disorders of the foot* (pp. 58–79). Philadelphia: Lippincott.

- Kulund D.N., Dewey J.B., Brubaker C.E., Roberts J.R.* (1978). Olympic weight-lifting injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 6(11), 111–119.
- Kulund D.N., Tottosy M.* (1983). Warm-up, strength, and power. *Orthopaedic Clinics of North America*, 14(2), 427–448.
- Kunz H., Kaufmann D.A.* (1980). How the best sprinters differ. *Track & Field Quarterly Review*, 80(2).
- Kuprian W., Ork H., Meissner L.* (1982). Spinal column and torso. In W. Kuprian (Ed.), *Physical therapy for sports* (pp. 262–286). Philadelphia: Saunders.
- Kurzban G.R., Wang K.* (1988). Giant polypeptides of skeletal muscle titin: Sedimentation equilibrium in guanidine hydrochloride. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 150, 1155–1161.
- Kushner S., Saboe L., Reid D., Penrose T., Grace M.* (1990). Relationship of turnout to hip abduction in professional ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 18(3), 286–291.
- Laban M.M.* (1962). Collagen tissue: Implications of its response to stress in vitro. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 43(9), 461–465.
- Ladermann J.P.* (1981). Accidents of spinal manipulations. *Annals of the Swiss Chiropractic Association*, 7, 161–208.
- LaFreniere J.G.* (1979). *The low back patient: Procedures for treatment by physical therapy*. New York: Mason.
- Larson L.A., Michelman H.* (1973). *International guide to fitness and health*. New York: Crown.
- Larsson L.-G., Baum J., Mudholkar G.S., Kollia G.* (1993). Benefits and disadvantages of joint hypermobility among musicians. *New England Journal of Medicine*, 329(15), 1079–1082.
- Lasater J.* (1983). Asana triang mukhaikapada paschimottanasana. *Yoga Journal*, 52(September-October), 9–11.
- Lasater J.* (1986). Supta virasana: Reclining hero pose. *Yoga Journal*, 67(March-April), 23–24.
- Lasater J.* (1988a). Janu Sirsasana: Head of the knee pose. *Yoga Journal*, 83(November-December), 35–40.
- Lasater J.* (1988b). Uttanasana intense stretch pose. *Yoga Journal*, 79(March-April), 30–35.
- Laubach L.C., McConville J.T.* (1966a). Muscle strength, flexibility, and bone size of adult males. *Research Quarterly*, 37(3), 384–392.
- Laubach L.C., McConville J.T.* (1966b). Relationship between flexibility, anthropometry, and somatotype of college men. *Research Quarterly*, 37(2), 241–251.
- Lawton R.W.* (1957). Some aspects of research in biological elasticity. In J.W. Remington (Ed.), *Tissue elasticity* (pp. 1–11). Washington DC: American Physiological Society.
- Laxton A.H.* (1990). Practical approaches to the normalization of muscle tension. *Journal of Manual Medicine*, 5(3), 115–120.
- Leard J.S.* (1984). Flexibility and conditioning in the young athlete. In L.J. Micheli (Ed.), *Pediatric and adolescent sports medicine* (pp. 194–210). Boston: Little, Brown.
- Leatt P., Reilly T., Troup J.G.D.* (1986). Spinal loading during circuit weight-training and running. *British Journal of Sports Medicine*, 20(3), 119–124.
- Leboeuf C., Ames R.A., Budich C.W., Vincent A.F.* (1987). Changes in blood pressure and pulse rate following exercise in the inverted position. *Journal of the Australian Chiropractic Association*, 17(2), 60–62.
- Lee D.* (1989). *The pelvic girdle*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Lee G.C.* (1980). Finite element analysis in soft tissue mechanics. In B.R. Simon (Ed.), Vol.1. *International conference on finite elements in biomechanics* (pp. 27–37). Tucson, AZ: National Science Foundation and the University of Arizona College of Engineering.
- Lee M.A., Kleitman N.* (1923). Studies on the physiology of sleep. II. Attempts to demonstrate functional changes in the nervous system during experimental insomnia. *American Journal of Physiology*, 67(1), 141–152.
- Lehmann J.F., Masock A.J., Warren C.G., Koblanski J.N.* (1970). Effect of therapeutic temperature on tendon extensibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51(8), 481–487.

- Lehmann J.P., de Lateur B.J.* (1990). Diathermy and superficial heat, laser, and cold therapy. In J.F. Lehmann and B.J. de Lateur (Eds.), *Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation* (4th ed., pp. 285–367). Philadelphia: Saunders.
- Lehrer P.M., Woolfolk R.L.* (1984). Are stress reduction techniques interchangeable, or do they have specific effects? A review of the comparative empirical literature. In R.L. Woolfolk and P.M. Lehrer (Eds.), *Principles and practices of stress management*. New York: Guilford Press.
- Leighton J.R.* (1956). Flexibility characteristics of males ten to eighteen years of age. *Archives of Physical and Mental Rehabilitation*, 37(8), 494–499.
- Leighton J.R.* (1960). On the significance of flexibility for physical education. *Journal of Health, Physical Education, and Recreation*, 31(8), 27–28.
- Le Marr J.D., Golding I.A., Adier J.G.* (1984). Intraocular pressure responses to inversion. *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, 61(11), 679–682.
- Leonard T.J.K., Muir M.G., Kirkby G.R., Hitchings R.A.* (1983). Ocular hypertension and posture. *British Journal of Ophthalmology*, 67(6), 362–366.
- Lepique G., Sell G.* (1962). Der Gelenk binnendruck im normalen und geschadigten Gelenk [Internal pressure in the normal and pathological joint]. *Zeitschrift Orthopaedic und Ihre Grenzgebiete*, 96(July), 235–238.
- Levarlet-Joye H.* (1979). Relaxation and motor capacity. *Journal of Sports Medicine*, 19(2), 151–156.
- Levin R.M., Wolf S.L.* (1987). Preliminary analysis on conditioning of exaggerated triceps surae stretch reflexes among stroke patients. *Biofeedback and Self-Regulation*, 12(2), 153.
- Levine M.G., Kabat H.* (1952). Cocontraction and reciprocal innervations in voluntary movement in man. *Science*, 116(3005), 115–118.
- Levtov V.A., Shusstova N.Y., Regirer S.A., Shadrina N.K., Maltsev N.A., Levkovich Y.I.* (1985). Topographic and hydrodynamic heterogeneity of the terminal bed of the cat gastrocnemius muscle vessel. *Fiziologicheski Zhurnal SSR Imeni I.M. Sechenova*, 71(9), 1105–1111. (In *Biological Abstracts*, 81(9), AB-164, #79767.)
- Lewin G.* (1979). *Swimming*. Berlin: Sportverlag.
- Lewit K.* (1991). *Manipulative therapy in rehabilitation of the locomotor system* (2nd ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Lewit K.* (1992). An assessment of the different treatment techniques in manipulative medicine. *Journal of Manual Medicine*, 6(6), 194–197.
- Ley P.* (1977). Psychological studies of doctor-patient communication. In S. Rachman (Ed.), *Contributions to medical psychology*. Oxford: Pergamon.
- Ley P.* (1988). *Communicating with patient: Improving communication, satisfaction and compliance*. London: Croom Helm.
- Liberson W.T., Asa M.M.* (1959). Further studies of brief isometric exercises. *Archives of Physical Medicine*, 40(8), 330–336.
- Lichtor J.* (1972). The loose-jointed young athlete. *American Journal of Sports Medicine*, 1(1), 22–23.
- Liemohn W.* (1978). Factors related to hamstring strains. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 18(1), 71–75.
- Liemohn W.* (1988). Flexibility and muscular strength. *Journal of Physical Education, Recreation and Dance*, 59(7), 37–40.
- Light K.E., Nuzik S., Personius W., Barstrom A.* (1984). A low-loading prolonged stretch vs. high-low brief stretch in treating knee contractures. *Physical Therapy*, 64(3), 330–333.
- Lindner E.* (1971). The phenomenon of the freedom of lateral deviation in throwing (Wurfseitenfreiheit). In J. Vredenburg and J. Wartenwiler (Eds.), *Medicine and sport: Vol. 6. Biomechanics II* (pp. 240–245). Basel: Karger.
- Livingston M.C.P.* (1968). Spinal manipulation in medical practice: A century of ignorance. *Medical Journal of Australia*, 2(13), 552–555.
- Livingston M.C.P.* (1971). Spinal manipulation causing injury. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 81, 82–86.
- Locke J.C.* (1983). Stretching away from back pain, injury. *Occupational Health and Science*, 52(7), 8–13.

- Locker R.H., Daines G.J., Leet N.G.* (1976). Histology of highly-stretched beef muscle. III. Abnormal contraction patterns in ox muscle, produced by overstretching during prerigor blending. *Journal of Ultrastructure Research*, 55(2), 173–181.
- Locker R.H., Leet N.G.* (1975). Histology of highly-stretched beef muscle. I. The fine structure of grossly stretched single fibers. *Journal of Ultrastructure Research*, 52(1), 64–75.
- Locker R.H., Leet N.G.* (1976a). Histology of highly-stretched beef muscle. II. Further evidence on the location and nature of gap filaments. *Journal of Ultrastructure Research*, 55(2), 157–172.
- Locker R.H., Leet N.G.* (1976b). Histology of highly-stretched beef muscle. IV. Evidence for movement of gap filaments through the Z-line. Using the N2-line and M-line as markers. *Journal of Ultrastructure Research*, 56(1), 31–38.
- Loeper J.* (1985). Range of motion exercise. Minneapolis: Sister Kenny Institute.
- Logan G.A., Egstrom G.H.* (1961). Effects of slow and fast stretching on the sacro-femoral angle. *Journal Association for Physical and Mental Rehabilitation*, 15(3), 85–89.
- Long C.* (1974). Physical medicine and rehabilitation. In C.D. Ray (Ed.), *Medical engineering* (pp. 516–541). Chicago: Yearbook Medical.
- Long P.A.* (1971). The effects of static, dynamic, and combined stretching exercise programs on hip joint flexibility. Unpublished master's thesis, University of Maryland.
- Longworth J.C.* (1982). Psychophysiological effects of slow stroke back massage on normotensive females. *Advances in Nursing Science*, 4(4), 44–61.
- Louttit C.M., Halford J.F.* (1930). The relationship between chest girth and vital capacity. *Research Quarterly*, 1(4), 34–35.
- Low F.N.* (1961a). The extracellular portion of the human blood-air barrier and its relation to tissue space. *Anatomical Record*, 139(2), 105–122.
- Low F.N.* (1961b). Microfibrils, a small extracellular component of connective tissue. *Anatomical Record*, 139(2), 250.
- Low F.N.* (1962). Microfibrils, fine filamentous components of the tissue space. *Anatomical Record*, 142(2), 131–137.
- Lowther D.A.* (1981). Molecular aspects of connective tissue remodeling. In G.D. Bryant-Greenwood H.D. Niall, and F.C. Greenwood (Eds.), *Relaxin* (pp. 277–291). New York: Elsevier.
- Lubell A.* (1989). Potentially dangerous exercises: Are they harmful to all? *The Physician and Sportsmedicine*, 17(1), 187–192.
- Luby S., St. Onge R.A.* (1986). *Bodysense*. Winchester, MA: Faber and Faber.
- Lucas R.C., Koslow R.* (1984). Comparative study of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques on flexibility. *Perceptual and Motor Skills*, 58(2), 615–618.
- Lund J.R., Donga R., Widmer C.G., Stohler C.S.* (1991). The pain-adaptation model: A discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian Journal of Physiological Pharmacology*, 69(5), 683–694.
- Lundberg A.* (1975). Control of spinal mechanisms from the brain. In D.B. Tower (Ed.), *The nervous system. The basic neurosciences* (Vol. 1, pp. 253–265). New York: Raven Press.
- Lundborg G.* (1975). Structure and function of the intraneural microvessels as related to trauma, edema formation and nerve function. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 57A(7), 938–948.
- Lundborg G.* (1993). Peripheral nerve injuries: Pathophysiology and strategies for treatment. *Journal of Hand Therapy*, 6(3), 179–188.
- Lundborg G., Branemark P.-I.* (1968). Microvascular structure and function of peripheral nerves. *Advances in Microcirculation*, 1, 68–88.
- Lundborg G., Rydevik B.* (1973). Effects of stretching the tibial nerve of the rabbit. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 55B(2), 390–401.
- Lunde B.K., Brewer W.D., Garcia P.A.* (1972). Grip strength of college women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 53(10), 491–493.
- Luthe W.* (1969). *Psychosomatic medicine*. New York: Harper & Row.
- Lutter L.D.* (1983). Problems in the foot and ankle in runners. In R.H. Kiene and K.A. Johnson (Eds.), *American Academy of Orthopaedic Surgeons symposium on the foot and ankle* (pp. 15–20). St. Louis: Mosby.

- MacDonald J. (1985). Falls in the elderly: The role of drugs in the elderly. *Clinical Geriatric Medicine*, 1, 621–636.
- MacDonald J.B., MacDonald E.T. (1977). Nocturnal femoral fracture and continuing widespread use of barbiturate hypnotics. *British Medical Journal*, 2(6085), 483–485.
- Macintosh J.E., Bogduk N., Pearcy M.J. (1993). The effects of flexion on the geometry and actions of the lumbar erector spinae. *Spine*, 18(7), 884–893.
- Maclennan S.E., Silvestri G.A., Ward J., Mahler D.A. (1994). Does entrainment breathing improve the economy of rowing? *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 26(5), 610–614.
- Madden J.W., Arem A.J. (1986). Wound healing: Biological and clinical features. In D.C. Sabiston (Ed.), *Textbook of surgery* (13th ed., pp. 193–213). Philadelphia: Saunders.
- Madding S.W., Wong J.G., Hallum A., Medeiros J.M. (1987). Effects of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 8(8), 409–416.
- Magder R., Baxter M.L., Kassam Y.B. (1986). Does a diuretic improve morning stiffness in rheumatoid arthritis? *British Journal of Rheumatology*, 25(3), 318–319.
- Magid A., Ting-Beall H.P., Carvell M., Kontis T., Lucaveche C. (1984). Connecting filaments, core filaments, and side struts: A proposal to add three new load bearing structures to the sliding filament model. In G.H. Pollack and H. Sugi (Eds.), *Contractile mechanisms in muscle* (pp. 307–323). New York: Plenum.
- Magnusson M., Hult E., Lindstrom. I., Lindell V., Pope M., Hansson T. (1990). Measurement of time-dependent height-loss during sitting. *Clinical Biomechanics*, 5(3), 137–142.
- Magnusson S.P., Gleim G.W., Nicholas J.A. (1994). Shoulder weakness in professional baseball pitchers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(1), 5–9.
- Mahler D.A., Hunter B., Lentine T., Ward I. (1991). Locomotor-respiratory coupling develops in novice female rowers with training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(12), 1362–1366.
- Maitland G.D. (1979). *Peripheral manipulation*. Boston: Butterworth.
- Malina R.M. (1988). Physical anthropology. In T.G. Lohman A.F. Roche, and R. Martorell (Eds.), *Anthropometric standardization reference manual* (pp. 99–102). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Mallik A.K., Ferrell W.R., McDonald A.G., Sturrock R.D. (1994). Impaired proprioceptive acuity at the proximal interphalangeal joint in patients with the hypermobility syndrome. *British Journal of Rheumatology*, 33(7), 631–637.
- Maltz M. (1970). *Psycho-Cybernetics*. New York: Simon and Schuster.
- Manheim C.J., Lavett D.K. (1989). *The myofascial release manual*. Thorofare, NJ: Slack.
- Mann R.A., Baxter D.E., Lutter L.D. (1981). Running symposium. *Foot and Ankle*, 1(4), 190–224.
- Marino M. (1984). Profiling swimmers. *Clinics in Sports Medicine*, 3(1), 211–229.
- Markee J.E., Logue J.T., Williams M., Stanton W.B., Wrenn R.N., Walker L.B. (1955). Two-joint muscles of the thigh. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 37A(1), 125–145.
- Marras W.S., Wongsam P.E. (1986). Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(4), 213–217.
- Marshall J.L., Johanson N., Wickiewicz T.L., Tischler H.M., Koslin B.L., Zeno S., Meyers A. (1980). Joint looseness: A function of the person and the joint. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12(3), 189–194.
- Martin D., Coe P. (1991). *Training distance runners*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Martin R.M. (1982). *The gravity guiding system*. Pasadena, CA: Gravity Guidance.
- Maruyama K. (1976). Connectin, an elastic protein from myofibrils. *Journal of Biochemistry*, 80(2), 405–407.
- Maruyama K. (1986). Connectin, an elastic filamentous protein of striated muscle. *International Review of Cytology*, 104, 81–115.
- Maruyama K., Kimura S., Ohashi K., Kuwano Y. (1981). Connectin, an elastic protein of muscle. Identification of «titin» with connectin. *Journal of Biochemistry (Tokyo)*, 89(3), 701–709.

- Maruyama K., Kimura S., Yoshidomi H., Sawada H., Kikuchi M.* (1984). Molecular size and shape of B-connectin, an elastic protein of striated muscle. *Journal of Biochemistry (Tokyo)*, 95(5), 1423–1433.
- Maruyama K., Matsubara S., Natori R., Nonomura, Y, Kimura S., Ohashi K., Murakami F., Handa S., Eguchi G.* (1977). Connectin, an elastic protein of muscle. *Journal of Biochemistry (Tokyo)*, 82(2), 317–337.
- Maruyama K., Natori R., Nonomura Y.* (1976). New elastic protein from muscle. *Nature*, 262(5563), 58–60.
- Marvey D.* (1887). Recherces experimentales sur la morphologie de muscles [Experimental research on the morphology of muscles]. *Comptes Rendus Hebdomadaires du Seances de l'Academie des Sciences (Paris)*, 105,446–451.
- Mason T., Rigby B.J.* (1963). Thermal transition in collagen. *Biochemica et Biophysica Acta*, 79(PN1254), 448–450.
- Massey B.A., Chaudet N.L.* (1956). Effects of systematic, heavy resistance exercise on range of joint movement in young adults. *Research Quarterly*, 27(1), 41–51.
- Massie W.K., Howarth M.B.* (1951). Congenital dislocation of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 33A, 171–198.
- Matchanov A.T., LevtoV V.A., Orlov V.V.* (1983). Changes of the blood flow in longitudinal stretch of the cat gastrocnemius muscle. *Fiziologicheskii Zhurnal SSSR Imeni I.M. Sechenova*, 69(1), 74–83. (In Biological Abstracts, 77(9) p. 7196 #65430, May 1984.)
- Matchanov A.T.N., Shustova N.Y, Shuvaeva V.N., Vasil'eva L.I., LevtoV V.A.* (1983). Effects of stretch of the cat gastrocnemius muscle on its tetani, postcontraction hyperemia and parameters of energy metabolism. *Fiziologicheskii Zhurnal SSSR Imeni I.M. Sechenova*, 69(2), 210–219. (In Biological Abstracts, 77(6) p. 4883, #44673, March 1984.)
- Mathews D.K., Shaw V., Bohnen M.* (1957). Hip flexibility of college women as related to body segments. *Research Quarterly*, 28(4), 352–356.
- Mathews D.K., Shaw V., Woods J.W.* (1959). Hip flexibility of elementary school boys as related to body segments. *Research Quarterly*, 31(3), 297–302.
- Mathews D.K., Stacy R.W., Hoover G.N.* (1964). *Physiology of muscular activity and exercise*. New York: Ronald Press.
- Matsumura K., Shimizu T., Nonaka I., Mannen T.* (1989). Immunochemical study of connectin (titin) in neuromuscular diseases using a monoclonal antibody: Connectin is degraded extensively in Duchenne muscular dystrophy. *Journal of the Neurological Sciences*, 93(2–3), 147–156.
- Mathews P.B.C.* (1972). *Mammalian muscle receptors and their central actions*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Matveyev L.* (1981). *Fundamentals of sports training*. Moscow: Progress.
- Matvienko L.A., Kartasheva M.V.* (1990). Treating calf-muscle cramps with a simple physical exercise. *Soviet Sport Review* 25(4), 162–163.
- May B.J.* (1990). Principles of exercise for the elderly. In J.V. Basmajian and S.L. Wolf (Eds.), *Therapeutic exercise* (5th ed., pp. 279–298). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Mayer T.G., Gatchel R.J., Kishino N., Keeley N., Capra P., Mayer H., Barnett J., Mooney V.* (1985). Objective assessment of spine function following industrial injury. A prospective study with comparison group and one-year follow-up. *Spine*, 10(6), 482–493.
- Mayer T.G., Gatchel R.J., Mayer H., Kishino N.D., Keeley J.* (1987). A prospective two-year study of functional restoration in industrial low back injury. An objective assessment procedure. *Journal of the American Medical Association*, 258(13), 1763–1767.
- Mayhew T.P., Norton B.J., Sahrmann S.A.* (1983). Electromyographic study of the relationship between hamstring and abdominal muscles during unilateral straight leg raise. *Physical Therapy*, 63(11), 1769–1773.
- McAtee R.E.* (1993). *Facilitated stretching*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- McCue B.F.* (1963). Flexibility measurements of college women. *Research Quarterly*, 24(3), 316–324.
- McCutcheon L.J., Byrd S.K., Hodgson D.R.* (1992). Ultrastructural changes in skeletal muscle after fatiguing exercise. *Journal of Applied Physiology*, 72(3), 1111–1117.
- McDonagh M.J.N., Davies C.T.M.* (1984). Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *European Journal of Applied Physiology*, 52(2), 139–155.

- McDonagh M.J.N., Hayward C.M., Davies C.T.M.* (1983). Isometric training in human elbow flexor muscles: The effects on voluntary and electrically evoked forces. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 65B(3), 355–358.
- McDonough A.L.* (1981). Effects of immobilization and exercise on articular cartilage—A review of the literature. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 3(1), 2–5.
- McFarlane A.C., Kalucy R.S., Brooks P.M.* (1987). Psychological predictor of disease course in rheumatoid arthritis. *Journal of Psychosomatic Research*, 31(6), 757–764.
- McFarlane B.* (1987). A look inside the biomechanics and dynamics of speed. *NSCA Journal*, 9(5), 35–41.
- McGee S.R.* (1990). Muscle cramps. *Archives of Internal Medicine*, 150(3), 511–518.
- McGeorge S.* (1989). Warming up and warming down. *Health and Physical Education Project Newsletter*, No. 22.
- McGill S.M., Brown S.* (1992). Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 43–46.
- McGlynn G.H., Laughlin N.T., Rowe V.* (1979). Effect of electromyographic feedback and static stretching on artificially induced muscle soreness. *American Journal of Physical Medicine*, 58(3), 139–148.
- McKenzie R.* (1981). *Mechanical diagnosis and treatment of the lumbar spine*. New Zealand: Spinal.
- McKenzie R.* (1983). *Treat your own neck*. New Zealand: Spinal.
- McKusick V.A.* (1956). *Heritable disorders of connective tissue*. St. Louis: Mosby.
- McNeil P.A., Hoyle G.* (1967). Evidence for super thin filaments. *American Zoologist*, 7(3), 483–503.
- McNitt-Gray J.L.* (1991). Biomechanics related to exercise and pregnancy. In R.A. Mittelman, R.A. Wiswell, and B.L. Drinkwater (Eds.), *Exercise in pregnancy* (2nd ed., pp. 133–140). Philadelphia: Williams & Wilkins.
- McPoil T.G., McGarvey T.C.* (1995). The foot in athletics. In G.C. Hunt and T.G. McPoil (Eds.), *Physical therapy of the foot and ankle* (2nd ed., pp. 207–236). New York: Churchill Livingstone.
- Mead N.* (1994). Eating for flexibility. *Yoga Journal*, 117 (July-August), 91–98.
- Mal G.M., Scott R.A.* (1986). Analysis of the joint crack by simultaneous recording of sound and tension. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 9(3), 189–195.
- Medeiros J.M., Smidt G.L., Burmeister L.F., Soderberg G.L.* (1977). The influence of isometric exercise and passive stretch on hip joint motion. *Physical Therapy*, 57(5), 518–523.
- Meeker W.C.* (1991). Designing research on spinal manipulation. *ABS Newsletter*, 7(2), 19–21.
- Mellerowicz H., Hansen G.* (1971). Conditioning. In L.A. Larson (Ed.), *Encyclopedia of sport sciences and medicine* (pp. 1586–1587). New York: Macmillan.
- Mellitt G.* (1985). Physical therapy for chronic low back pain: Correlations between spinal mobility and treatment outcome. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 17(4), 163–166.
- Mennell J.* (1960). *Back pain*. Boston: Little, Brown.
- Merletti R., Repossi F., Richetta E., Mathis C., Saracco C.R.* (1986). Size and x-ray density of normal and denervated muscles of the human legs and forearms. *International Rehabilitation Medicine*, 8(2), 82–89.
- Merni F., Balboni M., Bargellini S., Menegatti G.* (1981). Differences in males and females in joint movement range during growth. *Medicine and Sport*, 15, 168–175.
- Merskey H.* (1979). Pain terms: A list with definitions and notes on usage. Recommended by the ISAP Subcommittee on Taxonomy Pain, 6(3), 249–252.
- Metheny E.* (1952). *Body dynamics*. New York: McGraw-Hill.
- Michaud T.* (1990). Biomechanics of unilateral overhand throwing motion: An overview. *Chiropractic Sports Medicine*, 4(1), 13–26.
- Michele A.A.* (1971). *Orthotherapy*. New York: Evans.
- Micheli L.J.* (1983). Overuse injuries in children's sport: The growth factor. *Orthopaedic Clinics of North America*, 14(2), 337–360.

- Michelson L.* (1987). Cognitive-behavioral assessment and treatment of agoraphobia. In L. Michelson and L.M. Ascher (Eds.), *Anxiety and stress disorders* (pp. 213–279). New York: Guilford Press.
- Mikawa Y., Watanabe R., Yamano Y., Miyake S.* (1988). Stress fracture of the body of pubis in a pregnant woman. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, 107(3), 193–194.
- Milberg S., Clark M.S.* (1988). Moods and compliance. *British Journal of Social Psychology*, 27(Pt. I, March), 79–90.
- Miller E.H., Schneider H.J., Bronson J.L., McClain D.* (1975). The classical ballet dancer: A new consideration in athletic injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 111, 181–191.
- Miller G., Boster F., Roloff M., Seibold D.* (1977). Compliance-gaining message strategies: A typology and some findings concerning effects of situational differences. *Communication Monographs*, 44(1), 37–51.
- Miller G., Wilcox A., Schwenkel J.* (1988). The protective effect of a prior bout of downhill running on delayed onset muscular soreness (DOMS). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(2 Suppl.), 75.
- Miller M.D., Major M.D.* (1994). Posterior cruciate ligament injuries: History, examination, and diagnostic testing. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 2(2), 100–105.
- Miller W.A.* (1977). Rupture of the musculotendinous juncture of the medial head of the gastrocnemius muscle. *American Journal of Sports Medicine*, 5(5), 191–193.
- Milne C., Seefeldt, V., Reuschlein P.* (1976). Relationship between grade, sex, race, and motor performance in young children. *Research Quarterly*, 47(4), 726–730.
- Milne R.A., Mierau D.R.* (1979). Hamstring distensibility in the general population: Relationship to pelvic and low back stresses. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 2(1), 146–150.
- Milne R.A., Mierau D.R., Cassidy J.D.* (1981). Evaluation of sacroiliac joint movement and its relationship to hamstring distensibility (Abstract). *International Review of Chiropractic*, 35(2), 40.
- Milner-Brown H.S., Stein R.B., Lee R. G.* (1975). Synchronization of human motor units: Possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 38(3), 245–254.
- Mironov V.M.* (1969a). Correlation of breathing and movement in male gymnasts during execution of routines on the apparatus. *Theory and Practice of Physical Culture*, 7, 23–26. (In *Yessis Review*, 5(1), 14–19, 1970.)
- Mironov V.M.* (1969b). The relationship between breathing and movement in masters of sport in gymnastics. *Theory and Practice of Physical Culture*, 7, 14–16. (In *Yessis Review*, 4(2), 35–40, 1969.)
- Mitchell F.L., Pruzzo N.A.* (1971). Investigation of voluntary and primary respiratory mechanisms. *Journal of the American Osteopathic Association*, 70(June), 149–153.
- Mittelmark R.A., Wiswell R.A., Drinkwater B.L., St. Jones-Repovich W.E.* (1991). Exercise guidelines for pregnancy. In R.A. Mittelmark R.A. Wiswell, and B.L. Drinkwater (Eds.), *Exercise in pregnancy* (2nd ed., pp. 299–312). Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Modis L.* (1991). *Organization of the extracellular matrix: A polarization microscopic approach*. Boca Raton, FL: CRC Press.
- Mohan S., Radha E.* (1981). Age related changes in muscle connective tissue: Acid mucopolysaccharides and structural glycoprotein. *Experimental Gerontology*, 16(5), 385–392.
- Moller M., Ekstrand J., Oberg B., Gillquist J.* (1985). Duration of stretching effect on range of motion in lower extremities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66(3), 171–173.
- Moller M.H.L., Oberg B.E., Gillquist J.* (1985). Stretching exercise and soccer: Effect of stretching on range of motion in the lower extremity in connection with soccer training. *International Journal of Sports Medicine*, 6(1), 50–52.
- Moore J.C.* (1984). The Golgi tendon organ: A review and update. *American Journal of Occupational Therapy*, 38(4), 227–236.
- Moore J.S.* (1993). *Chiropractic in America: The history of a medical alternative*. Baltimore: Johns Hopkins University Press.

- Moore M.A. (1979). An electromyographic investigation of muscle stretching techniques. Unpublished masters thesis. University of Washington, Seattle.
- Moore M.A., Hutton R.S. (1980). Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12(5), 322–329.
- Moos R.H. (1974). Coping with physical illness. In R.H. Moss and V.D. Tsu (Eds.), *The crisis of physical illness: An overview* (pp. 3–21). New York: Plenum Press.
- Mora J. (1990). Dynamic stretching. *Triathlete*, 84, 28–31.
- Morehouse L.E., Miller A.T. (1971). *Physiology of exercise*. St. Louis: Mosby.
- Morelli M., Seaborne D.E., Sullivan S.J. (1989). Motoneurone excitability changes during massage of the triceps sura (Abstract). *Canadian Journal of Sport Sciences*, 14(4), 129P.
- Moretz A.J., Walters R., Smith L. (1982). Flexibility as a predictor of knee injuries in college football players. *The Physician and Sportsmedicine*, 10(7), 93–97.
- Morey M.C., Cowper P.A., Feussner J.R., Dipasquale R.C., Croeley G.M., Kitzman D.W., Sullivan R.J. (1989). Evaluation of a supervised exercise program in a geriatric population. *Journal of the American Geriatrics Society*, 37(4), 348–354.
- Morgan W.P., Horstman D.H. (1976). Anxiety reduction following acute physical activity. *Medicine and Science in Sports*, 8(1), 62.
- Moritani, T., de Vries H.A. (1979). Neural factors versus hypertrophy in time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine*, 58(3), 115–130.
- Morris J.M., Brenner G., Lucas D.B. (1962). An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. *Journal of Anatomy*, 96(4), 509–520.
- Moss F.P., Leblond C.P. (1971). Satellite cells as the source of nuclei in muscles of growing rats. *Anatomical Record*, 170(4), 421–436.
- Mottice M., Goldberg D., Benner E.K., Spoerl J. (1986). Soft tissue mobilization. N.p.: JEMD.
- Mountcastle V.B. (1974). *Medical physiology*. St. Louis: Mosby.
- Muckle D.S. (1982). Associated factors in recurrent groin and hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 16(1), 37–39.
- Muhlemann D., Cimino J.A. (1990). Therapeutic muscle stretching. In W.I. Hammer (Ed.), *Functional soft tissue examination and treatment by manual methods. The extremities* (pp. 251–275). Gaithersburg, MD: Aspen.
- Muir H. (1983). Proteoglycans as organizers of the intercellular matrix. *Biochemical Society Transactions*, 11(6), 613–622.
- Munns K. (1981). Effects of exercise on the range of joint motion in elderly subjects. In E.L. Smith and R.C. Serfass (Eds.), *Exercise and aging: The scientific basis* (pp. 167–178). Hillsdale, NJ: Enslow.
- Munroe R.A., Romance T.J. (1975). Use of the leighton flexometer in the development of a short flexibility test battery. *American Corrective Therapy Journal*, 29(1), 22–25.
- Murphy D.R. (1991). A critical look at static stretching: Are we doing our patients harm? *Chiropractic Sports Medicine*, 5(3), 67–70.
- Murphy P. (1986). Warming up before stretching advised. *Physician and Sportsmedicine*, 14(3), 45.
- Murray M.P., Sepic S.B. (1968). Maximum isometric torque of hip abductor and adductor muscles. *Physical Therapy*, 48(12), 1327–1335.
- Myers E.R., Armstrong C.G., Mow V.C. (1984). Swelling, pressure, and collagen tension. In D.W.L. Hukin (Ed.), *Connective tissue matrix* (pp. 161–186). Deerfield Beach, FL: Verlag Chemie.
- Myers M. (1983). Stretching. *Dance Magazine*, 57(6), 66–68.
- Myklebust B.M., Gottlieb G.L., Agarwal G.C. (1986). Stretch reflexes of the normal human infant. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 28(4), 440–449.
- Mysorekar V.R., Nandedkar A.N. (1986). Surface area of the atlanto-occipital articulations. *Acta Anatomica*, 126(4), 223–225.
- Nagler W. (1973a). Mechanical obstruction of vertebral arteries during hyperextension of neck. *British Journal of Sports Medicine*, 7(1–2), 92–97.
- Nagler W. (1973b). Vertebral artery obstruction by hyperextension of the neck: Report of three cases. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 54(5), 237–240.

National Institute for Occupational Safety and Health (1981). Work practices guide for manual lifting (DHHS [NIOSH] Publication No. 81:122). Cincinnati: U.S. Department of Health, Education and Welfare.

Neff C. (1987). He ran a crooked 26 miles, 385 yards. *Sports Illustrated*, 67(21), 18.

Neilsen P.D., Lance J.W. (1978). Reflex transmission characteristics during voluntary activity in normal man and patients with movement disorders. In J.E. Desmont (Ed.), *Cerebral motor control in man: Long loop mechanisms. Progress in neurophysiology* (Vol 4. pp. 263–299). Basel, Switzerland: S. Kagar AG Medical and Scientific.

Nelson J.K., Johnson B.L., Smith G.C. (1983). Physical characteristics, hip, flexibility and arm strength of female gymnasts classified by intensity of training across age. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 23(1), 95–100.

Neu H.N., Dinnel H.R. (1957). The shoulder girdle in the chronic respirator patient. *Physical Therapy Review*, 37(6), 373–375.

Neumann D.A. (1993). Arthrokinesiologic considerations in the aged adult. In A.A. Guccione (Ed.), *Geriatric Physical Therapy* (pp. 47–71). St. Louis: Mosby.

Newham D.J. (1988). The consequences of eccentric contraction and their relationships to delayed onset muscle pain. *European Journal of Applied Physiology*, 57(3), 353–359.

Newham D.J., McPhail G., Mills K.R., Edwards R.H.T. (1983). Ultrastructural changes after concentric and eccentric contractions of human muscle. *Journal of Neurological Sciences*, 61(1), 109–122.

Newham D.J., Mills K.R., Quigley B.M., Edwards R.H.T. (1982). Muscle pain and tenderness after exercise. *Australian Journal of Sports Medicine*, 14(4), 129–131.

Newham D.J., Mills K.R., Quigley B.M., Edwards R.H.T. (1983). Pain and fatigue after concentric and eccentric muscle contractions. *Clinical Science*, 64(1), 55–62.

Nicholas J.A. (1970). Injuries to the knee ligaments: Relationship to looseness and tightness in football players. *Journal of the American Medical Association*, 212(13), 2236–2239.

Nielsen A.J. (1981). Case study: Myofascial pain of the posterior shoulder relieved by spray and stretch. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 3(1), 21–26.

Nielsen J., Crone C., Hultborn H. (1993). H-reflexes are smaller in dancers from the Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 66, 116–121.

Nieman D.C. (1990). *Fitness and sports medicine: An introduction*. Palo Alto, CA: Bull.

Nikolic V., Zimmermann B. (1968). Functional changes of the tarsal bones of ballet dancers. *Radovi Fakulteta u Zagrebu*, 16, 131–146.

Nimmo M.A., Snow D.H. (1982). Time course of ultrastructural changes in skeletal muscle after two types of exercise. *Journal of Applied Physiology*, 52(4), 910–913.

Nimmo R.L. (1958). The Receptor. 1(3), 1–4.

Nimz R., Radar U., Wilke K., Skipka W. (1988). The relationship of anthropometric measures to different types of breaststroke kicks. In B.E. Ungerechts K. Wilke, and K. Reischle (Eds.), *Swimming science V* (pp. 115–119). Champaign, IL: Human Kinetics.

Nirschl R.P. (1973). Good tennis-good medicine. *The Physician and Sportsmedicine*, 1(1), 26–36.

Norback C.R., Demarest R.J. (1981). *The human nervous system* (3rd ed.). New York: McGraw-Hill.

Nordschow M., Bierman W. (1962). Influence of manual massage on muscle relaxation. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 42(10), 653–657.

Norris F.H., Gasteiger E.L., Chatfield P.O. (1957). An electromyographic study of induced and spontaneous muscle cramps. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 9(1), 139–147.

Northrip J.W., Logan G.A., McKinney W.C. (1983). *Analysis of sport motion: Anatomic and biomechanic perspectives* (3rd ed.). Dubuque, IA: Brown.

Nosse L.J. (1978). Inverted spinal traction. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 59(8), 367–370.

Noverre J.G. [1782–1783]. (1978). *The works of Monsieur Noverre* (Vol. II). Reprint, New York: AMS.

- Nwuga V.C.* (1982). Relative therapeutic efficiency of vertebral manipulation and conventional treatment in back pain management. *American Journal of Physical Medicine*, 61(6), 273–278.
- Nyberg R.* (1993). Manipulation: Definition, types, application. In J.V. Basmajian and R. Nyberg (Eds.), *Rational manual therapies* (pp. 21–47). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Oakes B.W.* (1981). Acute soft tissue injuries: Nature and management. *Australian Family Physician*, 13(Suppl), 3–16.
- Oberg B.* (1993). Evaluation and improvement of strength in competitive athletes. In K. Harms-Ringdahl (Ed.), *Muscle strength* (pp. 167–185). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Ochs A., Newberry J., Lenhardt M., Harkins S.W.* (1985). Neural and vestibular aging associated with falls. In J.E. Birren and K.W. Schaie (Eds.), *Handbook of the psychology of aging* (2nd ed., pp. 378–399). New York: Van Nostrand Reinhold.
- O'Donoghue D.H.* (1984). *Treatment of injuries to athletes* (4th ed.). Philadelphia: Saunders.
- O'Driscoll S.L., Tomenson J.* (1982). The cervical spine. *Clinical Rheumatic Diseases*, 8(3), 617–630.
- Ogata K., Naito M.* (1986). Blood flow of peripheral nerve effects of dissection, stretching and compression. *Journal of Hand Surgery*, 11B(1), 10–14.
- Ohshiro T.* (1991). *Low reactive-level laser therapy*. New York: Wiley.
- Okada M.* (1970). Electromyographic assessment of muscular load in forward bending postures. *Journal of Faculty Science (University of Tokyo)*, 8, 311–336.
- Olcott S.* (1980). Partner flexibility exercises. *Coaching Women's Athletics*, 6(2), 10–14.
- O'Malley E.F., Sprinkle R.L.* (1986). Stretching exercises for pretibial periostitis. *Current Podiatric Medicine*, 35(7), 22–23.
- O'Neil R.* (1976). Prevention of hamstring and groin strain. *Athletic Training*, 11(1), 27–31.
- Oppliger R., Clark B.A., Mayhew J.L., Haywood K.M.* (1986). Strength, flexibility, and body composition differences between age-group swimmers and non-swimmers. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(2), 14–16.
- Oseid S., Evjenth G., Evjenth, O., Gunnari H., Meen D.* (1974). Lower back troubles in young female gymnasts. Frequency, symptoms and possible causes. *Bulletin of Physical Education*, 10, 25–28.
- Osolin N.G.* (1952). *Das Training des Leichtathleten*. Berlin: Sportverlag.
- Osolin N.G.* (1971). *Sovremennaja sistema sportivnoi trenirovki [Athlete's training system for competitions]*. Moscow: Fizkultura i sport.
- Osternig L.R., Robertson R.N., Troxel R.K., Hansen P.* (1990). Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(1), 106–111.
- Owen E.* (1882). Notes on the voluntary dislocations of a contortionist. *British Medical Journal*, 1, 650–653.
- Ozkaya N., Nordin M.* (1991). *Fundamentals of biomechanics, equilibrium, motion and deformation*. New York: Van Nostrand Reinhold.
- Pachter B.R., Eberstein A.* (1985). Effects of passive exercise on neurogenic atrophy in rat skeletal muscle. *Experimental Neurology*, 90(2), 467–470.
- Page S.G., Huxley H.E.* (1963). Filament lengths in striated muscle. *Journal of Cell Biology*, 19(2), 369–390.
- Panagiotacopoulos N.D., Knauss W.G., Bloch R.* (1979). On the mechanical properties of human intervertebral disc material. *Biorheology*, 16(4–5), 317–330.
- Pang.* See Barker (1974).
- Pardini A.* (1984). Exercise, vitality and aging. *Aging*, 344, 19–29.
- Paris S.V.* (1990). Cervical symptoms of forward head posture. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 5(4), 11–19.
- Parker M.G., Ruhling R.O., Holt D., Bauman E., Drayna M.* (1983). Descriptive analysis of quadriceps and hamstrings muscle torque in high school football players. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 5(1), 2–6.
- Parry L.A.* (1975). *The history of torture in England*. Muncial, NJ: Patterson Smith.

Partridge S.M. (1966). Elastin. In E.J. Briskey R.G. Cassens., J.C. Trautman (Eds.), *The physiology and biochemistry of muscle as food* (pp. 327–337). Madison, WI: University of Wisconsin Press.

Pate R.R., Pratt M., Blair S.N., Haskell W.L., Macera C.A., Bouchard C., Buchner D., Ettinger W., Heath G.W., King A.C., Kriska A., Leon A.S., Marcus B.H., Morris J., Paffenbarger R.S., Patrick K., Pollock M.L., Rippe J.M., Sallis J., Wilmore J.H. (1995). Physical activity and public health: A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *Journal of the American Medical Association*, 273(5), 402–407.

Patel D.J., Fry D.L. (1964). In situ pressure-radius-length measurements in ascending aorta of anesthetized dogs. *Journal of Applied Physiology*, 19(3), 413–416.

Patel D.J., Greenfield J.C., Fry D.L. (1963). In vivo pressure-length-radius relationship of certain blood vessels in man and dog. In E.O. Attinger (Ed.), *Pulsatile blood flow* (pp. 293–306). Philadelphia: McGraw-Hill.

Pauly J.E. (1966). An electromyographic analysis of certain movements and exercises. I. Some deep muscles of the back. *Anatomical Record*, 155(2), 223–234.

Pearcy M., Portek I., Shepherd J. (1985). The effect of low-back pain on lumbar spinal movements measured by three-dimensional x-ray analysis. *Spine*, 10(2), 150–153.

Pechinski J.M. (1966). The effects of interval running and breath-holding on cardiac intervals. Unpublished master's thesis. University of Illinois, Champaign.

Pechtl V. (1982). Fundamentals and methods for the development of flexibility. In D. Harre (Ed.), *Principles of sports training* (pp. 146–152). Berlin: Sportverlag.

Perez H.R., Fumasoli S. (1984). Benefit of proprioceptive neuromuscular facilitation on the joint mobility of youth-aged female gymnasts with correlations for rehabilitation. *American Corrective Therapy Journal*, 38(6), 142–146.

Peters J.M., Peters H.K. (1983). *The flexibility manual*. Berwyn, PA: Sports Kinetics.

Peterson L., Renstrom P. (1986). *Sports injuries: Their prevention and treatment*. Chicago: Year Book Medical.

Pheasant S. (1986). *Bodyspace-Anthropometry, ergonomics and design*. London: Taylor and Francis.

Pheasant S. (1991). *Ergonomics, work and health*. Gaithersburg, MD: Aspen.

Phillips C.G. (1969). The ferrier lecture, 1968. Motor apparatus of the baboons. *Proceedings of the Royal Society (Biology)*, 173, 141–174.

Phillips R.B., Mootz R.D. (1992). Contemporary chiropractic philosophy. In S. Haldeman (Ed.), *Principles and practice of chiropractic* (2nd ed.) (p. 45–52), Norwalk, Ct: Appleton & Lange.

Ploucher D.W. (1982). Inversion petechiae. *New England Journal of Medicine*, 307(22), 1406–1407.

Pollack G.H. (1983). The cross-bridge theory. *Physiological Review*, 63(3), 1049–1113.

Pollack G.H. (1986). Quantal mechanisms in cardiac contraction. *Circulation Research*, 59, 1–8.

Pollack G.H. (1990). *Muscles & molecules: Uncovering the principles of biological motion*. Seattle: Ebner & Sons.

Pollack G.H., Iwazumi T., ter Keurs H.E.D.J., Shibata E.F. (1977). Sarcomere shortening in striated muscle occurs in stepwise fashion. *Nature*, 268(5622), 757–759.

Pollock M.L., Wilmore J.H. (1990). *Exercise in health and disease: Evaluation and prescription for prevention and rehabilitation*. Philadelphia: Saunders.

Pope M.H., Andersson G.B.J., Frymoyer J.W., Chaffin D.B. (1991). Occupational low back pain: Assessment, treatment and prevention. Chicago: Mosby Yearbook.

Pope M.H., Klingenstierna U. (1986). Height changes due to autotractorion. *Clinical Biomechanics*, 1(4), 191–195.

Portenfield J.A., De Rosa C. (1991). *Mechanical low back pain perspectives in functional anatomy*. Philadelphia: Saunders.

Portnoy H., Morin F. (1956). Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. *American Journal of Physiology*, 186(1), 122–126.

Pountain G. (1992). Musculoskeletal pain in Omanis, and the relationship to joint mobility and body mass index. *British Journal of Rheumatology*, 31(2), 81–85.

- Pratt M. (1989). Strength, flexibility, and maturity in adolescent athletes. *American Journal of Diseases of Children*, 143(5), 560–563.
- Prentice W.E. (1982). An electromyographic analysis of the effectiveness of heat or cold and stretching for inducing relaxation in injured muscle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 3(3), 133–140.
- Prentice W.E. (1983). A comparison of static stretching and PNF stretching for improving hip joint flexibility. *Athletic Training*, 18(1), 56–59.
- Prentice W.E. (1990). *Rehabilitation techniques in sports medicine*. St. Louis: Times Mirror/Mosby.
- Price M.G. (1991). In *Advances in structural biology* (Vol. 1, pp. 175–207). New York: JAI Press.
- Prichard B. (1984, January). Lower extremity injuries in runners induced by upper body torque (UBT). Presented at the Biomechanics and Kinesiology in Sports U.S. Olympic Sports Medicine Conference, Colorado Springs, CO.
- Priest J.D. (1989). A physical phenomenon: Shoulder depression in athletes. *SportCare & Fitness*, 2(2), 20–25.
- Priest J.D., Jones H.H., Tichenor C.J., Nagel D.A. (1977). Arm and elbow changes in expert tennis players. *Minnesota Medicine*, 60(5), 399–404.
- Priest J.D., Nagel D.A. (1976). Tennis shoulder. *American Journal of Sports Medicine*, 4(1), 28–42.
- Pringle J.W.S. (1967). The contractile mechanism of insect fibrillar muscle. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 17, 1–60.
- Prockop D.J., Guzman N.A. (1977). Collagen diseases and the biosynthesis of collagen. *Hospital Practice*, 12(2), 61–68.
- Puschel J. (1930). Der Wassergehalt voraler un degenerierter Zwischenwirbelschiben. *Beitrage zur Pathologischen Anatomic und zur Allgemeinen Pathologie*, 84, 123–130.
- Quebec Task Force on Spinal Disorders (1987). *Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders: A monograph for clinicians*. *Spine*, 12(7), S1–S55.
- Raab D.M., Agre J.C., McAdam M., Smith E.L. (1988). Light resistance and stretching exercise in elderly women: Effect upon flexibility. *Archives of Physical Rehabilitation*, 69(4), 268–272.
- Radin E.L. (1989). Role of muscles in protecting athletes from injury. *Acta Medica Scandinavica*. 711(SuppL), 143–147.
- Ramachandran G.W. (1967). Structure of collagen at the molecular level. In G.W. Ramachandran (Ed.), *Treatise of collagen* (Vol. 1, pp. 103–179). New York: Academic Press.
- Ramacharaka Y. (1960). *The hindu-yogi science of breath*. London: L.N. Fowler.
- Rankin J.M., Thompson C.B. (1983). Isokinetic evaluation of quadriceps and hamstrings function: Normative data concerning body weight and sport. *Athletic Training*, 18(2), 110–114.
- Rao V. (1965). Reciprocal inhibition: Inapplicability to tendon jerks. *Journal of Postgraduate Medicine*, 11(July), 123–125.
- Rasch P.J., Burke J. (1989). *Kinesiology and applied anatomy* (7th ed.). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Rasmussen G.G. (1979). Manipulation in low back pain: A randomized clinical trial. *Manual Medicine*, 1(1), 8–10.
- Rath W.W. (1984). Cervical traction, a clinical perspective. *Orthopaedic Review*, 13(8), 29–48.
- Rathbone J.L. (1971). Relaxation. In L.A. Larson (Ed.), *Encyclopedia of sport sciences and medicine* (pp. 1312–1313). New York: Macmillan.
- Ray W.A., Griffin M.R. (1990). Prescribed medications and the risk of falling. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 5(2), 12–20.
- Read M. (1989). Over stretched. *British Journal of Sports Medicine*, 23(4), 257–258.
- Reedy M.K. (1971). Electron microscope observations concerning the behavior of the cross-bridge in striated muscle. In R.J. Podolsky (Ed.), *Contractility of muscle cells and related processes* (pp. 229–246). Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.

- Reid D.C. (1992). Sports injury assessment and rehabilitation. London: Churchill Livingstone.
- Reilly T., Tyrrell A., Troup J.D.G. (1984). Circadian variation in human stature. *Chronobiology International*, 1(2), 121–126.
- Renstrom P., Roux C. (1988). Clinical implications of youth participation in sports. In A. Dirix H.G. Knuttgen, and K. Tittel (Eds.), *The Olympic book of sports medicine* (Vol. 1, pp. 469–488). London: Blackwell Scientific.
- Rhodin J.A.G. (1988). Architecture of the vessel wall. In S.R. Geiger (Ed.), *Handbook of physiology: Sec. 2: The cardiovascular system* (Vol. 2, pp. 1–31). Bethesda, MD: American Physiological Society.
- Riddle K.S. (1956). A comparison of three methods for increasing flexibility of the trunk and hip joints. Unpublished doctoral dissertation. University of Oregon.
- Rigby B. (1964). The effect of mechanical extension under thermal stability of collagen. *Biochimica et Biophysica Acta*, 79 (SC 43008), 634–636.
- Rigby B.J., Hirai N., Spikes J.D., Eyring J. (1959). The mechanical properties of rat tail tendon. *Journal of General Physiology*, 43(2), 265–283.
- Rikkers R. (1986). Seniors on the move. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Rikli R., Busch S. (1986). Motor performance of women as a function of age and physical activity. *Journal of Gerontology*, 41(5), 645–649.
- Rippe J.M. (1990). Staying loose. *Modern Maturity*, 33(3), 72–77.
- Ritchen P. (1975). A way to stay loose. *Runner's World*, 10(2), 32–33.
- Roaf R. (1977). *Posture*. New York: Academic Press.
- Robertson D.F. (1960). Relationship of strength of selected muscle groups and ankle flexibility to flutter kick in swimming. Unpublished master's thesis, Iowa State University, Ames.
- Robison C., Jensen C., James S., Hirschi W. (1974). *Prevention, evaluation, management & rehabilitation*. New Jersey: Prentice-Hall.
- Rochcongar P., Dassonville J., Le Bars R. (1979). Modifications of the Hoffmann reflex in function of athletic training. *European Journal of Applied Physiology*, 40(3), 165–170.
- Rockstein M., Sussman M. (1979). *Biology of aging*. Belmont, CA: Wadsworth.
- Rodenburg J.B., Steenbeek D., Schiereck P., Bar P.R. (1994). Warm-up, stretching and massage diminish harmful effects of eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 15(7), 414–419.
- Rodeo S. (1984). Swimming the breaststroke—A kinesiological analysis and considerations for strength straining. *NSCA Journal*, 6(4), 4–6, 74–76, 80.
- Rodeo S. (1985a). The butterfly: A kinesiological analysis and strength training program. *NSCA Journal*, 7(4), 4–10, 74.
- Rodeo S. (1985b). The butterfly: Physiologically speaking. *Swimming Technique*, 21(4), 14–19.
- Roland P.E., Ladegaard-Pedersen H. (1977). A quantitative analysis of sensations of tension and of kinaesthesia in man. Evidence for a peripherally originating muscular sense and for a sense of effort. *Brain*, 100(4), 671–692.
- Rose B.S. (1985). The hypermobility syndrome loose-limbed and liable. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 13(2), 18–19.
- Rose D.L., Radzynski S.R., Beatty R.R. (1957). Effect of brief maximal exercise on strength of the quadriceps femoris. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 38(3), 157–164.
- Rosenberg B.S., Cornelius W.L., Jackson A.W., Czubakowski S. (1985). The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) flexibility techniques with local cold application on hip joint range of motion in 55–84 year old females. In *Abstracts research papers 1977* (p. 110). Washington, DC: AAHPER.
- Rosenbloom J., Abrams W.R., Mecham R. (1993). Extracellular matrix 4: The elastic fiber. *The FASEB Journal*, 7(13), 1208–1218.
- Roston J.B., Haines R.W. (1947). Cracking in the metacarpophalangeal joint. *Journal of Anatomy*, 81(2), 165–173.
- Round J.M., Jones D.A., Cambridge G. (1987). Cellular infiltrates in human skeletal muscle: Exercise induced damage as a model for inflammatory disease? *Journal of the Neurological Sciences*, 82(1), 1–11.

- Rowe R.W.D. (1981). Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle. *Tissue & Cell*, 13(4), 681–690.
- Rowinski M.J. (1985). Afferent neurobiology of the joint. In J.A. Gould and G.J. Davies (Eds.), *Orthopaedic and sports physical therapy* (pp. 50–64). St. Louis: Mosby.
- Roy S., Irwin R. (1983). *Sports medicine: Prevention, evaluation, management, and rehabilitation*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Rubin E., Farber J.L. (1994). *Pathology* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott.
- Rusk H.A. (1977). *Rehabilitation medicine* (4th ed.). St. Louis: C.V. Mosby.
- Russell B., Dix D.J. (1992). Mechanisms for intracellular distribution of mRNA: In situ hybridization studies in muscle. *American Journal of Physiology*, 262 (31:1), C1–C8.
- Russell B., Dix D.J., Haller D.L., Jacobs-El J. (1992). Repair of injured skeletal muscle: A molecular approach. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(2), 189–196.
- Russell G.S., Highland T.R. (1990). Care of the low back. Columbia, MO: Spine.
- Russell P., Weld A., Percy M.J., Hogg R., Unsworth A. (1992). Variation in lumbar spine mobility measured over a 24-hour period. *British Journal of Rheumatology*, 31(5), 329–332.
- Ryan A.J. (Moderator). (1976). Ballet dancers pose sports medicine challenge. *The Physician and Sportsmedicine*, 4(11), 44–57.
- Rydevik B.L., Kwan, M.K., Myers R.R., Brown R.A., Triggs K.J., Woo S. L-Y., Garfin S.R. (1990). An in vitro mechanical and histological study of acute stretching on rabbit tibial nerve. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(5), 694–701.
- Rydevik B., Lundborg G., Skalak R. (1989). Biomechanics of peripheral nerves. In M. Nordin and V.H. Frankel (Eds.), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (pp. 76–87). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Rymer W.Z., Houk J.C., Crago, P.E. (1979). Mechanisms of the clasp-knife reflex studied in an animal model. *Experimental Brain Research*, 37(1), 93–113.
- Saal J.S. (1987). Flexibility training. *Physical Medicine and Rehabilitation: State of the Art Reviews*, 1(4), 537–554.
- Sachse J., Berger M. (1989). Cervical mobilization induced by eye movement. *Journal of Manual Medicine*, 4(4), 154–156.
- Sackett D.L., Snow J.C. (1979). The magnitude of compliance and noncompliance. In R.B. Haynes D.W. Taylor, and D.L. Sackett (Eds.), *Compliance in health care* (pp. 11–22). Baltimore: Johns Hopkins Press.
- Sady S.P., Wortman M., Blanke D. (1982). Flexibility training: Ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 63(6), 261–263.
- Sage G.H. (1971). *Introduction to motor behavior. A neurophysiological approach*. Reading, MA: Addison-Wesley.
- Sah R.L., Doong J.Y.H., Grodzinsky A.J., Plaas A.H.K., Sandy J.D. (1991). Effects of compression on the loss of newly synthesized proteoglycans and proteins from cartilage explants. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 286, 20–29.
- Sah R.L., Grodzinsky A.J., Plaas A.H.K., Sandy J.D. (1992). Effects of static and dynamic compression on matrix metabolism in cartilage explants. In K.E. Kuettner R. Schleyerbach and J.G. Peyron (Eds.), *Articular cartilage and osteoarthritis* (pp. 373–391). New York: Raven Press.
- Sale D.G. (1986). Neural adaptation in strength and power training. In N.L. Jones N. McCartney, and A.J. McComas (Eds.), *Human muscle power* (pp. 289–307). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Sale D.G., MacDougall J.D., Upton A.R.M., McComas A.J. (1983). Effect of strength training upon motorneuron excitability in man. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(1), 57–62.
- Sale D.G., McComas A.J., MacDougall J.D., Upton A.R.M. (1982). Neuromuscular adaptation in human thenar muscles following strength training and immobilization. *Journal of Applied Physiology*, 53(2), 419–424.
- Sale D.G., Upton A.R.M., McComas A.J., MacDougall J.D. (1983). Neuromuscular function in weight-trainers. *Experimental Neurology*, 82(3), 521–531.
- Salminen J.J., Oksanen A., Maki P., Penitti J., Kujala U.M. (1993). Leisure time physical activity in the young. Correlation with low-back pain, spinal mobility and trunk muscle strength in 15-year-old school children. *International Journal of Sports Medicine*, 14(7), 406–410.

- Sanders G.E., Reinert, O., Tepe R., Maloney P.* (1990). Chiropractic adjustive manipulation on subjects with acute lowback pain: Visual analog pain scores and plasma β -endorphin levels. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 13(7), 391–395.
- Sandoz R.* (1969). The significance of the manipulative crack and of other articular noises. *Annals of the Swiss Chiropractic Association*, 4,47–68.
- Sandoz R.* (1976). Some physical mechanisms and effects of spinal adjustments. *Annals of the Swiss Chiropractic Association*, 6,91–141.
- Sands B.* (1984). Coaching women's gymnastics. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Sandstead H.L.* (1968). The relationship of outward rotation of the humerus to baseball throwing velocity. Unpublished master's thesis. Eastern Illinois University, Charleston.
- Sapega A.A., Quedenfeld T.C., Moyer R.A., Butler R.A.* (1981). Biophysical factors in range-of-motion exercise. *The Physician and Sportsmedicine*, 9(12), 57–65.
- Saunders H.D.* (1986). Lumbar traction. In G.P. Grieve (Ed.), *Modern manual therapy of the vertebral column* (pp. 787–795). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Schiaffino S.* (1974). Hypertrophy of skeletal muscle induced by tendon shortening. *Experimentia*, 30,1163–1164.
- Schiaffino S., Hanzlikova V.* (1970). On the mechanisms of compensatory hypertrophy in skeletal muscle. *Experimentia*, 26,152–153.
- Schneider H.J., King A.Y, Bronson J.L., Miller E.H.* (1974). Stress injuries and developmental change of lower extremities in ballet dancers. *Radiology*, 113(3), 627–632.
- Schneiderman R., Kevet D., Maroudas A.* (1986). Effects of mechanical and osmotic pressure on the rate of glycosaminoglycan synthesis in the human adult femoral head cartilage: An in vivo study. *Journal of Orthopaedic Research*, 4,393–408.
- Schnitt J.M., Schnitt D.* (1989). Psychological issues in a dancer's career. In A.J. Ryan and R.E. Stephens (Eds.), *The healthy dancer*. Princeton, NJ: Princeton Book.
- Schottelius B.A., Senay L.C.* (1956). Effect of stimulation-length sequence on shape of length-tension diagram. *American Journal of Physiology*, 186(1), 127–130.
- Schubert M., Hammerman D.* (1968). A primer on connective tissue biochemistry. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Schultz A.B., Andersson G.B., Haderspeck K., Ortengren R., Nordin M., Bjork R.* (1982). Analysis and measurement of lumbar trunk loads in tasks involving bends and twists. *Journal of Biomechanics*, 15(9), 669–675.
- Schultz A.B., Haderspeck-Grib K., Sinkora G., Warwick D.N.* (1985). Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. *Journal of Orthopaedic Research*, 3(2), 189–197.
- Schultz P.* (1979). Flexibility: Day of the static stretch. *The Physician and Sportsmedicine*, 7(11), 109–117.
- Schuster D.F.* (1988). Exploring backbends. *Yoga Journal*, 80(May-June), 55–60.
- Schuster R.O.* (1978). Shin splints. *Running Review*, 2(5), 20–21.
- Schwane J.A., Armstrong R.B.* (1983). Effect of training on skeletal muscle injury from downhill running in rats. *Journal of Applied Physiology*, 55(3), 969–975.
- Schwane J.A., Williams J.S., Sloan J.H.* (1987). Effects of training on delayed muscle soreness and serum creatine kinase activity after running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(6), 584–590.
- Schweitzer G.* (1970). Laxity of the metacarpo-phalangeal joints of the finger and interphalangeal joint of the thumb in comparative inter-racial studies. *South African Medical Journal*, 44(9), 246–249.
- Scott A.B.* (1994). Change of eye muscle sarcomeres according to eye position. *Journal of Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, 31(2), 85–88.
- Scott D., Bird H.A., Wright V.* (1979). Joint laxity leading to osteoarthritis. *Rheumatology and Rehabilitation*, 18,167–169.
- Scott J.T.* (1960). Morning stiffness in rheumatoid arthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 19(4), 361–368.
- Sechrist W.C., Stull G.A.* (1969). Effects of mild activity, heat applications, and cold applications on range of joint movement. *American Corrective Therapy Journal*, 23(4), 120–123.
- Segal D.D.* (1983). An anatomic and biomechanical approach to low back health: A preventive approach. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 23(4), 411–421.

- Segal R.L., Wolf S.L. (1994). Operant conditions of spinal stretch reflexes in patients with spinal cord injuries. *Experimental Neurology* 130(2), 202–213.
- Seimon L.P. (1983). *Low back pain: Clinical diagnosis and management*. Norwalk, CT: Appleton-Century-Crofts.
- Seliger V., Dolejs L., Karas V. (1980). A dynamometric comparison of maximum eccentric, concentric and isometric contraction using EMG and energy expenditure measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 45(2–3), 235–244.
- Seno S. (1968). The motion of the spine and the related electromyogram of the patient suffering from lumbago. *Electromyography*, 8(2), 185–186.
- Sermeev B.V. (1966). Development of mobility in the hip joint in sportsmen. *Yessis Review*, 2(1), 16–17.
- Shambaugh P. (1987). Changes in electrical activity in muscles resulting from chiropractic adjustment: A pilot study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 10(6), 300–304.
- Shamos M.H., Lavine L.S. (1967). Piezoelectricity as a fundamental property of biological tissues. *Nature*, 213(5073), 267–269.
- Sharratt M.T. (1984). Wrestling profile. *Clinics in Sports Medicine*, 3(1), 273–289.
- Shellock F.G., Prentice W.E. (1985). Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. *Sports Medicine*, 2(4), 267–278.
- Shephard R.J. (1978). *The fit athlete*. Oxford: Oxford University Press.
- Shephard R.J. (1982). *Physiology and biochemistry of exercise*. New York: Praeger.
- Shephard R.J., Berridge M., Montelpare W. (1990). On the generality of the «sit and reach» test: An analysis of flexibility data for an aging population. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 61(4), 326–330.
- Sherrington C.S. (1906). *Integrative action of the nervous system*. Reprint. Cambridge: Cambridge University Press, 1947.
- Shestack R., Ditto E.W. (1964). *Physician's physical therapy manual*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Shirado O., Ito T., Kaneda K., Strax T.E. (1995). Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(2), 139–144.
- Shuman D., Staab G.R. (1960). *Your aching back and what you can do about it*. New York: Gramery.
- Shustova N.Y., Maltsev N.A., Levkovich Y.I., Levtov V.A. (1985). Postelongation hyperemia in gastrocnemius muscle capillaries. *Fiziologicheskii Zhurnal SSR Imeni I.M. Sechenova*, 71(5), 599–608. (In Biological Abstract, 81(4) p. 169. No. 30857, Feb. 1986.)
- Shustova N.Y., Matchanov A.T., Levtov V.A. (1985). Effect of the compression of gastrocnemius muscle vessels on the muscle blood supply in stretching. *Fiziologicheskii Zhurnal SSSR Imeni I.M. Sechenova*. 71(9), 1105–1111. (In Biological Abstract, 81(9) p. 164. No. 79766, May 1986.)
- Shyne K. (1982). Richard H. Dominguez M.D.: To stretch or not to stretch? *The Physician and Sportsmedicine*, 10(9), 137–140.
- Sigereth P.C. (1971). Flexibility In L.A. Larson (Ed.), *Encyclopedia of sport sciences and medicine* (pp. 280–281). New York: Macmillan.
- Sihvonen T., Partanen J., Hanninen, O., Soimakallio S. (1991). Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72,1080–1087.
- Silman A.J., Haskard D., Day S. (1986). Distribution of joint mobility in a normal population: Results of the use of fixed torque measuring devices. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 45(1), 27–30.
- Simard T.G., Basmajian J.V. (1967). Methods in training conscious control of motor units. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 48(1), 12–19.
- Sime W.E. (1977). A comparison of exercise and meditation in reducing physiological response to stress. *Medicine and Science in Sports*, 9(1), 55.
- Simpson D.G., Carver W., Borg T.K., Terracio L. (1994). Role of mechanical stimulation in the establishment and maintenance of muscle cell differentiation. *International Review of Cytology*, 150,69–94.
- Sing R.F. (1984). *The dynamics of the javelin throw*. Cherry Hill, NJ: Reynolds.

- Sjostrand F.S.* (1962). The connection between A- and I-band filaments in striated frog muscle. *Journal of Ultrastructure Research*, 7(3-4), 225-246.
- Slocum D.B., James S.L.* (1968). Biomechanics of running. *Journal of the American Medical Association*, 205(11), 97-104.
- Smith C.A.* (1994). The warm-up procedure: To stretch or not to stretch. A brief review. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 19(1), 12-17.
- Smith C.F.* (1977). Physical management of muscular low back pain in the athlete. *Canadian Medical Association Journal*, 117(September 17), 632-635.
- Smith J.L., Hutton R.S., Eldred E.* (1974). Post contraction changes in sensitivity of muscle afferents to static and dynamic stretch. *Brain Research*, 78(September-October), 193-202.
- Smith J.W.* (1966). Factors influencing nerve repair. I. Blood supply of peripheral nerves. *Archives of Surgery*, 93(2), 335-341.
- Smith R.E.* (1986). Toward a cognitive-affective model of athletic burnout. *Journal of Sport Psychology*, 8(1), 36-50.
- Snell R.S.* (1992). *Clinical anatomy for medical students* (4th. ed.). Boston: Little, Brown and Company.
- Solomonow M., D'Ambrosia R.* (1991). Neural reflex arcs and muscle control of knee stability and motion. In W.N. Scott (Ed.), *Ligament and extensor mechanism injuries of the knee* (pp. 389-400). St. Louis: Mosby-Year Book.
- Song T.M.K.* (1979). Flexibility of ice hockey players and comparison with other groups. In J. Terauds and H.J. Gros (Eds.), *Science in skiing, skating and hockey* (pp. 117-125). Del Mar, CA: Academic.
- Song T.M., Garvie G.T.* (1976). Wrestling with flexibility. *Canadian Journal for Health, Physical Education and Recreation*, 43(1), 18-26.
- Song T.M.K., Garvie G.T.* (1980). Anthropometric, flexibility, strength, and physiological measures of Canadian and Japanese Olympic wrestlers. *Canadian Journal of Applied Sport Science*, 5(1), 1-8.
- Sontag S., Wanner J.N.* (1988). The cause of leg cramps and knee pains: A hypothesis and effective treatment. *Medical Hypotheses*, 25(1), 35-41.
- Soussi-Yanicostas N., Hamida C.B., Butler-Browne G.S., Hentati F., Bejaoui K., Hamida M.B.* (1991). Modification in the expression and location of contractile and cytoskeletal proteins in Schwartz-Jampel syndrome. *Journal of the Neurological Sciences*, 104(1), 64-73.
- Souza T.A.* (1994). General treatment approaches for shoulder disorder. In T.A. Souza (Ed.), *Sports injuries of the shoulder: Conservative management* (pp. 487-508). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Spence A.E., Mason E.B.* (1987). *Human anatomy and physiology* (3rd ed.). Menio Park, CA: Benjamin/Cummings.
- Spindler K.P., Benson E.M.* (1994). Natural history of posterior cruciate ligament injury. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 2(2), 73-79.
- Stafford M., Grana W.* (1984). Hamstring/quadriceps ratios in college football players: A high velocity evaluation. *American Journal of Sports Medicine*, 12(3), 209-211.
- Stainsby W.N., Fales J.T., Lilienthal J.L.* (1956). Effect of stretch on oxygen consumption of dog skeletal muscle in situ. *Bulletin of the Johns Hopkins Hospital*, 99(5), 249-261.
- Stamford B.* (1981). Flexibility and stretching. *The Physician and Sportsmedicine*, 12(2), 171.
- Stanitski C.L.* (1995). Articular hypermobility and chondral injury in patients with acute patellar dislocation. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(2), 146-150.
- Stauber W.T.* (1989). Eccentric action of muscles: Physiology, injury, and adaptation. In K. Pandolf (Ed.), *Exercise and sports sciences reviews* (pp. 157-185). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Steban R.E., Bell S.* (1978). *Track & field: An administrative approach to the science of coaching*. New York: Wiley & Sons.
- Steinacker J.M., Both M., Whipp B.J.* (1993). Pulmonary mechanics and entrainment of respiration and stroke rate during rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 14(Suppl. 1), S15-S19.
- Steindler A.* (1977). *Kinesiology of the human body*. Springfield, IL: Charles C Thomas.

- Stevens A., Stijns H., Rosselle N., Decock F.* (1977). Liteness and hamstring muscles. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 17(6), 507–511.
- Stevens A., Stijns H., Rosselle N., Stappaerts K., Michels A.* (1974). Slowly stretching the hamstrings and compliance. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 14(5–6), 495–496.
- Stewart R.B.* (1987). Drug use and adverse drug reactions in the elderly: An epidemiological perspective. *Topics in Geriatric. Rehabilitation*, 2(3), 1–11.
- Stiles E.G.* (1984). Manipulation: A tool for your practice? *Patient Care*, 18(9), 16–42.
- Stockton I.D., Reilly, T., Sanderson F.H., Walsh T.J.* (1980). Investigations of circadian rhythm in selected components of sports performance. *Bulletin of the Society of Sports Sciences*, 1(1), 14–15.
- Stoddart A.* (1979). *The back, relief from pain.* New York: Arco.
- Stokes I.A., Wilder D.G., Frymoyer J.W., Pope M.H.* (1981). Assessment of patients with low back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion. *Spine*, 6(3), 233–238.
- Stone W.J., Kroll W.A.* (1986). *Sports conditioning and weight training programs for athletic competition* (2nd ed.). Boston: Allyn and Bacon.
- Stonebrink R.D.* (1990). *Evaluation and manipulative management of common musculoskeletal disorders.* Portland: Author.
- Strauss J.B.* (1993). *Chiropractic philosophy.* Levittown, PA: Foundation for the Advancement of Chiropractic Education.
- Strickland A.L., Shearin R.B.* (1972). Diurnal height variation in children. *Journal of Pediatrics*, 80(6), 1023–1025.
- Strickler T., Malone T., Garrett, W.E.* (1990). The effects of passive warming on muscle injury. *American Journal of Sports Medicine*, 18(2), 141–145.
- Strocchi R., Leonardi L., Guizzardi S., Marchini M., Ruggeri A.* (1985). Ultrastructural aspects of rat tail tendon sheaths. *Journal of Anatomy*, 140(1), 57–67.
- Stroebel C.F.* (1979). Non-specific effects and psychodynamic issues in self-regulatory techniques. Paper presented at the Johns Hopkins Conference on Clinical Biofeedback, Baltimore, MD.
- Sturkie P.D.* (1941). Hypermobility joints in all descendants for two generations. *Journal of Heredity*, 32(7), 232–234.
- Subotnick S.I.* (1979). Podiatric aspects of children in sports. *Journal of the American Podiatric Association*, 69(7), 443–453.
- Sullivan M.K., DeJulia J.J., Worrell T.W.* (1992). Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(12), 1383–1389.
- Sullivan P.D., Markos P.E., Minor M.D.* (1982). *An integrated approach to therapeutic exercise theory and clinical application.* Reston, VA: Reston.
- Sunderland S.* (1978). Traumatized nerves, roots and ganglia: Musculoskeletal factors and neuropathological consequences. In I.M. Korr (Ed.), *The neurobiologic mechanism in manipulative therapy* (pp. 137–166). New York: Plenum Press.
- Sunderland S.* (1991). *Nerve injuries and their repair: A critical appraisal* (3rd ed.). London: Churchill Livingstone.
- Sunderland S., Bradley K.C.* (1961). Stress-strain phenomena in human spinal nerve roots. *Brain*, 84(1), 102–119.
- Surburg P.R.* (1981). Neuromuscular facilitation techniques in sportsmedicine. *The Physician and Sportsmedicine*, 18(1), 114–127.
- Surburg P.R.* (1983). Flexibility exercise re-examined. *Athletic Training*, 18(1), 37–40.
- Sutcliffe M.C., Davidson J.M.* (1990). Effect of static stretching on elastin production by porcine aortic smooth muscle cells. *Matrix*, 10(3), 148–153.
- Sutro C.J.* (1947). Hypermobility of bones due to «overlengthened» capsular and ligamentous tissues. *Surgery*, 21(1), 67–76.
- Sutton G.* (1984). Hamstrung by hamstring strains: A review of the literature. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 5(4), 184–195.
- Suzuki S., Hutton R.S.* (1976). Postcontractile motorneuron discharge produced by muscle afferent activation. *Medicine and Science in Sports*, 8(4), 258–264.

- Suzuki S., Pollack G.H.* (1986). Bridge-like interconnections between thick filaments in stretched skeletal muscle fibers observed by the freeze-fractured method. *Journal of Cell Biology*, 102(3), 1093–1098.
- Sward L., Eriksson B., Peterson L.* (1990). Anthropometric characteristics, passive hip flexion, and spinal mobility in relation to back pain in athletes. *Spine*, 15(5), 376–382.
- Swezey R.L.* (1978). *Arthritis: Rational therapy and rehabilitation*. Philadelphia: Saunders.
- Szmelskyj A.O.* (1990). The difference between holistic osteopathic practice and manipulation. *Holistic Medicine*, 5(2), 67–79.
- Tabary J.C., Tabary C., Tardieu C., Tardieu G., Goldspink G.* (1972). Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *Journal of Physiology (London)*, 224(1), 231–244.
- Talag T.* (1973). Residual muscle soreness as influenced by concentric, eccentric, and static contractions. *Research Quarterly*, 44(4), 458–469.
- Tamkun J.W., DeSimone D.W., Fonda D., Patel R.S., Buck C., Horwitz A.F., Hynes R.O.* (1986). Structure of integrin, a glycoprotein involved in the transmembrane linkage between fibronectin and actin. *Cell*, 46(2), 271–282.
- Tanigawa M.C.* (1972). Comparison of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Physical Therapy*, 52(7), 725–735.
- Taunton J.E.* (1982). Pre-game warm-up and flexibility. *New Zealand Journal of Sports Medicine*, 10(1), 14–18.
- Taylor D.C., Dalton J.D., Seaber A.V., Garrett W.E.* (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units: The biomechanical effects of stretching. *American Journal of Sports Medicine*, 18, 300–309.
- Teitz C.C.* (1982). Sports medicine concerns in dance and gymnastics. *Pediatric Clinics of North America*, 29(6), 1399–1421.
- Terracio L., Gullberg D., Rubin K., Craig S., Borg T.K.* (1989). Expression of collagen adhesion proteins and their association with the cytoskeleton in cardiac myocytes. *Anatomical Record*, 223(1), 62–71.
- Terrett A.G.J.* (1987). Vascular accidents from cervical spine manipulation: Report on 107 cases. *Journal of the Australian Chiropractors' Association*, 17, 15–24.
- Terrett A.G.J.* (1988). Vascular accidents from cervical spine manipulation: Report on 107 cases. *ACA Journal of Chiropractic*, 25(4), 63–72.
- Terrett A.G.J.* (1990). It is more important to know when not to adjust. *Chiropractic Technique*, 2(1), 1–9.
- Terrett A.G.J.* (1995). Misuse of the literature by medical authors in discussing spinal manipulative therapy injury. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 18(4), 203–210.
- Terrett A.G.J., Kleynhans A.M.* (1992). Complications from manipulation of the low back. *Chiropractic Journal of Australia*, 22(4), 129–139.
- Terrett A.G.J., Vernon H.* (1984). Manipulation and pain tolerance. *American Journal of Physical Medicine*, 63(5), 217–225.
- Terrier J.C.* (1959). *Umriss und Grundlagen der manipulativen Therapie*. *WS in Forschung und Praxis*, 13, 56–68.
- Terrier J.C.* (1963). *Betrachtungen zur manipulativen WS Therapie*. *WS in Forschung und Praxis*, 26, 62–67.
- Tesch P.A., Hjort H., Balldin U.I.* (1983). Effects of strength training on G tolerance. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 54(8), 691–695.
- Tesh K.M., Evans J.H., Dunn J.S., O'Brien J.P.* (1985). The contribution of skin, fascia, and ligaments to resisting flexion of the lumbar spine. In W. Whittle and D. Harris (Eds.), *Biomechanical measurement in orthopaedic practice* (pp. 179–187). Oxford: Clarendon Press.
- Tessman J.R.* (1980). *My back doesn't hurt anymore*. New York: Quickfox.
- Thieme W.T., Wynne-Davis R., Blair H.A.R., Bell E.T., Joraine J.A.* (1968). Clinical examination and urinary oestrogen assays in newborn children with congenital dislocation of the hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 50B(3), 546–550.
- Thigpen L.K.* (1984). Neuromuscular variation in association with static stretching (Abstract). In W. Kroll (Ed.), *Abstracts of research papers 1984* (p. 28). American Alliance for Health, Physical Education and Recreation. Washington, DC.

- Thigpen L.K., Moritani T., Thiebaud R., Hargis J.L. (1985). The acute effects of static stretching on alpha motoneuron excitability In D.A. Winter R.W Norman R.P. Wells K.C. Hayes, and A.E. Patla (Eds.), Biomechanics IX-A. International series on biomechanics (Vol. 5A, pp. 352–357). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Thompson P., Luco J.V. (1944). Changes of weight and neuromuscular transmission in muscles of immobilized joints. *Journal of Neurophysiology*, 7, 245–251.
- Tideiksaar R. (1986). Preventing falls: Home hazard checklists to help older patients protect themselves. *Geriatrics*, 41(5), 26–28.
- Tillman L.J., Cummings G.S. (1992). Biologic mechanisms of connective tissue mutability. In D.P. Currier and R.M. Nelson (Eds.), *Dynamics of human biologic tissues* (pp. 1–44). Philadelphia: Davis.
- Tilney F., Pike F.H. (1925). Muscular coordination experimentally studied in its relation to the cerebellum. *Archives of Neurology and Psychiatry*, 13(3), 289–334.
- Tinker D., Rucker R.B. (1985). Role of selected nutrients in synthesis, accumulation, and chemical modification of connective tissue proteins. *Physiological Reviews*, 65(3), 607–657.
- Tippett S.R. (1986). Lower extremity strength and active range of motion in college baseball pitchers: A comparison between stance leg and kick leg. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 8(1), 10–14.
- Tobias M., Stewart M. (1985). *Stretch and relax*. Tucson, AZ: Body Press.
- Toft E., Espersen G.T., Kalund S., Sinkjaer, T., Hornemann B.C. (1989). Passive tension of the ankle before and after stretching. *American Journal of Sports Medicine*, 17(4), 489–494.
- Tolsma B. (1985). Flexibility and velocity. *Track & Field Quarterly Review*, 84(3), 44–47.
- Torg J.S., Vegso J.J., Torg E. (1987). *Rehabilitation of athletic injuries: An atlas of therapeutic exercise*. Chicago: Year Book Medical.
- Torgan C.J. (1985). The effects of static stretching upon muscular distress. Unpublished master's thesis. University of Massachusetts.
- Toufexis A. (1974). The price of an art. *Physician's World*, 2(4), 44–50.
- Travell J.G., Simmons D.G. (1983). *Myofascial pain and dysfunction: The trigger point manual*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- TRECO. (n.d.). *Power stretch*. Newport News, VA: TRECO Products.
- Trinick J., Knight P., Whiting A. (1984). Purification and properties of native titin. *Journal of Molecular Biology*, 180(2), 331–356.
- Troels B. (1973). Achilles tendon rupture. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 152(Suppl.), 1–126.
- Trombitas K., Pollack G.H., Wright J., Wang K. (1993). Elastic properties of titin filaments demonstrated using a «freeze-break» technique. *Cell Motility and the Cytoskeleton*, 24(4), 274–283.
- Troup J.D.G., Hood C.A., Chapman A.E. (1968). Measurement of the sagittal mobility of the lumbar spine and hips. *Annals of Physical Medicine*, 9(8), 308–321.
- Tsai L., Wredmark T. (1993). Spinal posture, sagittal mobility, and subjective rating of back problems in former elite gymnasts. *Spine*, 18(7), 872–875.
- Tucker C. (1990). *The mechanics of sports injuries: An osteopathic approach*. Oxford: Blackwell Scientific.
- Tullos H.S., King J.W. (1973). Throwing mechanism in sport. *Orthopedic Clinics of North America*, 4(3), 709–720.
- Tullson P., Armstrong R.B. (1968). Exercise induced muscle inflammation. *Federation Proceeding*, 37(3), 663.
- Tullson P., Armstrong R.B. (1981). Muscle hexose monophosphate shunt activity following exercise. *Experimentia*, 37(12), 1311–1312.
- Tumanyan G.S., Dzhanyan S.M. (1984). Strength exercises as a means of improving active flexibility of wrestlers. *Soviet Sports Review*, 19(3), 146–150.
- Turek S.L. (1984). *Orthopaedics principles and their application* (4th ed.). Philadelphia: Lippincott.
- Turner A.A. (1977). The effects of two training methods on flexibility. Unpublished master's thesis, Lakehead University.
- Tuttle W.W. (1924). The effect of sleep upon the patellar tendon reflex. *American Journal of Physiology*, 68(2), 345–348.

- Twitmeier T.A.* (1974). A comparison of two stretching techniques for increasing and retaining flexibility. Unpublished master's thesis. University of Iowa.
- Twomey L., Taylor J.* (1982). Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine*, 7(2), 116–122.
- Tyne P.J., Mitchell M.* (1983). Total stretching. Chicago: Contemporary Books.
- Tyrance H.J.* (1958). Relationships of extreme body types to ranges of flexibility. *Research Quarterly*, 29(3), 349–359.
- Tyrer P.J., Bond A.J.* (1974). Diurnal variation in physiological tremor. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 37(1), 35–40.
- Tyrrell A.R., Reilly, T., Troup J.D.G.* (1985). Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. *Spine*, 10(2), 161–164.
- Ulmer R.A.* (1989). The past, present, and predicted future of the patient compliance field. [Editorial] *Journal of Compliance in Health Care*, 4(2), 89–93.
- Unsworth A., Dowson D., Wright V.* (1971). Cracking joints: A bioengineering study of cavitation in the metacarpophalangeal joint. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 30(4), 348–358.
- Upton A.R.M., Radford P.F.* (1975). Motoneuron excitability in elite sprinters. In P.V. Komi (Ed.), *Biomechanics* (pp. 82–87). Baltimore, MD: University Park.
- Uram P.* (1980). The complete stretching book. Mountain View, CA: Anderson World.
- Urban J.P.G., Bayliss M.T.* (1989). Regulation of proteoglycan synthesis rate in cartilage in vitro: Influence of extracellular ionic composition. *Biochemica et Biophysica Acta*, 992, 59–65.
- Urban J., Maroudas A., Bayliss M., Dillon J.* (1979). Swelling pressures of proteoglycans at the concentration found in cartilagenous tissues. *Biorheology*, 16(6), 447–464.
- Urban L.M.* (1981). The straight-leg-raising test: A review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 2(3), 117–134.
- Urry D.W.* (1984). Protein elasticity based on conformations of sequential polypeptides: The biological elastic fiber. *Journal of Protein Chemistry*, 3(5–6), 403–436.
- Vallbo A.B.* (1974a). Afferent discharge from human muscle spindles in non-contracting muscles. Steady state impulse frequency as a function of the joint angle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 90(2), 303–318.
- Vallbo A.B.* (1974b). Human muscle spindle discharge during isometric voluntary contractions. Amplitude relations between spindle frequency and torque. *Acta Physiologica Scandinavica*, 90(2), 319–336.
- Vandenburgh H.H.* (1987). Motion into mass: How does tension stimulate muscle growth? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(5), S142-S149.
- Vandenburgh H.H.* (1992). Mechanical forces and their second messengers in stimulating cell growth in vitro. *American Journal of Physiology*, 31(3), R350-R355.
- Vandenburgh H.H., Kaufman S.* (1979). In vitro model for stretch-induced hypertrophy of skeletal muscle. *Science*, 203(4377), 265–268.
- Vander A.J., Sherman J.H., Luciano D.S.* (1975). Human physiology: The mechanics of body function (2nd. ed.). New York: McGraw-Hill.
- Van der Meulin J.H.C.* (1982). Present state of knowledge on processes of healing in collagen structures. *International Journal of Sports Medicine*, 3(Suppl. 1), 4–8.
- Vandervoort A.A., Chesworth B.M., Cunningham D.A., Patterson D.H., Rechnitzer, Koval J.J.* (1992). Age and sex effects on mobility of the human ankle. *Journal of Gerontology*, 47(1), M17-M21.
- Van Deusen J., Harlowe D.* (1987). A comparison of the ROM dance home exercise rest program with traditional routines. *Occupational Therapy Journal of Research*, 7(6), 349–361.
- van Dieen J.H., Toussaint H.M.* (1993). Spinal shrinkage as a parameter of functional load. *Spine*, 18(11), 1504–1514.
- van Mechelen W., Hlobil H., Kemper H.C.G., Voorn W.J., de Jongh R.* (1993). Prevention of running injuries by warm-up, cool-down, and stretching exercises. *American Journal of Sports Medicine*, 21(5), 711–719.
- Van Wjimen P.M.* (1986). The management of recurrent low back pain. In G.P. Grieve (Ed.), *Modern manual therapy of the vertebral column* (pp. 756–776). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Vasu S.C.* (1933). *The Gheranda Samhita: A treatise on hatha yoga*. Adyar, Madras, India: Theosophical.

- Vernon H.T., Dhimi M.S.I., Howley T.P., Annett R. (1986). Spinal manipulation and beta-endorphin: A controlled study of the effect of a spinal manipulation on plasma beta-endorphin levels in normal males. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 9(2), 115–123.
- Vernon H., Meschino J., Naiman J. (1985). Inversion therapy: A study of physiological effects. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 29(3), 135–140.
- Verzar F. (1963). Aging of collagen. *Scientific American*, 208(4), 104–117.
- Verzar F. (1964). Aging of collagen fiber. In D.A. Hall (Ed.), *International review of connective tissue research* (Vol. 2, pp. 244–300). New York: Academic Press.
- Viidik A. (1973). Functional properties of collagenous tissue. *International Review of Connective Tissue Research*, 6, 127–217.
- Viidik A., Danielson C.C., Oxlund H. (1982). On fundamental and phenomenological models, structure and mechanical properties of collagen, elastin and glycoasaminolycan complexes. *Biorheology*, 19(3), 437–451.
- Volkov V.M., Milner E.G. (1990). Running and injuries. *Soviet Sports Review*, 25(2), 95–98.
- Voluntary power of dislocation. (1882). *The British Medical Journal*, 1, 515.
- Volz R.G., Lieb M., Benjamin J. (1980). Biomechanics of the wrist. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 149(June), 112–117.
- Vorobiev A.N. (Ed.). (1987). *Weightlifting: Development of physical qualities*. Soviet Sports Review, 22(2), 62–68.
- Voss D.E., Ionta M.J., Myers B.J. (1985). *Proprioceptive neuromuscular facilitation* (3rd ed.). New York: Harper & Row.
- Vujnovich A.L., Dawson. N.J. (1994). The effect of therapeutic muscle stretch on neural processing. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20(3), 145–153.
- Wahl L.M., Blandau R.J., Page R. (1977). Effect of hormones on collagen metabolism and collagenase activity in the pubic symphysis ligament of the guinea pig. *Endocrinology*, 100(2), 571–579.
- Walcott B., Ridgeway E.B. (1967). The ultrastructure of myosin-extracted striated muscle fibers. *American Zoologist*, 7(3), 499–503.
- Walker J.M. (1981). Development, maturation and aging of human joints: A review. *Physiotherapy Canada*, 33(3), 153–160.
- Walker S.M. (1961). Delay of twitch relaxation induced by stress and stress-relaxation. *Journal of Applied Physiology*, 16(5), 801–806.
- Wall E.J., Massie J.B., Kwan M.K., Rydevik B.J., Myers R.R., Garfin S.R. (1992). Experimental stretch neuropathy: Changes in nerve conduction under tension. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 74B(1), 126–129.
- Wallensten R., Eklund B. (1983). Intramuscular pressures and muscle metabolism after short-term and long-term exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 4(4), 231–235.
- Wallis E.L., Logan G.A. (1964). *Figure improvement and body conditioning through exercise*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Walsh M. (1985). Review. In F.J. Novakovski, *Trainer-assisted isolated stretching (TAIS)* (pp. ii). Lorton, VA: American Canoe Association.
- Walter S.D., Hart L.E., McIntosh J.M., Sutton J.R. (1989). The Ontario cohort study of running-related injuries. *Archives of Internal Medicine*, 149(11), 2561–2564.
- Walter S.D., Hart L.E., Sutton J.R., McIntosh J.M., Gauld M. (1988). Training habits and injury experience in distance runners: Age- and sex-related factors. *The Physician and Sportsmedicine*, 16(6), 101–113.
- Walther D.S. (1981). *Applied kinesiology: Vol. 1. Basic procedures and muscle testing*. Pueblo, CO: Systems DC.
- Wang K. (1984). Cytoskeletal matrix in striated muscle: The role of titin, nebulin and intermediate filaments. In G.H. Pollack and H. Sugi (Eds.), *Contractile mechanisms in muscle* (pp. 285–306). New York: Plenum Press.
- Wang K. (1985). Sarcomere-associated cytoskeletal lattices in striated muscle. In J.W. Shay (Ed.), *Cell and muscle motility* (Vol. 6, pp. 315–369). New York: Plenum.
- Wang K., Ash J.G., Singer S.J. (1975). Filamin, a new high molecular weight protein of smooth muscle and non-muscle cells. *Proceedings of the National Academy of Science (USA)*, 72, 4483–4486.

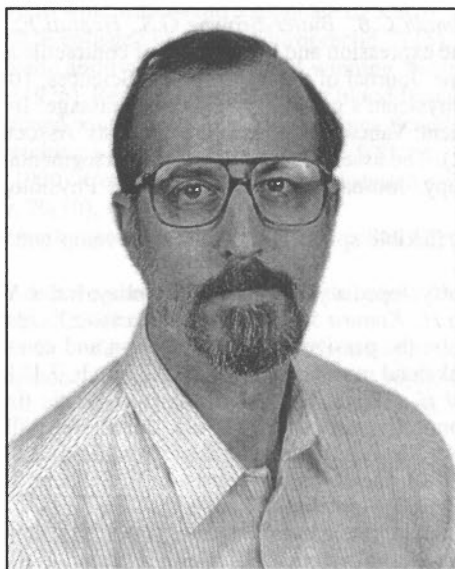
- Wang K., McCarter R., Wright J., Beverly J., Ramirez-Mitchell R. (1991). Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: A test of the segmental extension model of resting tension. *Proceedings of the National Academy of Science (USA)*, 88(6), 7101–7105.
- Wang K., McClure J., Tu A. (1979). Titin: Major myofibrillar components of striated muscle. *Proceedings of the National Academy of Science (USA)*, 76(8), 3698–3702.
- Wang K., Ramirez-Mitchell R., Palter D. (1984). Titin is an extraordinarily long, flexible, and slender myofibrillar protein. *Proceedings of the National Academy of Science (USA)*, 81(12), 3685–3689.
- Wang K., Wright J. (1988). Architecture of the sarcomere matrix of skeletal muscle: Immunoelectron microscopic evidence that suggests a set of parallel inextensible nebulin filaments anchored at the Z-line. *Journal of Cell Biology*, 107(6, Pt. 1), 2199–2212.
- Wang K., Wright J., Ramirez-Mitchell R. (1985). Architecture of the titin/nebulin containing cytoskeletal lattice of the striated muscle sarcomere: Evidence of elastic and inelastic domains of the bipolar filaments (Abstract). *Biophysical Journal*, 47, 349a.
- Ward R.C. (1985). *Principles of myofascial release*. East Lansing, MI: Michigan State University.
- Ward R.C. (1993). Myofascial release concepts. In J.V. Basmajian and R. Nyberg (Eds.), *Rational manual therapies* (p. 223–241). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Warren A. (1968). Mobilization of the chest wall. *Physical Therapy*, 48(6), 582–585.
- Warren C.G., Lehmann J.F., Koblanski J.N. (1971). Elongation of rat tail tendon: Effect of load and temperature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 57(3), 122–126.
- Warren C.G., Lehmann J.F., Koblanski J.N. (1976). Heat and stretch procedures: An evaluation using rat tail tendon. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 57(3), 122–126.
- Warren G.W. (1989). *Classical ballet technique*. Tampa, FL: University of South Florida Press.
- Wasserstrom R. (1977). Some problems with theories of punishment. In J.B. Cederblom and W.L. Blizek (Eds.), *Justice and punishment* (pp. 173–196). Cambridge, MA: Ballinger.
- Waterman-Storer C.M. (1991). The cytoskeleton of skeletal muscle: Is it affected by exercise? A brief review. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(11), 1240–1249.
- Watkins A., Woodhull-McNeal A.P., Clarkson P.M., Ebbeling C. (1989). Lower extremity alignment and injury in young, preprofessional, college, and professional ballet dancers. *Medical Problems of Performing Artists*, 4(4), 148–153.
- Watts N. (1968). Improvement of breathing patterns. *Physical Therapy*, 48(6), 563–581.
- Wear C.R. (1963). Relationship of flexibility measurements to length of body segments. *Research Quarterly*, 34(3), 234–238.
- Weaver D. (1979). Weight-lifting advice: Flexibility the key to better lifting. *Strength Health*, 47(4), 50–53.
- Webber C.E., Garnett E.S. (1976). Density of os calcis and limb dominance. *Journal of Anatomy*, 121(1), 203–205.
- Weber S., Kraus H. (1949). Passive and active stretching of muscles: Spring stretch and control group. *Physical Therapy Review*, 29(9), 407–410.
- Webster D. (1986). *Preparing for competition weightlifting*. Huddersfield, England: Springfield Books.
- Weiner I.H., Weiner H.L. (1980). Nocturnal leg muscle cramps. *Journal of the American Medical Association*, 244(20), 2332–2333.
- Weinreb R.N., Cook J., Friberg T.R. (1984). Effect of inverted body position on intraocular pressure. *American Journal of Ophthalmology*, 98(6), 784–787.
- Weis-Fogh T., Anderson S.O. (1970a). In E.A. Balazs (Ed.), *Chemistry and molecular biology of the intracellular matrix* (Vol. 1, pp. 671–684). London: Academic Press.
- Weis-Fogh T., Anderson S.O. (1970b). New molecular model for the long-range elasticity of elastin. *Nature*, 213(5259), 718–721.
- Weiss L., Greep R.O. (1983). *Histology* (5th ed.). New York: Elsevier Biomedical.
- Weiss R. (1993). Bones of contention. *Health*, 7(4), 44–52.
- Wessling K.C., DeVane D.A., Hylton C.R. (1987). Effects of static stretch versus static stretch and ultrasound combined on triceps surae muscle extensibility in healthy women. *Physical Therapy*, 67(5), 674–679.

- Whipple R.H., Wolfson L.I., Amerman P.M. (1987). The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: An isokinetic study. *Journal of the American Geriatric Society*, 35(1), 13–20.
- White A.A., Panjabi M.M. (1978). *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: Lip-pincott.
- White A.H. (1983). *Back school and other conservative approaches to low back pain*. St. Louis: Mosby.
- Whiting A., Wardale J., Trinick J. (1989). Does titin regulate the length of muscle thick filaments? *Journal of Molecular Biology*, 205(1), 263–268.
- Wickstrom R.L. (1963). Weight training and flexibility. *Journal of Health, Physical Education and Recreation*, 34(2), 61–62.
- Wieman H.M., Calkins E. (1986). Falls. In E. Calkins P.J. Davis., A.B. Ford (Eds.), *The practice of geriatrics* (pp. 272–280). Philadelphia: Saunders.
- Wigley F.M. (1984). Osteoarthritis: Practical management in older patients. *Geriatrics*, 39(3), 101–120.
- Wiktorsson-Moller M., Oberg B., Ekstrand J., Gillquist J. (1983). Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. *American Journal of Sports Medicine*, 11(4), 249–252.
- Wilby J., Linge K., Reilly T., Troup J.D.G. (1987). Spinal shrinkage in females: Circadian variation and the effects of circuit weight-training. *Ergonomics*, 30(1), 47–54.
- Wiles P. (1935). Movements of the lumbar vertebrae during flexion and extension. *Proceedings of the Royal Society of London*, 28(5), 647–651.
- Wilkinson H.A. (1983). *The failed, back syndrome: Etiology and therapy*. New York: Harper & Row.
- Williams J.C.P., Sperryn G. (1976). *Sports medicine* (2nd ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Williams P.C. (1977). *Low back and neck pain: Causes and conservative treatments*. Springfield, IL: Charles C Thomas.
- Williams P.E. (1988). Effect of intermittent stretch on immobilized muscle. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 47(12), 1014–1016.
- Williams P.E., Catanese T., Lucey E.G., Goldspink G. (1988). The importance of stretch and contractile activity in the prevention of connective tissue accumulation in muscle. *Journal of Anatomy*, 158(June), 109–114.
- Williams P.E., Goldspink G. (1971). Longitudinal growth of striated muscle fibres. *Journal of Cell Science*, 9(3), 751–767.
- Williams P.E., Goldspink G. (1973). The effect of immobilization on the longitudinal growth of striated muscle fibres. *Journal of Anatomy*, 116(1), 45–55.
- Williams P.E., Goldspink G. (1976). The effect of denervation and dystrophy on the adaptation of sarcomere number to the functional length of the muscle in young and adult mice. *Journal of Anatomy*, 122(2), 455–465.
- Williams P.E., Goldspink G. (1984). Connective tissue changes in immobilised muscle. *Journal of Anatomy*, 138(2), 343–350.
- Williams P.L., Warwick R., Dyson M., Bannister L.H. (1989). *Gray's anatomy* (37th ed.). Philadelphia: Saunders.
- Williford H.N., East J.B., Smith F.H., Burry L.A. (1986). Evaluation of warm-up for improvement in flexibility. *American Journal of Sports Medicine*, 14(4), 316–319.
- Wilmore J.H. (1982). *Training for sport and activity* (2nd ed.). Boston: Allyn and Bacon.
- Wilmore J.H. (1991). The aging of bone and muscle. *Clinics in Sports Medicine*, 10(2), 231–244, 1991.
- Wilmore J., Parr R.B., Girandola R.N., Ward P., Vodak, PA., Pipes T.V., Romerom G.T., Leslie P. (1978). Physiological alterations consequent to circuit weight training. *Medicine and Science in Sports*, 10(2), 79–84.
- Wilson V.E., Bird E.I. (1981). Effects of relation and/or biofeedback training upon hip flexion in gymnasts. *Biofeedback and Self-Regulation*, 6(1), 25–34.
- Winget C.M., DeRoshia C.W., Holley D.C. (1985). Circadian rhythms and athletic performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(5), 498–516.

- Winterstein J.F.* (1989). In what way would a graduate of a SCASA college practice differently from a graduate of a CCE college? *Dynamic Chiropractic*, 7(15), 1.
- Wirhed R.* (1984). *Athletic ability: The anatomy of winning*. New York: Harmony Books.
- Wisnes A., Kirkebo A.* (1976). Regional distribution of blood flow in calf muscles of rat during passive stretch and sustained contraction. *Acta Physiologica Scandinavica*, 96(2), 256–266.
- Wolf M.D.* (1983). Stretching a point. *Women's Sports*, 5(8), 53.
- Wolf S.L., Segal R.L.* (1990). Conditioning of the spinal stretch reflex: Implication for rehabilitation. *Physical Therapy*, 70(10), 652–656.
- Wolff H.D.* (1967). *Bemerkungen zur Theorie der manuellen Therapie*. *Manuelle Medizin*, 1, 13–20.
- Wolpaw J.R.* (1983). Adaptive plasticity in the primate spinal stretch reflex: Reversal and redevelopment. *Brain Research*, 278(1–2), 299–304.
- Wolpaw J.R., Braitman D.J., Seegal R.F.* (1983). Adaptive plasticity in the primate spinal stretch reflex: Initial development. *Journal of Neurophysiology*, 50(6), 1296–1311.
- Wolpaw J.R., Carp J.S.* (1990). Memory traces in spinal cord. *Trends in Neuroscience*, 13(4), 137–142.
- Wolpaw J.R., Lee C.L.* (1989). Memory traces in primate spinal cord produced by operant conditioning of H-reflex. *Journal of Neurophysiology*, 61(3), 563–572.
- Wolpaw J.R., Lee C.L., Carp J.S.* (1991). Operantly conditioned plasticity in spinal cord. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 627, 338–348.
- Wolpaw J.R., Noonan P.A., O'Keefe J.A.* (1984). Adaptive plasticity and diurnal rhythm in the primate spinal stretch reflex are independent phenomenon. *Brain Research*, 33(2), 385–391.
- Wolpaw J.R., Seegal R.F.* (1982). Diurnal rhythm in the spinal stretch reflex. *Brain Research*, 244(2), 365–369.
- Wolpe J.* (1958). *Psychotherapy by reciprocal inhibition*. Stanford: Stanford University Press.
- Woo S.L.-Y., Gomez M.A., Akeson W.H.* (1985). Mechanical behaviors of soft tissues: Measurements, modifications, injuries, and treatments. In A.M. Nahum and J. Melvin (Eds.), *The biomechanics of trauma*. Norwalk, CT: Appleton-Century-Crofts.
- Woo S., Matthews J.V., Akeson W.H., Amiel D., Convery R.* (1975). Connective tissue response to immobility: Correlative study of biomechanical and biologic measurements of normal and immobilized rabbit knees. *Arthritis Rheumatology*, 18(3), 257–264.
- Wood P.H.N.* (1971). Is hypermobility a discrete entity? *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 64(6), 690–692.
- Woods J.H.* (1914). *The yoga-system of Patanjali*. Boston: Harvard University Press.
- Wordsworth P., Ogilvie D., Smith R., Sykes B.* (1987). Joint mobility with particular reference to racial variation and inherited connective tissue disorders. *British Journal of Rheumatology*, 26(1), 9–12.
- World Chiropractic Alliance* (1993). *Practice guidelines for straight chiropractic*. Chandler, AZ: Author.
- Wright V., Johns R.J.* (1960). Physical factors concerned with the stiffness of normal and diseased joints. *Bulletin of the Johns Hopkins Hospital*, 106, 215–231.
- Wyke B.* (1967). The neurology of joints. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 41, 25–50.
- Wyke B.* (1972). Articular neurology—A review. *Physiotherapy*, 58(3), 94–99.
- Wyke B.* (1979). Neurology of the cervical spinal joints. *Physiotherapy*, 65(3), 72–76.
- Wyke B.* (1985). Articular neurology and manipulative therapy. In E.F. Glasgow L.T. Twomey E.R. Scull, and A.M. Kleyhans (Eds.), *Aspects of manipulative therapy* (2nd ed., pp. 72–77). London: Churchill Livingstone.
- Wynne-Davies R.* (1971). Familial joint laxity. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 64, 689–690.
- Yagi N., Maisubara I.* (1984). Cross-bridge movements during a slow length change of active muscle. *Biophysical Journal*, 45(3), 611–614.
- Yamamoto T.* (1993). Relationship between hamstring strains and leg muscle strength. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 33(2), 194–199.

- Yanicostas N.S., Hamida C.B., Butler-Browne G.S., Hentati F., Bejaoui K., Hamida M.B.* (1991). Modification in the expression and localization of contractile and cytoskeletal proteins in Schwartz-Jampel syndrome. *Journal of the Neurological Sciences*, 104(1), 64–73.
- Yates J.* (1990). A physician's guide to therapeutic massage: Its physiological effects and their application to treatment. Vancouver: Massage Therapists' Association of British Columbia.
- Yeomans S.G.* (1992). The assessment of cervical intersegmental mobility before and after spinal manipulative therapy. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 15(2), 106–114.
- Yessis M.* (1986). A flexible spine: How you can develop one. *Muscle & Fitness*, 47(5), 60–63, 203–204.
- Yogendra J.* (1988). *Cyclopedia yoga* (Vol. 1). Bombay, India: Yoga Institute.
- Yoshioka T., Higuchi H., Kimura S., Ohashi K., Umazume Y., Maruyama K.* (1986). Effects of mild trypsin treatment on the passive tension generation and connectin splitting in stretched skinned fibers from frog skeletal muscle. *Biomedical Research*, 7, 181–186.
- Yu S.H., Blumenthal H.* (1967). The calcification of elastic tissue. In B.M. Wagner and D.E. Smith (Eds.), *The connective tissue* (pp. 17–49). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Zacharkow D.* (1984). *The healthy lower back*. Springfield, IL: Charles C Thomas.
- Zachazewski J.E.* (1990). Flexibility for sports. In B. Sanders (Ed.), *Sports physical therapy* (pp. 201–238). Norwalk, CT: Appleton & Lange.
- Zajonc R.B.* (1965). Social facilitation. *Science*, 149(3681), 269–274.
- Zarins B., Andrews J.R., Carson W.G. (Eds.)*. (1985). *Injuries to the throwing arm*. Philadelphia: Saunders.
- Zebas C.J., Rivera M.L.* (1985). Retention of flexibility in selected joints after cessation of a stretching exercise program. In C.O. Dotson and J.H. Humphrey (Eds.), *Exercise physiology. Current selected research I* (pp. 181–191). New York: AMS Press.
- Zernicke R.F., Salem G.J.* (1991). Flexibility training. In B. Reider (Ed.), *Sports medicine: The school-age athlete* (pp. 40–51). Philadelphia: Saunders.
- Zierler K.L.* (1974). Mechanisms of muscular contraction and its energetic. In V.B. Mountcastle (Ed.), *Medical physiology* (12th ed., Vol. 2, pp. 1128–1171). St. Louis: Mosby.
- Zulak G.* (1991). Fascial stretching. The ignored exercise technique. *Flex*, 9(1), 94, 107–108.

ОБ АВТОРЕ



Майкл Дж.Алтер, в прошлом гимнаст, тренер и национальный судья по гимнастике, является признанным специалистом в области использования упражнений на растягивание. Две его книги "Наука о растягивании" и "Спортивное растягивание" получили высокие оценки со стороны спортсменов, тренеров и специалистов в области спортивной медицины. В 1976 г. в Международном университете Флориды ему была присвоена степень магистра в области оздоровительной физической культуры. Преподавал физическую культуру в средней школе и тренировал гимнастов на протяжении ряда лет. В настоящее время - преподаватель истории в средней школе Майями. Участник многих научных конгрессов, семинаров и симпозиумов.

Оглавление

От издательства	5
ГЛАВА 1. Современный взгляд на гибкость и растягивание	7
ГЛАВА 2. Остеология и артрология	17
ГЛАВА 3. Сократительные компоненты мышцы: факторы, ограничивающие гибкость	23
ГЛАВА 4. Соединительная ткань: фактор, ограничивающий гибкость	49
ГЛАВА 5. Механические и динамические свойства мягких тканей	72
ГЛАВА 6. Нейрофизиология гибкости: невральная анатомия и физиология	104
ГЛАВА 7. Гипермобильность сустава	130
ГЛАВА 8. Расслабление (релаксация)	137
ГЛАВА 9. Болезненные ощущения в мышцах: этиология и последствия	154
ГЛАВА 10. Особые факторы, влияющие на уровень гибкости	168
ГЛАВА 11. Социальное содействие и психология в развитии гибкости	190
ГЛАВА 12. Сущность растягивания	197
ГЛАВА 13. Типы и виды упражнений на растягивание	205
ГЛАВА 14. Мобилизация, «игра» суставов, манипуляция и хиропрактическая корректировка	235
ГЛАВА 15. Противоречия во взглядах на проблему растягивания	246
ГЛАВА 16. Упражнения на растягивание для особых групп населения	264
ГЛАВА 17. Анатомия и гибкость свободной нижней конечности и тазового пояса	273
ГЛАВА 18. Анатомия и гибкость позвоночного столба	299
ГЛАВА 19. Анатомия и гибкость верхней конечности	319
ГЛАВА 20. Функциональные аспекты растягивания и гибкости	336
УПРАЖНЕНИЯ НА РАСТЯГИВАНИЕ	353
Литература	369
ОБ АВТОРЕ	422

Навчальне видання

АЛТЕР Майкл Дж.

НАУКА ПРО ГНУЧКІСТЬ

(російською мовою)

Редактори — *Ніна Золотарьова, Валентина Авраменко*
Комп'ютерна верстка — *Олексій Ткач*
Коректори — *Галина Андрікевич, Алевтина Ніколаєва*

Підписано до друку 27.11.2001. Формат 70х108/16.
Гарнітура Таймс. Друк офс. Папір офс. № 1.
Ум. друк. арк. 37,1. Ум. фарбо-відб. 37,8.
Обл.-вид. арк. 38,16. Наклад 3000.
Зам. № 6-111

Видавництво "Олімпійська література"
Національного університету фізичного виховання
і спорту України
03680, Київ-150, вул. Фізкультури, 1

Свідоцтво про внесення до Державного реєстру видавців
Серія ДК № 2078

ЗАГ «Книга»
04053, Київ-53, вул. Артема, 25

Свідоцтво про внесення до Державного реєстру виготівників
Серія ДК № 2325 від 25.10.2005 р.

