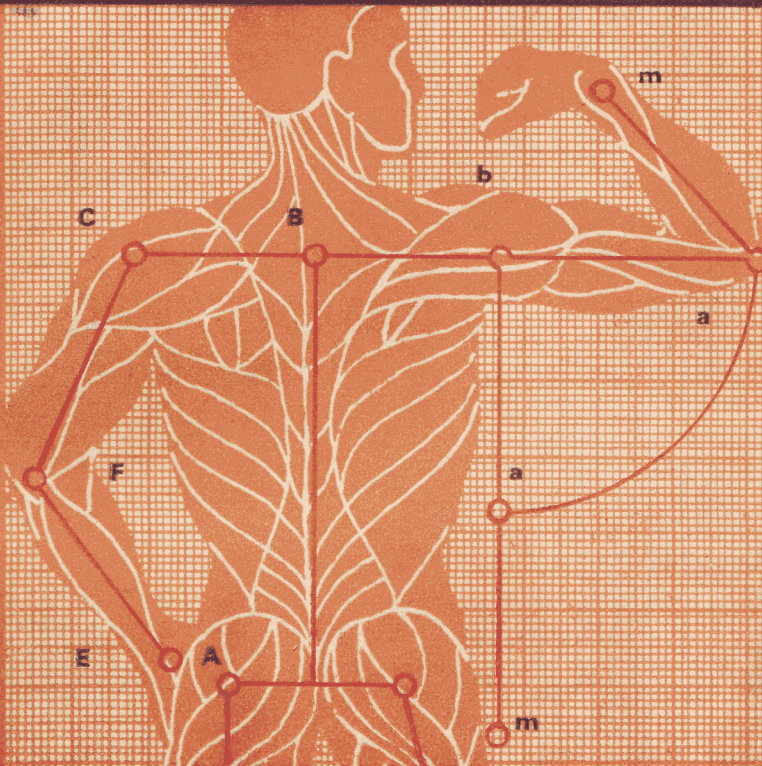




биомеханика



В.М.Зациорский А.С.Аруин В.Н.Селуянов

БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

ББК 75.0
З-38

Зациорский В. М. и др.
З-38 Биомеханика двигательного аппарата человека/
Зациорский В. М., Аруин А. С., Селуяиов В. Н. —
М.: Физкультура и спорт, 1981. — 143 с., ил. — (Наука — спорту).

В книге обобщены результаты многочисленных научных исследований (включая собственные исследования авторов) о биомеханике двигательного аппарата человека. В книгу входят следующие разделы: кинематическое описание движений и биомеханика суставов, геометрия масс тела, биомеханика сухожильно-связочного аппарата, биомеханика мышц. В приложении к книге описаны упрощенные способы оценки масс-инерционных характеристик тела на основе измерения легкодоступных антропометрических признаков.

Книга является первой по биомеханике спорта в серии «Наука спорту». Последующие книги серии будут в существенной мере опираться на нее.

Книга рассчитана на всех, кто интересуется биомеханикой движений человека и специалистов-биомехаников.

З $\frac{52400-084}{009(01)-81}$ 55-81

4201000000

ББК 75.0
7А.06

© Издательство «Физкультура и спорт», 1981 г.

ПРЕДИСЛОВИЕ

Тренеры и спортсмены интересуются биомеханикой спорта по двум основным причинам. Во-первых, они хотят знать, как можно усовершенствовать спортивную технику. Во-вторых, как улучшить подготовку спортсменов. Данная книга — не об этом. Но она содержит материал, без которого научный ответ на поставленные вопросы невозможен.

Предметом книги является двигательный аппарат спортсмена, его тело с точки зрения биомеханики. Для того чтобы понять, как происходит движение, нужно прежде всего знать, что движется. Поэтому биомеханика двигательного аппарата является как бы основой биомеханики движений. В частности, последующие книги в этой серии будут опираться на сведения, изложенные здесь.

В последние годы число и уровень биомеханических исследований выросли чрезвычайно. Объясняется это, на наш взгляд, двумя обстоятельствами. Во-первых, совершенствованием исследовательских возможностей благодаря появлению ЭВМ новых поколений (большинство исследований по биомеханике основаны на применении ЭВМ). Во-вторых, возросшей заинтересованностью в биомеханических данных представителей многих смежных специальностей — специалистов по роботостроению и манипуляторам, космической биологии и медицине, ортопедов и травматологов, нейрофизиологов и, конечно, работников спорта — тренеров, преподавателей, научных работников, врачей.

Быстрый рост числа публикаций по биомеханике имеет, однако, свою отрицательную сторону: их становится так много, что за ними практически невозможно следить. К тому же катастрофически не хватает обобщающих работ — обзоров, монографий, современных учебников.

Книги по биомеханике спорта в серии «Наука — спорту» призваны в какой-то степени заполнить этот пробел. Их главная задача — обобщение и систематизация современных данных по отдельным проблемам биомеханики

спорта, отражение основных результатов исследований, опубликованных в мировой литературе.

В биомеханике спорта выделяются:

- 1) общая биомеханика, куда, в частности, входят:
 - а) биомеханика двигательного аппарата, б) общая биомеханика спортивных движений, в) дифференциальная биомеханика, изучающая индивидуальные и групповые особенности движений и двигательных возможностей, и
- 2) биомеханика отдельных видов спорта.

Учитывая фундаментальное значение вопросов биомеханики двигательного аппарата, издание работ по биомеханике спорта начинается с этой книги. В ней описаны не все вопросы биомеханики двигательного аппарата. Выбраны лишь те из них, которые важны для спортивной биомеханики. Не излагаются, в частности, биомеханика костной ткани, распределение давления на суставных поверхностях и многое другое.

Авторы признательны Л. С. Глинской и Л. Г. Чугуновой за помощь в оформлении библиографии и подготовке рукописи.

Обзорные книги по биомеханике спорта — новинка для всех нас. Мы будем благодарны за критические замечания, которые помогут улучшить как эту книгу, так и последующие выпуски серии.

Проф. В. М. Зациорский

Глава 1

КИНЕМАТИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ ДВИЖЕНИЙ И БИОМЕХАНИКА СУСТАВОВ

1.1. КИНЕМАТИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ ПОЛОЖЕНИЯ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

Описывать положение тела человека можно разными способами. Изложим один из наиболее удобных, разработанный В. Т. Назаровым (1974) и опирающийся на работы Г. В. Коренева (1964) по механике управляемого тела. Положение тела человека в пространстве описывается в этом случае его местом, ориентацией и позой.

Место тела характеризует, в какой части пространства (где именно — например, в какой части стадиона, комнаты) находится в данный момент человек. Чтобы определить место тела, достаточно указать три координаты какой-либо точки тела в неподвижной системе координат. В качестве такой точки обычно удобно выбирать общий центр масс тела (ОЦМ), связывая с ним начало другой, подвижной системы координат, оси которой ориентированы так же, как и оси неподвижной системы.

Ориентация тела характеризует его поворот относительно неподвижной системы координат (вверх головой, вниз головой, горизонтально и т. п.). Поза тела характеризует взаимное расположение звеньев тела относительно друг друга. Вопрос об определении позы тела будет изложен в разделе 1.2, здесь же отметим лишь, что нельзя смешивать понятия «положение тела» и «поза тела», поскольку положение тела характеризуется помимо позы еще ориентацией и местом тела.

Определение места тела обычно не связано с большими трудностями. Определение ориентации тела — задача гораздо более трудная, особенно при сложных позах, ха-

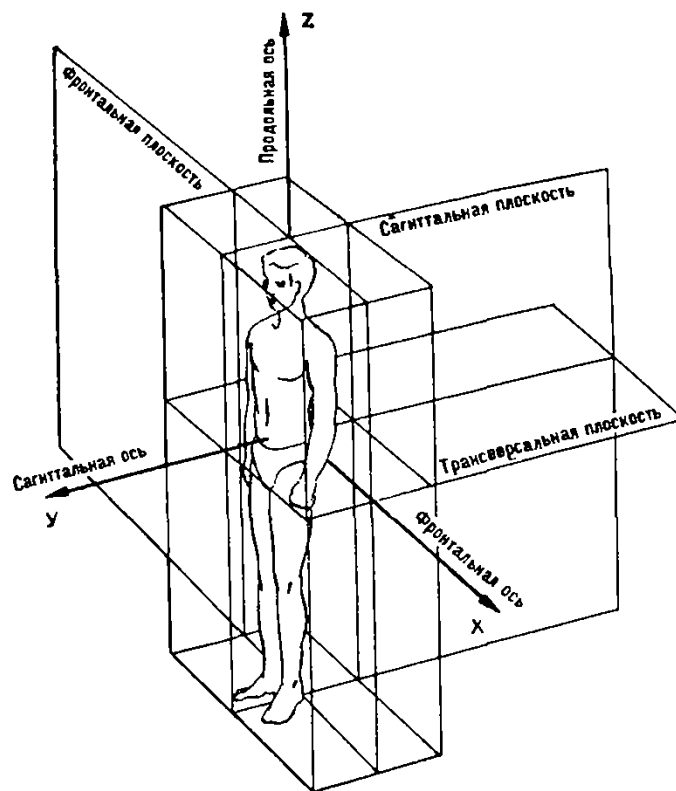


Рис. 1. Основные плоскости и оси человеческого тела.

рактичных, например, для «каучука» или «клишника» в цирке, которые демонстрируют предельную гибкость. Объясняется это тем, что с точки зрения механики тело человека является телом переменной конфигурации (В. Т. Назаров, 1974). Для таких тел понятие об их ориентации в пространстве не является строгим.

Вспомним, как определяются основные плоскости и оси человеческого тела (см., например, В. В. Бупак, 1941) (рис. 1).

Основные плоскости тела ориентируются в системе трех взаимно перпендикулярных осей: вертикальной и двух горизонтальных — поперечной и глубинной, или передне-задней.

Вертикальная плоскость, проходящая через переднюю срединную и позвоночную линии, а также всякая плоскость, параллельная ей, называются сакитальными. Они разделяют тело на правую и левую части.

Вертикальная плоскость, проходящая перпендикуляр-

но к сагиттальной, а также всякая плоскость, параллельная ей, называются фронтальными. Они разделяют тело на переднюю и заднюю части.

Горизонтальные плоскости проходят перпендикулярно по отношению к этим двум плоскостям и называются трансверсальными (поперечными). Они разделяют тело на верхнюю и нижнюю части.

К сожалению, основные анатомические плоскости и оси мало пригодны для описания многих движений человека. Проблема здесь состоит в том, что с телом человека надо каким-то образом связать систему координат так, чтобы изменение ориентации этой системы отражало изменение ориентации тела.

М. С. Лукин (1964) предложил с этой целью определять продольную ось тела следующим образом. Тело человека (в стойке руки вверх) делится горизонтальной плоскостью на две равные по весу половины. Линия, соединяющая центры масс верхней и нижней половины тела (и проходящая через ОЦМ), образует продольную ось тела (OY). Другие две оси (OX и OZ) должны быть перпендикулярны ей и начинаться в ОЦМ. Передне-заднюю ось направляют параллельно плоскости симметрии таза, а поперечную — перпендикулярно ей.

В качестве начала систем координат, связанных с телом, не всегда удобно брать центр масс тела: его положение довольно трудно определить, при изменении позы ОЦМ смещается и может даже выйти за пределы тела. Поэтому в качестве фиксированных антропометрических ориентиров, с которыми удобно связывать начало системы координат, разными авторами предлагались:

а) выход крестцового канала (между крестцовыми рогами), который легко пальпируется. Так как крестец является жестким образованием, система координат, начинающаяся в этой точке, хорошо ориентируется: вертикальная ось OY направлена вверх по крестцу, фронтальная OX — влево, сагиттальная ось OZ — вперед (Panjabi et al., 1974);

б) вершина остистого отростка пятого поясничного позвонка (А. Н. Лапутин, 1976) — точка, весьма близко расположенная к центру масс тела человека, стоящего в обычной стойке (см. гл. 2).

Для определения ориентации тела с ним надо связать две системы координат, имеющих начало в одной точке. Оси одной из них остаются параллельными неподвижной

системе координат (по отношению к которой определяется место тела); оси второй (соответствующей описанным системам Лукина — Назарова — Rajabi et al. — Лапутина) — связаны с телом. Ориентацию тела в этом случае характеризуют три Эйлеровых угла, с помощью которых можно перейти от одной системы координат к другой.

Например, при выполнении сальто поворот происходит относительно оси, постоянно ориентированной в пространстве. А при выполнении сальто с поворотом вращение происходит одновременно относительно по меньшей мере двух осей. Первая из них имеет постоянную ориентацию, вторая (продольная ось тела) связана с телом и изменяет свою ориентацию в пространстве.

1.2. КИНЕМАТИКА ДВИЖЕНИЙ В СУСТАВАХ

1.2.1. Описание поз и движений в суставах

В анатомии для описания поз и движений в суставах используют термины: сгибание — разгибание, отведение — приведение, пронация — супинация и другие производные от названных. Эта терминология описательная. Она не основана на изучении особенностей движения в отдельных суставах (например, движения сочленяющихся суставных поверхностей при сгибании в тазобедренном и коленном суставах совершенно различны — см. 1.2.2) и — что особенно важно при биомеханическом анализе движений — не задает систему независимых углов Эйлера, определяющих положение в суставе. Поэтому при последовательном выполнении нескольких движений финальное положение конечности зависит от порядка их выполнения и может оказаться измененным (например, пронированным), хотя соответствующее движение (т. е. пронация) не выполнялось. В этом легко убедиться на следующем примере. Если попросить человека из положения основной стойки выполнить сгибание руки вперед, затем разгибание в сторону и приведение, то ладонная поверхность кисти окажется супинированной на 90° , хотя описанные движения не включали супинирования руки. Подобные — дополнительные — движения (например, супинацию без видимого супинирования) называют *сопутствующими*.

Учитывая сказанное, при биомеханическом описании движений в суставах в трехмерном пространстве обыч-

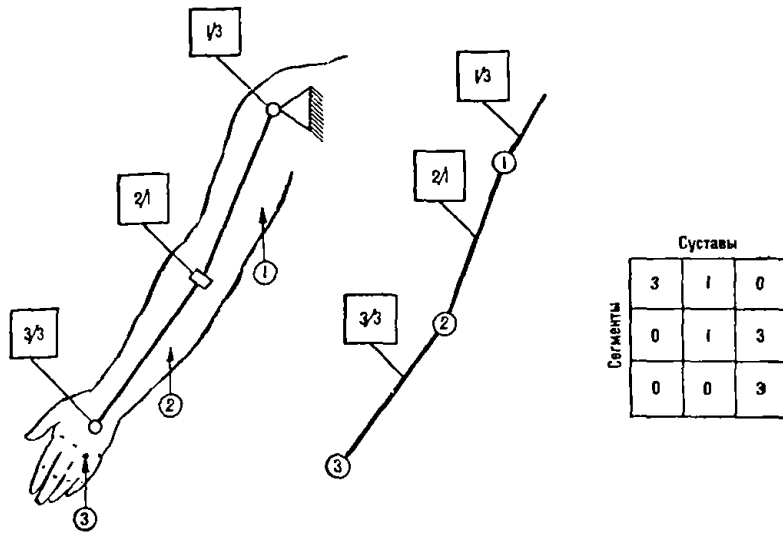


Рис. 2. Модель верхней конечности, соответствующий ей граф и инцидентная матрица. В квадратах; числитель — номер сустава, знаменатель — ранг сустава, в кружках — номер сегмента (по М. В. Велликсону, 1975)

но используют углы Эйлера. А чтобы в этом случае можно было использовать аппарат теоретической механики, делают, как правило, следующие предположения.

1. Звенья модели (тела человека) абсолютно твердые. Поскольку это предположение во многих случаях для туловища нельзя считать оправданным, его моделируют системой из двух или трех звеньев (см. гл. 2).

2. Геометрические параметры звеньев модели (их длина и т. п.) совпадают с соответствующими параметрами сегментов тела человека.

3. Звенья модели соединены в идеальные кинематические пары III класса (шаровыми шарнирами).

Модели такого типа получили название базовых (Г. В. Корнев, 1977).

В биомеханических экспериментах определение действительных значений углов Эйлера может представить значительные трудности.

При использовании оптических методов регистрации движений (стерео- и киносъемки, телевизионных и других оптоэлектронных методов) непосредственно определяются лишь координаты опорных точек, маркирующих отдельные сегменты тела. Kintzel et al. (1972)

предложили метод определения ориентации сегмента тела в пространстве на основе координат четырех точек этого сегмента; в работах М. В. Великсона (1975), Lew Lewis (1977) и С. Ю. Алешинского (1977) приведены алгоритмы расчета углов Эйлера по координатам трех опорных точек на сегменте. Однако регистрация оптическими методами трех опорных точек на всех сегментах тела является в настоящее время трудно разрешимой задачей. Поэтому в подавляющем большинстве работ исследователи отказываются от регистрации вращательных движений конечностей относительно их продольных осей.

Для описания кинематики движений всех звеньев тела одновременно, т. е. позы тела и ее изменений (что, учитывая большое число звеньев и степеней свободы, представляет известные сложности), разработаны две группы методов. В первой из них (Г. В. Корнев, 1977) предлагается метод составления уравнений кинематики 15-звенной модели человека, не требующий вычерчивания кинематической схемы и позволяющий выводить уравнения кинематики непосредственно в ЭВМ. Ко второй группе принадлежат работы, основанные на методах теории графов (М. В. Великсон, 1975; В. А. Богданов, В. С. Гурфинкель, 1978). Вершинам графа при этом соответствуют звенья модели, а ориентированные ребра указывают, как проецируются координаты одного сегмента в системе координат другого. Примеры приведены на рис. 2.

1.2.2. Геометрия и алгебра движений в суставах

Содержание этого раздела основано на работах MacConaill (1966, 1969), разработавшего способы обобщенного описания геометрии суставных поверхностей, а также произвольных последовательностей суставных движений (алгебру движений). Эти методы, в частности, дают возможность указать конечное положение звена после серии последовательных движений, не прибегая к углам Эйлера (т. е. предсказать появление сопутствующих движений). Мы опишем основные идеи Мак-Конеялла лишь вкратце.

В основе его системы лежит утверждение о том, что в суставах тела человека могут выполняться движения только двух типов — кручение (spining) и вращение (swinging). Под кручением понимается такое движение, при котором все точки выпуклой поверхности сустава (головки кости), кроме одной, перемещаются относительно вогнутой поверхности сустава. Под вращением понимают любое другое движение в суставе, отличное от чистого кручения. Движения в суставах, обозначаемые общепринятыми терминами типа сгибание, разгибание, отведение и т. п., могут соответствовать либо кручению, либо вращению, либо их комбинации. Например, сгиба-

ние и разгибание в тазобедренных суставах — суть кручение.

Вводится также понятие чистого вращения (pure swinging) — движения, при котором какая-либо точка выпуклой поверхности сустава перемещается по вогнутой поверхности по наикратчайшему пути, т. е. по геодезической линии (в терминологии Мак-Конейлла — по хорде; все остальные линии, соединяющие какие-либо две точки на суставной поверхности, — дуги). Хорды соответствуют меридианам на сфере или прямой линии на плоскости.

В суставе с одной степенью свободы может быть либо чистое кручение, либо чистое вращение. В суставах с двумя степенями свободы оба движения могут происходить одновременно, но чистого кручения быть не может. Если в суставе могут совершаться и чистое кручение, и чистое вращение, значит, он имеет три степени свободы.

Предположим, что в суставе с тремя степенями свободы выполняются последовательно три движения таким образом, что какая-либо точка на выпуклой поверхности, двигаясь по наикратчайшему пути, снова вернется в исходное положение. Тогда эта точка начертит на вогнутой поверхности треугольник (скажем, ABC), сумма внутренних углов которого (обозначим ее ψ) будет больше 180° . Это можно записать:

$$\alpha = \psi - 180, \quad (1.1)$$

где α — разница, характеризующая величину сопутствующего движения. Такое движение происходит во время второго из трех последовательных движений (т. е. при перемещении из точки B в точку C). Если в одном случае движение происходит в два этапа — из точки A в точку B , а затем в точку C , а во втором — из A сразу в C , то для того, чтобы положение конечности оказалось в обоих случаях одинаковым, во втором случае надо выполнить в точке C кручение на α градусов. В алгебре суставных движений сказанное можно записать так:

$$AB \times BC = AC \times E^\alpha, \quad (1.2)$$

где AB — движение из точки A в точку B (аналогично BC и AC), E^α — кручение на α градусов. Последовательное выполнение движений рассматривается как умножение.

Если движение выполняется не по хордам, а дугооб-

разно, т. е. одновременно выполняются кручение и вращение, то сопутствующих движений может не быть и конечность может прийти в исходное положение. В этом случае сумма углов соответствующего треугольника будет равна 180° . Такая последовательность движений называется эргономическим циклом.

В алгебре суставных движений доказываются несколько теорем, позволяющих определять конечное положение звена после ряда последовательных движений, а также взаимозаменяемость циклов движений и т. п.

1.3. ТИПЫ ДВИЖЕНИЙ И СУСТАВНЫЕ ОСИ

Моделирование суставов идеальными шарнирами, предполагающее, что любое движение в суставе — это сферическое движение относительно неподвижного центра, упрощает реальную ситуацию. В действительности положение мгновенных осей вращения может меняться. Важность этого обстоятельства и, следовательно, возможность пренебрегать им зависит от изучаемых вопросов. В частности, смещение осей вращения не изменяет существенно геометрию масс, но оказывает сильное влияние на плечи сил отдельных мышц (Smidt, 1973).

Смещение мгновенных осей вращения объясняется тем, что в суставах возможны три основных типа движений сочленяющихся поверхностей (Karandji, 1970): скольжение, что соответствует повороту звена относительно неподвижной оси, сдвиг и качение. Возможность таких движений обусловлена отсутствием полной конгруэнтности суставных поверхностей.

Рассмотрим в качестве примера коленный сустав. При сгибании колена бедренная кость сдвигается относительно большеберцовой кости назад и только через $15-20^\circ$ начинается чистое скольжение, которое заканчивается качением (Karandji, 1970). При этом мгновенная ось вращения не локализуется в каком-либо одном месте; в начале и конце движения она даже выходит за границы сустава. Однако если не принимать во внимание начальный и конечный моменты сгибания (примерно по 15°), то локализация мгновенных осей вращения коленного сустава (неподвижный аксонд) ограничена небольшой зоной в области надмыщелков бедра. При этом центры вращения, т. е. проекции мгновенных осей вращения на сагитальную плоскость как при активном, так и при пассив-

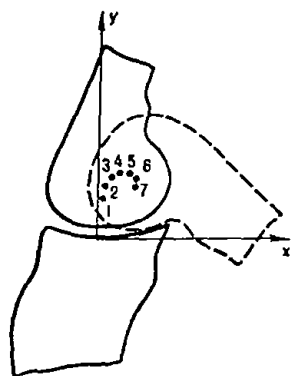


Рис. 3. Проекция мгновенной оси вращения коленного сустава на сагиттальную плоскость при разных углах в суставе (Smidt, 1973)

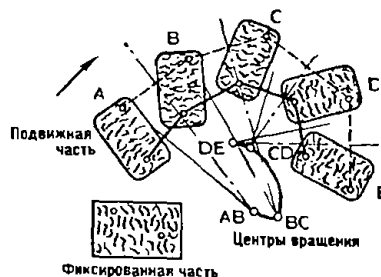


Рис. 4. Определение положения мгновенной оси вращения (метод Reuleaux, 1876, по Dempster, 1955)

иом сгибании располагаются настолько близко, что движение в данном диапазоне является, по Э. И. Полякову (1972) и Harding et al. (1977), моноцентрическим. В то же время некоторые другие авторы склонны считать, что мгновенная ось коленного сустава перемещается по определенной траектории (рис. 3).

При определении мгновенных осей вращения обычно используют метод Руло (Reuleaux), предложенный еще в 1876 г. Для этого одну кость сустава закрепляют неподвижно, а на другой (подвижной) фиксируют какие-либо две точки (рис. 4). При дискретном перемещении подвижного звена маркированные точки займут соответственно положения A, B, C и т. д. После соединения точек отрезками (на рис. пунктирные и сплошные линии) и восстановления из середин отрезков перпендикуляров на их пересечении находят мгновенные центры вращения.

В последнее время нашли применение еще два метода: математический, когда суставные поверхности костей получают полное геометрическое описание (Pogowski et al., 1977; Hirsch et al., 1974), и экспериментальный, основанный на оптической технике определения мгновенных центров вращения (Shoup, 1976).

Исследования, проведенные этими методами, не дали пока четких анатомических ориентиров для определения локализации осей вращения в суставах. В тех случаях,

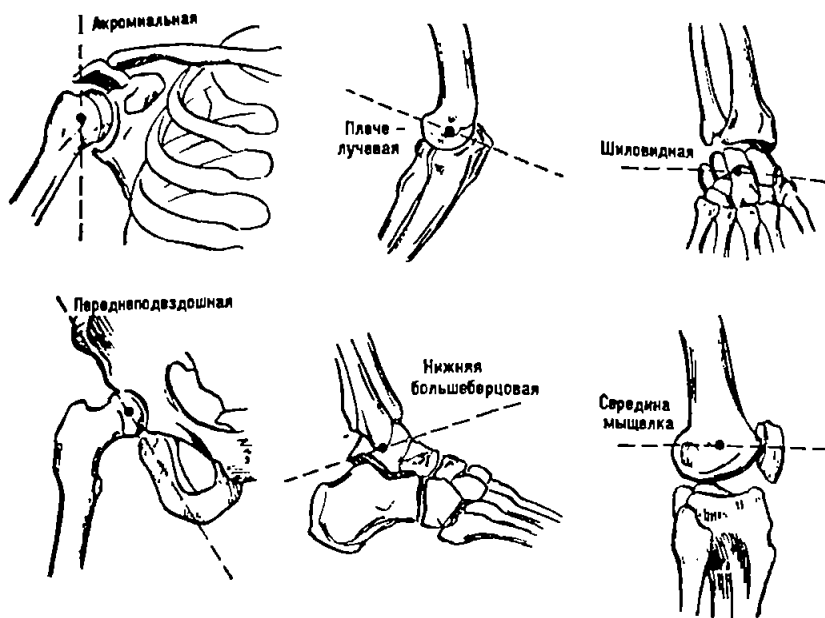


Рис. 5. Плоскости сечения суставов при отделении сегментов, совпадающие с антропометрическими точками и осями вращения в суставах (по Clauser et al., 1969)

когда такие точные ориентиры необходимы, можно воспользоваться рекомендациями Clauser et al. (1969), рис. 5. Хотя центры вращений в суставах он определял умозрительно, на основе анализа формы и функции суставов, их локализация хорошо совпадает с данными, полученными более точными методами, описанными выше, а наличие четких анатомических ориентиров облегчает практическое использование рекомендаций.

1.4. СТЕПЕНИ СВОБОДЫ

Вопрос о числе степеней свободы подробно изучался польскими исследователями (Mogęcki, Ekiel, Fidelus, 1971), которые, рассматривая проблему с точки зрения теории машин и механизмов, определяют тело человека — как сложный биомеханизм, кости — как жесткие звенья, а суставы как кинематические пары определенных классов. Структурная схема опорно-двигательного аппарата человека представлена на рис. 6.

Для этой схемы применяют структурную формулу пространственных механизмов следующего вида:

$$B = 6n - \sum_{i=3}^5 ik_i, \quad (1.3)$$

где B — подвижность механизма, n — число подвижных костей, k_i — число суставов, принадлежащих определенным классам, $i=3, 4, 5$.

Таким образом, для всего человека имеем: подвижных костей $n=148$, суставов третьего класса (с тремя степенями свободы) $K_3=29$, суставов четвертого класса (с двумя степенями свободы) $K_4=33$, суставов пятого класса (с одной степенью свободы) $K_5=85$. Число степеней свободы для всего механизма будет: $B=6 \times 148 - 29 \times 3 - 33 \times 4 - 85 \times 5 = 888 - 87 - 132 - 425 = 244$.

Аналогичным образом можно определить, что рука и нога имеют по 30 степеней свободы ($6 \times 22 - 5 \times 15 - 4 \times 6 - 3 \times 1 = 30$).

1.5. ТРИБОЛОГИЯ СУСТАВОВ

Трибологией суставов (от греческих триб — тереть, и логос — учение) называется раздел биомеханики, изучающий внутрисуставное трение.

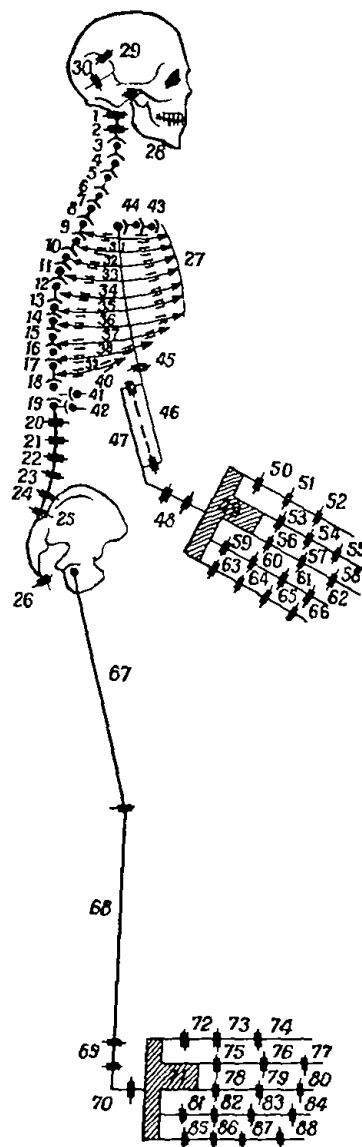


Рис. 6. Структурная схема опорно-двигательного аппарата человека (Morecki, Ekiel, Fidclius, 1971)

1.5.1. Измерение трения в суставе

С точки зрения механики суставы являются своеобразными подшипниками, в которых синовиальная жидкость выполняет роль смазки, суставные хрящи — несущих поверхностей, а субхондральные структуры — несущих подкладок (Hamerman et al., 1962).

Количественное изучение трения в суставах было начато Jones (1934); величина коэффициента трения, измеренная им, оказалась равной 0,02.

В большинстве случаев при измерении трения в суставах оно оценивается по затуханию колебаний гравитационного маятника — маятниковый способ (Charnley, 1960; Barnett et al., 1969; Sasada, Maezawa, 1973; и др.) — рис. 7. Этот способ используется для измерения трения на трупных препаратах в условиях, максимально приближенных к условиям живого организма (обильное смачивание физиологическим раствором и пр.), а также для исследования интактных суставов.

При измерении суставного трения для устранения возможного влияния мышц, сухожилий и связок опыты проводят на отпрепарированных суставах, а когда нужны

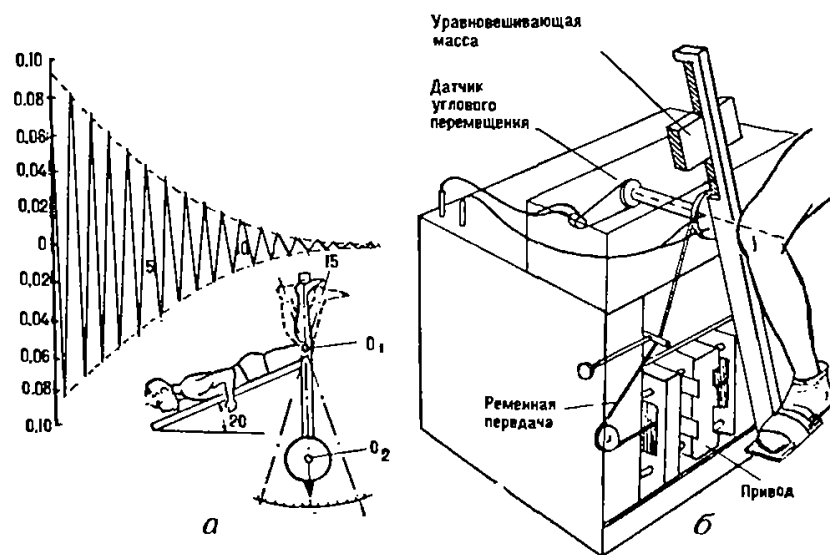


Рис. 7. Схемы установок для определения суставного трения: а) по Sasada, Maezawa (1973а), б) по Wright et al., 1969

прижизненные измерения, демпфирующее действие мышц устраняют релаксантами (Sasada, Maezawa, 1973).

Данные о величинах коэффициентов суставного трения приведены в табл. 1. Они свидетельствуют о том, что в нормальных условиях затраты энергии на преодоление трения в суставах сравнительно невелики.

Таблица 1

Коэффициенты трения в суставах (маятниковый способ)

Автор	Объект	Число испытуемых	Коэффициент трения
Charnley (1960)	Коленный сустав (трупный препарат)	—	0,014—0,024
Barnett et al. (1969)	Средний палец правой кисти при отсутствии пассивного натяжения мышц* (ПНМ)	20	0,0055
	При паличии ПНМ	20	0,0104
Sasada, Maezawa (1973)	Коленный сустав	1	0,006—0,010
Renaudeau (1976)	Сводные данные	—	0,003—0,024

* ПНМ характеризует пассивное сопротивление связок и сухожилий движению в суставе.

1.5.2. Теории (механизмы) смазки в суставах

В настоящее время разработано несколько теорий смазки синовиальных суставов (рис. 8): а) граничная теория смазки* (Little et al., 1969; Caygill et al., 1969); б) гидродинамическая теория смазки — при вращении в суставе синовиальная жидкость движется параллельными слоями, причем слой, прилипший к поверхности, имеет равную с ней скорость (Taleisnik et al., 1965); в) эласто-гидродинамическая теория смазки — усовершенствование двух предыдущих, учитывает деформацию хряща и синовиальной жидкости (Dintenfass, 1963; Dowson, 1969);

* Трение скольжения между телами, поверхности которых не подвержены смазке, называется сухим трением, а трение между смазываемыми телами — жидкостным трением. В зависимости от слоя смазки определяют полусухое, граничное, полужидкое трение скольжения.

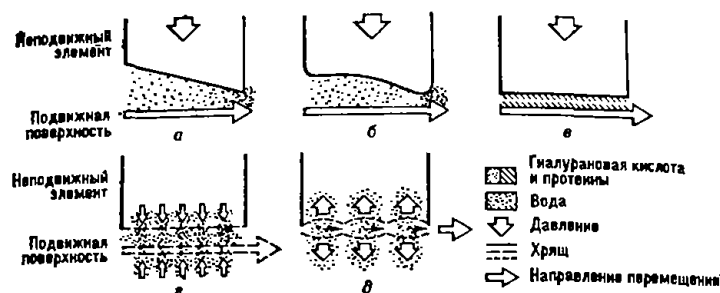


Рис. 8. Схематическое изображение разных теорий смазки в суставах (по Hartmann, 1974)

г) теория «раздавливания жидкости» (Unsworth et al., 1978); д) теория «плачущей смазки» — хрящ рассматривается как пористая губка, из которой при сдавливании выделяется синовиальная жидкость (McCutchen, 1962); е) теория смазки под давлением — на поверхности хряща образуется гель в результате увеличения в хряще концентрации воды, выдавленной из синовиальной жидкости (Walker et al., 1968).

Трудно отдать предпочтение той или иной теории смазки. Dintenfass еще в 1963 году писал, что любой из существующих теорий недостаточно для полного описания экспериментальных фактов о движении в суставах. Это высказывание остается актуальным и в настоящее время (Renaudeau, 1978).

1.5.3. Влияние тренировки на пассивное сопротивление движению в суставах

Известно, что пассивное эластическое натяжение мышц уменьшается при увеличении температуры окружающей среды. В то же время доказано, что температура суставов повышается при интенсивной работе. С помощью вживленных в сустав животных термодатчиков показано, что 30-минутный бег повышает температуру сустава на $2,7^{\circ}$ (А. Г. Березкин и др., 1967, 1979).

Получены также данные, свидетельствующие о том, что интенсивная физическая работа на протяжении двенадцати месяцев способствовала более чем двукратному увеличению количества синовиальной жидкости в суставах (А. Г. Березкин, 1967, 1979). Принимая во внимание

тот факт, что синовиальная жидкость является суставной смазкой, можно предполагать, что увеличение ее количества должно способствовать уменьшению трения в суставах.

Глава 2

ГЕОМЕТРИЯ МАСС ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

Под геометрией масс в биомеханике принято понимать совокупность показателей, характеризующих распределение массы в теле человека (массы и моменты инерции отдельных сегментов тела и всего тела в целом, координаты центров масс, центры качаний физического маятника, радиусы инерции отдельных сегментов и т. п.). Этой проблеме посвящены обзоры Duggar (1962); Drillis and Contini (1964); Contini (1970, 1972); Plagenhoef (1971); Miller, Nelson (1973); Hay (1973, 1974); В. Н. Селуянова (1979).

Для биомеханических расчетов нужны точные сведения о масс-инерционных характеристиках (МИХ) сегментов тела человека. Убедительно показали это Hay et al. (1977). При определении кинетического момента у прыгунов в длину они включали в алгоритмы программы до 30 различных вариантов МИХ, заимствованных из литературных данных (Barter, 1957; Dempster, 1955b; Clauser et al., 1969; и др.). Различия в результатах расчетов в этом случае достигали 30—100%.

2.1. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ГЕОМЕТРИИ МАСС ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

2.1.1. Исследования на трупах

За последние сто лет для исследования параметров сегментов тела человека было рассечено около 50 трупов (Harless, 1860; Braune, Fischer, 1889; Fischer, 1906; Dempster, 1955b; Mori, Jamamoto, 1959; Fujikawa, 1963; Clauser et al., 1969). В лучших исследованиях (Dempster, 1955b; Clauser et al., 1969) трупы замораживались сухим льдом, рассекались по осям вращения в суставах (определялись положение центра масс и моменты инерции методом физического маятника.

Таблица 2

Характеристика методов прижизненного определения геометрии масс сегментов тела человека

Название метода	Непосредственно измеряемые показатели	Предполагается	Определяется расчетным путем	Методы описаны и использованы в работах
Водного погружения	Объем сегментов	Плотность всех сегментов равномерна и совпадает с трупной	Масса сегментов Координаты ЦМ Моменты и радиусы инерции	Harless, 1860; Meeh, 1895; Zook, 1932; Бернштейн, 1947; Drillis, Contini, 1964; Contini, 1970, 1972; Kjeldsen, 1972
Фотограмметрический	То же	То же	То же	Hertzberg et al., 1957; Зациорский и др., 1973а
Взвешивания в изменяющихся позах	Реакция опоры	Известны: а) координаты центров масс сегментов, либо б) относительные веса сегментов	а) вес сегментов либо б) координаты ЦМ	Бернштейн, 1947; Williams, 1962; Contini, 1970
Внезапного освобождения	Ускорение сегмента	а) отсутствует трение в суставе б) мышцы-антагонисты расслаблены и не вызывают торможения сегмента	Момент инерции сегмента	Fenn, 1931; Bouisset et al., 1969; Cavanagh et al., 1974

Продолжение

Название метода	Непосредственно измеряемые показатели	Предполагается	Определяется расчетным путем	Методы описаны и использованы в работах
Механических колебаний	а) период колебаний б) изменение положения груза на платформе	Момент инерции относительно продольной оси сегмента пренебрежимо мал по сравнению с моментом инерции относительно поперечной оси а) отсутствует трение в суставе, б) мышцы расслаблены и не вызывают торможения движения	Момент инерции сегмента То же	Гернет, Тихонов, 1973 Гурфинкель и др., 1969
Радиоизотопный	Изменение интенсивности пучка гамма-излучения	Водород равномерно распределен в организме человека	Масса, локализация центров масс, моменты инерции	Baster, 1971; Casper, 1971; Зацюрский и др., 1972

Определялись также объемы и средние плотности тканей сегментов. Большинство исследователей определяли только массу и локализацию центров масс сегментов, а эксперименты проводили на трупах мужчин пожилого возраста. Ценность исследований на трупах заключается в том, что они являются основой для представления о величинах параметров сегментов тела живых людей, но при этом обобщении необходимо учитывать, что разница между трупной и живой тканью может быть значительной.

2.1.2. Исследования на живых людях

До настоящего времени предложены и использованы следующие методы прижизненного определения геометрии масс сегментов тела человека: а) метод водного погружения, б) метод фотограмметрии, в) метод внезапного освобождения, г) метод взвешивания в изменяющихся позах, д) метод механических колебаний, е) радиоизотопный метод. Сводные данные об этих методах представлены в табл. 2.

Большинство из перечисленных методов имеют существенные недостатки. Метод водного погружения позволяет определять объем сегментов и центр объема, а умножением на среднюю плотность тканей сегментов (табл. 3) вычисляют массу и локализацию центра масс. Однако такое умножение предполагает одинаковую плотность тканей во всех частях сегмента, что в эксперименте показано не было (Clauser et al., 1969). Аналогичным недостатком обладает и метод фотограмметрии.

В методах внезапного освобождения и механических колебаний (Гурфинкель В. С., Сафронов В. А., 1969) сегмент перемещается под действием внешней силы и пас-

Т а б л и ц а 3

Средняя плотность сегментов тела в кг/л (на трупном материале)

Сегменты	Исследователи	
	Harless, 1860	Dempster, 1955 б
Кисть	1,113	1,170
Предплечье	1,109	1,130
Плечо	1,088	1,070
Стопа	1,089	1,090
Голень	1,100	1,090
Бедро	1,069	1,050
Голова и шея	1,111	1,110
Туловище	--	1,030

сивные силы связок и мышц-антагонистов принимаются равными нулю. Экспериментальная проверка метода внешнего освобождения для определения моментов инерции голени со стопой (Cavanagh et al., 1974) показала, что метод «не является таким простым и надежным».

Метод взвешивания в изменяющихся позах подвергался критике, так как ошибки, вносимые данными, взятыми из результатов трупных исследований (относительное положение центра масс на продольной оси сегмента), дыхательными движениями, неточностью воспроизведения поз при повторных измерениях и определения центра вращения в суставе, достигают больших величин. При повторных измерениях коэффициент вариации превышает 18% (Contini, 1970).

Поиск метода, лишенного принципиальных недостатков, привел к разработке в семидесятых годах радиоизотопного метода (Barter, 1971; Casper, 1971; Зациорский В. М. и др., 1972; Сарсания С. К. и др., 1974). Этот метод будет описан в разделе 2.2.

2.1.3. Косвенные методы

Под косвенными методами понимается математическое и физическое моделирование.

Математическое моделирование используется для приближенной оценки параметров сегмента или всего тела в целом. Harless (1860) был первым, кто предложил использовать геометрические фигуры как аналоги сегментов тела человека (цилиндры, усеченные конусы, эллипсоиды и т. п.). Позже Amag (1970), Kulwicki et al. (1962), Whitsett (1963) использовали такое же моделирование.

Значительно более совершенную модель предложил Напаван (1964). Его пятнадцатизвенная модель (рис. 9) позволяла определить положение ОЦМ и моменты инерции при любых положениях звеньев. Размеры звеньев вычислялись по

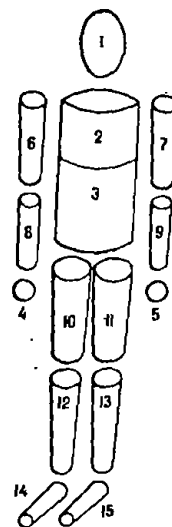


Рис. 9. Модель тела человека (Напаван, 1964)

26 антропометрическим измерениям конкретного испытуемого, массы звеньев — по уравнениям Barter. Для определения адекватности модели использовались экспериментальные данные Santschi et al. Вычисленные моменты инерции относительно фронтальной и сагиттальной осей предсказывались с 10-процентной точностью во всех восьми экспериментальных позах. Модель Napavan в последние годы очень широко используется.

Математическое моделирование в настоящее время еще не дает точных оценок параметров отдельных сегментов и тела в целом. Основная причина этого заключена, видимо, в исходных данных.

Использование в математических моделях (подобных модели Napavan) уравнений, оценивающих параметры сегментов, и основанных, как и у Clauser et al., на многих антропометрических признаках, должно в значительной степени повысить точность математического моделирования.

Физическое (натурное) моделирование использовали Contini (1970), В. И. Липовский и др. (1975). Для этого они делали слепки конечностей испытуемых, а затем гипсовые модели, на которых можно было определить не только моменты инерции, но и локализацию центров масс. Какова точность метода, авторы не указали.

Некоторые исследователи целью своих работ ставили приближенную оценку влияния изменения суставных углов на положение ОЦМ и моментов инерции тела. Для этого использовали физические модели человека (Л. Я. Евгеньева, 1951; В. П. Спиридонов, 1974). Точность была довольно низкой, но модели позволили решить ряд спортивно-педагогических задач.

2.2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГЕОМЕТРИИ МАСС ТЕЛА РАДИОИЗОТОПНЫМ МЕТОДОМ

2.2.1. Идея метода

В основе радиоизотопного метода (или, как иначе говорят, метода гамма-сканирования) лежит известная в физике закономерность ослабления интенсивности моноэнергетического узкого пучка гамма-

излучения при прохождении его через слой материала. Эта закономерность выражается следующим уравнением:

$$\Phi = \Phi_0 \cdot e^{-\mu_m \rho_s}, \quad (2.1)$$

где Φ_0 — плотность потока моноэнергетического пучка гамма-излучения до прохождения через поглотитель (имп.·см⁻²·с⁻¹), Φ — плотность потока после прохождения через слой материала (имп.·см⁻²·с⁻¹), μ_m — массовый коэффициент поглощения материала поглотителя (см²·г⁻¹), ρ_s — поверхностная плотность (г·см⁻²).

В ходе эксперимента объект сканируется пучком гамма-излучения. Одновременная регистрация поверхностной плотности определенного участка объекта и его координат дает возможность рассчитывать массу, координаты центра масс и моменты инерции объекта. Массовый коэффициент поглощения зависит от энергии гамма-квантов и элементного состава исследуемого материала и при энергии 0,5—2 МэВ (Co-60—1,2; 1,6 МэВ; Zn-65—1,1 МэВ; Cs-137—0,655 МэВ) коэффициенты поглощения химических элементов, содержащихся в наибольшем количестве в организме человека, практически совпадают (табл. 4). Исключение составляет водород, указанный коэффициент которого существенно выше.

Таблица 4

Массовые коэффициенты поглощения для основных химических элементов тела человека при энергии гамма-излучения 1 МэВ (по Н. Г. Гусеву, 1956)

Показатели	Элементы					
	кислород	углерод	водород	азот	кальций	все остальные
Содержание, %	65	18	10	3	1,5	2,3
μ_m (см ² ·г ⁻¹)	0,0606	0,0606	0,122	0,0606	0,0608	—

Casper (1971) после повторного сканирования алюминиевого бруска нашла воспроизводимость метода высокой: коэффициент вариации не превышал 1%. Brooks et al. (1975), проверяя валидность метода, сканировали ноги бараньей туши и получили результаты, близкие к величинам, зарегистрированным другими методами (волнового погружения, физического маятника, определения ре-

акции опоры). На основании этого был сделан вывод, что отличие массового коэффициента поглощения водорода от коэффициентов других химических элементов не может быть серьезным препятствием к достижению высокой точности метода. Это является следствием того, что водород распределен в теле достаточно равномерно. Анализ показал, что в худшем случае, при предельно неравномерном распределении водорода, ошибка, вызванная этим обстоятельством, не превысила бы 2% (В. М. Зацiorский и др., 1975). В реальных условиях она существенно ниже.

Разработанный американскими исследователями вариант радиоизотопного метода не нашел, однако, применения в исследовании живых объектов. По-видимому, это произошло по следующим причинам. Кристаллы детекторов (приемники гамма-излучения) имели малые размеры (менее 2 см толщины) — первая причина. Это привело к тому, что для получения точных величин распределения массы сканируемых объектов потребовалось значительно увеличить активность источника излучения (вторая причина) и время сканирования (третья причина). При таких условиях экспозиционная мощность излучения была опасна для испытуемого. Необходимо было найти выход из этого положения.

В варианте радиоизотопного метода, разработанного в лаборатории ГЦОЛИФК (В. М. Зацiorский и др., 1975; В. Н. Селуянов, 1978), проблема создания радиоизотопного метода для прижизненного определения масс-инерционных характеристик (МИХ) сегментов тела человека была решена. В основе решения лежали две идеи: 1) увеличение толщины кристалла детектора с целью повышения чувствительности прибора; 2) отказ (и это главное) от узкого пучка гамма-излучения. Это привело к резкому увеличению регистрируемой интенсивности гамма-излучения и как следствие — к уменьшению активности источника радиоактивного излучения до 100—200 мккюри. Экспозиционная доза облучения испытуемого за время эксперимента (менее 3 часов) составила 0,01 рентгена, что примерно в 20 раз меньше, чем при однократной рентгенографии грудной клетки. Оператор может получить такую же дозу облучения лишь за 5 лет регулярной работы на установке.

Широкий пучок гамма-излучения при прохождении через поглотитель ослабляется иначе, нежели узкий пучок.

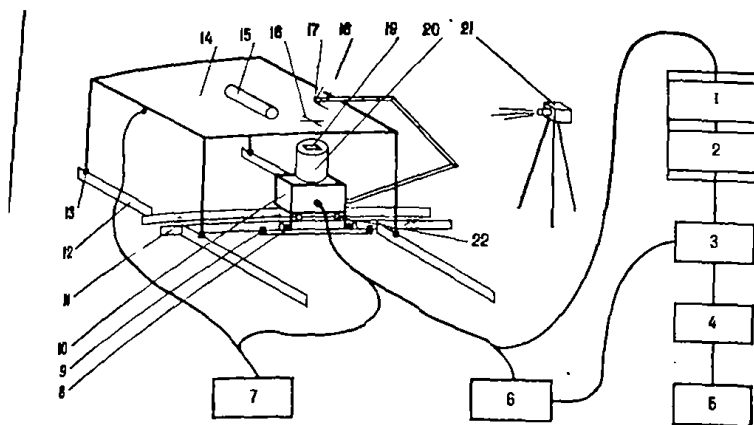


Рис. 10. Схема конструкции радиоизотопной установки

Законы прохождения широкого пучка гамма-излучения математически строго не сформулированы, поэтому в ходе физических экспериментов была найдена эмпирическая зависимость * между поверхностной плотностью исследуемого материала (ρ_s) и регистрируемыми величинами плотности потока широкого пучка гамма-излучения (Φ_0, Φ). Кроме того, был проведен ряд экспериментов, связанных с совершенствованием метрологической стороны метода.

2.2.2. Конструкция радиоизотопной установки

Радиоизотопная установка состоит из электромеханической и электронной частей (рис. 10). Электромеханическая часть установки включает: стол (14), каретку (10) и пульт управления (7). На четырех ножках стола (13) укреплены двигатели РД-9. Оси их лежат на рельсах (12). Каретка сделана из дюралевых швеллеров в виде колодца, с детектором внутри. Снизу к каретке прикреплены еще четыре двигателя РД-9. На их осях закреплены катки. Каретка установлена тоже на рельсы (11), которые обеспечивают ей перемещение в направлении, перпендикулярном направлению движения стола. На полу рядом с кареткой установлены ограничители ее хода (9). К корпусам двигателей каретки прикреплены четыре переключателя. Одна пара их обеспечивает возвратно-поступательное движение каретки, другая — включает мультивибратор и кнопку перфоратора —

$$\rho_s = \frac{b}{V_m} (1 + a_1 + a_2 b + a_3 b^2); \quad b = \ln \Phi_0 - \ln \Phi,$$

где a_1, a_2, a_3 эмпирические коэффициенты. Выведенные закономерности подробнее описаны в работе В. И. Селуянова, 1978.

«прогон перфоленты». К каретке прикреплен также легкая штанга (18), состоящая из трех стержней, шарнирно закрепленных. На конце ее крепится капсула (17) с источником излучения и два узких зеркала (40×5 мм). Зеркала укреплены так, что при проекции на них света вдоль последнего (горизонтального) звена штанги отражение образует световой перекрест (16).

Электронная часть установки включает: детектор, расположенный внутри каретки (на схеме видно коллимированное отверстие над ним) (19), анализатор (1; 2), пересчетный прибор (3), перфоратор (4), блок управления перфоратором, мультивибратор (6), блок питания. Сцинтилляционный блок детектирования установлен на каретке, имеет кристалл NaI(Tl) с диаметром 150 мм и толщиной 100 мм интегральной конструкции. Используется фотоумножитель ФЭУ-49Б. Энергетическое разрешение по гамма-линии цезия-137 не более 12%.

Импульсы, поступающие с детектора, усиливаются в анализаторе $VA - V - 100$ и считаются в пересчетном приборе $VA - G - 120$. Подсчетанные за заданное время импульсы кодируются в блоке управления перфоратора и наносятся на перфоленту.

2.2.3. Принцип работы установки

При включении двигателей стола он начинает двигаться по рельсам. При включении двигателей каретки она начинает перемещаться значительно быстрее стола и после каждого касания ограничителей хода переключателями меняет направление движения. В результате одновременного движения стола и каретки пучок гамма-излучения сканирует поверхность стола по зигзагообразной траектории. Время регистрации интенсивности пучка задается пересчетным прибором. После каждой очередной регистрации закодированное число импульсов, поступивших с анализаторов, наносится на перфоленту. Перфорирование прекращается в те моменты, когда переключатели на каретке касаются ограничителей хода. Тогда один из них замыкает цепь питания мультивибратора и через реле — кнопку перфоратора «прогон ленты»; другой — изменяет направление движения каретки. Мультивибратор запирает вход пересчетного прибора, а в это время благодаря прогону перфоленты отделяется один массив информации от последующих. После прекращения контакта переключателей каретки с ограничителями хода перфорирование информации продолжается.

2.2.4. Сегментирование испытуемого

У испытуемых в ходе эксперимента определяются МИХ 10 сегментов (рис. 11), причем сканируются отдельно стопа, рука и все тело (исключая руки и стопы). По мере сканирования регистрируются координаты антропометрических точек, которые являются указателем границ сегментов — местами прохождения плоскостей, отделяющих один сегмент от другого (табл. 5).

Выбор способа сегментирования был обусловлен в основном требованиями биомеханики: начало и конец сегмента должны касаться оси вращения в суставе, а масса

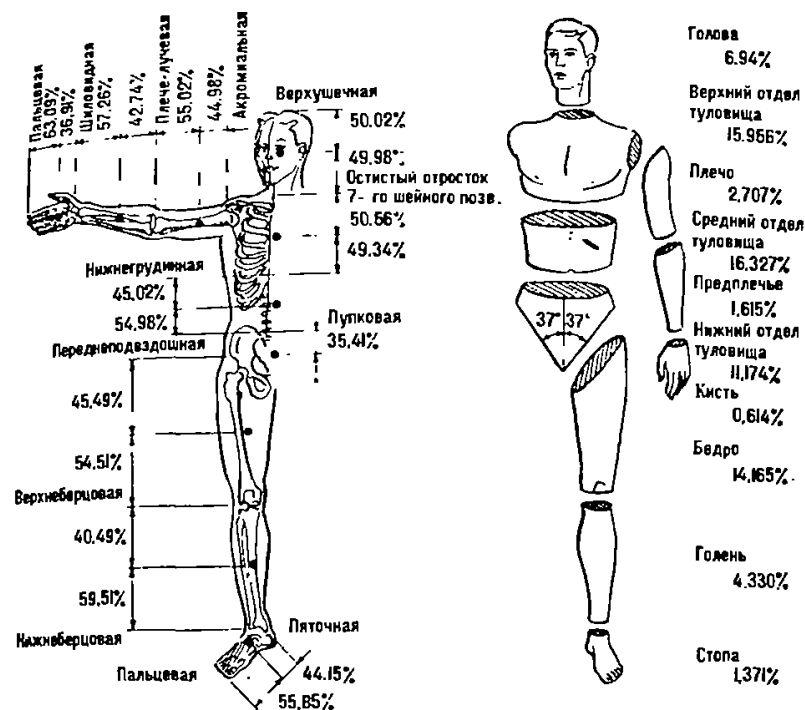


Рис. 11. Способ сегментирования тела человека. Обозначены антропометрические точки, определяющие границы сегментов (слева). Приведены также координаты положений центров масс сегментов на их продольных осях (в % к длинам сегментов, слева) и относительные веса сегментов (справа). Выборка 100 мужчин

сегмента в процессе выполнения физических упражнений должна быть постоянна. В то же время предложенный способ опирается на исторически сложившийся метод расчленения трупов, что дает возможность сравнивать получаемые данные с результатами других авторов. Наиболее существенное отличие этого способа от других состоит в отделении бедра от туловища плоскостью, проходящей через переднюю подвздошную ось под углом 37° к сагиттальной плоскости тела. Анализ рентгенограмм показал, что эта плоскость проходит через головку бедра или непосредственно около нее.

2.2.5. Точность радиозотопного метода

Программа для обработки исходной информации написана на языке «Бэйсик» для ЭВМ «Ванг-2200». Данные о МИХ сегментов тела выдаются в распечатанном ви-

Таблица 5

Сегменты и антропометрические точки, указывающие границы сегментов

Сегмент	Точки границ сегментов		Методические указания
	проксимальной	дистальной	
Голова	Верхушечная	Остистый отросток седьмого шейного позвонка	Плоскости поперечные Руки отведены в сторону и «отсекаются» по акромияльным точкам сагиттальными плоскостями
Верхний отдел туловища	Остистый отросток седьмого шейного позвонка	Нижнегрудинная	
Средний отдел туловища	Нижне-грудинная	Пупочная	
Нижний отдел туловища	Пупочная	Бедр «отсекаются» от туловища плоскостями, проходящими через передне-подвздошные точки под углом 37° к сагиттальной плоскости	
Бедро	Передне-подвздошная (плоскость проходит под углом 37° к сагиттальной плоскости)	Верхняя большеберцовая	
Голеиь	Верхняя большеберцовая	Нижняя большеберцовая	
Стопа	Нижняя большеберцовая		
Плечо	Акромияльная	Плече-лучевая Шиловидная Пальцевая	
Предплечье	Плече-лучевая		
Кисть	Шиловидная		

Примечание. На туловище выбор проксимального и дистального концов сегментов был обусловлен ходом сканирования испытуемого.

де или в виде графиков, например распределения массы вдоль сегмента.

Факторы, влияющие на точность работы установки, можно разделить на 3 группы:

- 1) погрешности в работе электронной аппаратуры;
- 2) ошибки, связанные с предположениями, используемыми в алгоритме программы, и статистическими процессами гамма-излучений;
- 3) ошибки в определении границ сегментов.

При наличии большого числа случайных факторов, которые могут приводить к ошибкам измерения, наиболее простой и надежный способ определения ошибки метода — экспериментальный. В связи с этим был проведен ряд экспериментов (В. Н. Селуянов, 1978).

Первая серия их была выполнена на фантомах: пластмассовых цилиндрах, заполненных водой. Погрешность регистрации массы была не более 2%, вертикального и горизонтального моментов инерции — не более 3%, продольного момента инерции — не более 5%.

Результаты второй серии экспериментов (на людях) позволили оценить ошибку воспроизводимости данных. В наихудшем случае (для узких и тонких сегментов, в частности для кисти) эта ошибка при измерении массы составила 3,6%, положения центра тяжести — 3,75%, отношения радиусов инерции к длине до 3,68%. Точность измерения на больших сегментах значительно выше (например, масса бедра определяется с точностью выше 1%). Наименее точно определяются моменты инерции относительно продольной оси сегментов.

2.2.6. Эксперименты

В экспериментах приняли участие 115 испытуемых* (100 мужчин и 15 женщин). В мужскую группу входили: 56 студентов института физической культуры, специализирующихся в конькобежном спорте, легкой атлетике (спринт), футболе, боксе, академической гребле; 26 студентов технического вуза (неспортсменов); 18 научных работников (неспортсменов). Все женщины были квалифицированными спортсменками (9 специализирующихся в плавании и 6 фехтовальщиц). Отбор испытуемых был случайным и неповторным. Проводилась тщательная проверка репрезентативности выборки и нормальности распределения признаков. Основную выборку испытуемых (100 человек) можно считать репрезентативной —

* Анатомо-морфологические данные приведены в Приложении.

представляющей студентов страны по длиннотным и широтным признакам.

По степени физического развития (по Э. Г. Мартирову, 1975) все испытуемые существенно превосходили студентов-неспортсменов, и в этом смысле выборка не-презентативна (вес больше на 3—5 кг, количество мышечной массы — на 4 кг). Уравнения множественной регрессии для вычисления масс-инерционных характеристик, найденные по данным такой выборки, должны давать прогностические оценки для большинства здоровых молодых людей в возрасте от 19 до 35 лет с уровнем физического развития выше среднего и величиной жировоголожения, не превышающей $11,4 \pm 4,1\%$, или $8,5 \pm 3,46$ кг.

Женщины, участвовавшие в эксперименте, обладали отличным физическим развитием, и поэтому данные о МИХ, полученные в этой группе испытуемых, следует использовать осмотрительно, только в тех случаях, когда испытуемые имеют аналогичное физическое развитие. Наличие в выборке испытуемых с большими различиями по антропометрическим признакам позволяет считать, что разработанные регрессионные уравнения будут давать удовлетворительную оценку МИХ по тотальным антропометрическим признакам тела человека.

2.3. ДАННЫЕ О ГЕОМЕТРИИ МАСС ТЕЛА

2.3.1. Положение общего центра масс

Сводка литературных данных представлена в табл. 6, а результаты собственных исследований в табл. 7. К основным факторам, влияющим на локализацию ОЦМ, относятся:

а) пол — в среднем относительная высота центров масс у женщин на 0,5—2% ниже, чем у мужчин;

б) возраст — в первые годы жизни у ребенка относительная высота центра масс значительно выше, чем у взрослых (до 10—15%), к пяти годам она достигает величины, сравнимых с высотой у взрослых, далее до старческого возраста положение центра масс остается неизменным и только возрастная инволюция приводит к смещению положения центра масс;

в) спортивная специализация — у спортсменов со значительной гипертрофией мышц нижних конечностей

Таблица 6

Положение поперечной плоскости центра масс тела человека

Автор	Выборка	Год	см*	о/оо	Анатомический ориентир
Мужчины					
Borelli	—	1680	—	—	Между ягодицами и лобком
Weber	—	1836	—	568	Выше мыса крестца на 8,7 мм
Harlles	3	1860	—	573—580	У верхнего края второго крестцового позвонка
Basler	—	1932	82,7—102,6	—	—
М. Ивановичский	650	1965	—	545—580	От первого до пятого крестцового позвонка
Н. Бернштейн	—	1926	—	—	На 4,5 см выше оси тазобедренного сустава
А. Дамир	—	1944	—	572	—
В. Буцак	—	1941	—	580—610	—
Г. Козырев	300	1962	95±0,32	571±1,27	От четвертого поясничного до пятого крестцового позвонка
Santschi et al.	66	1963	97,5±0,4	—	—
Г. Болонкин	30	1973	89,8—105,5	579,5	—
»	50	1974	98±0,4	—	—
Женщины					
Harless	3	1857	—	550—563	У верхнего края второго крестцового позвонка
А. Дамир	—	1944	—	564	—
Г. Козырев	125	1962	87,5±0,31	559±1,06	От пятого поясничного до первого копчикового позвонка
Л. Райцница велоспорт	47	1976	91,6±0,6	554±1,5	1—2-й крестцовые позвонки
плавание	90		94,8±0,5	561±0,9	5-й поясничный — 1-й крестцовый позвонки
теннис	80		92,5±0,7	557±1,6	1-й крестцовый позвонок

* Со знаком ± приведены ошибки средней.

Таблица 7

Положение центра масс тела спортсменов и неспортсменов

Испытуемые	Выборка	Высота положения центра масс				Различия в положении ОЦМ в сравнении с неспортсменами, о/оо
		см		о/оо		
		\bar{x}	σ	\bar{x}	σ	
Неспортсмены-I	26	99,04	4,1	565,4	11,3	—
Неспортсмены-II	18	100,3	3,9	568,9	5,6	+3,5
Конькобежцы	12	99,4	1,4	558,6	8,6	-6,8
Футболисты	16	99,3	3,7	560,7	9,2	-4,7
Спринтеры л/а	10	98,6	3,1	560,1	3,0	-5,3
Боксеры	12	97,9	3,7	566,9	5,9	+1,5
Гребцы (академ.)	6	104,6	2,6	569,0	8,1	+3,6
Вся выборка	100	99,50	3,7	564,4	9,3	-1,0

(конькобежцев, футболистов) положение центра масс ниже (см. табл. 7);

г) конституция — различия между испытуемыми различной конституцией значительны (Г. С. Козырев, 1962).

Уравнение множественной регрессии, наиболее точно оценивающее абсолютное положение ОЦМ у мужчин, имеет вид: $y = 11,066 + 0,675 x_1 - 0,173 x_2 - 0,289 x_3$, где y — высота положения центра тяжести от подошвенной поверхности стопы (в см), x_1 — длина тела, x_2 — обхват голени, x_3 — длина корпуса. (Коэффициент множественной корреляции 0,94. Стандартная ошибка оценки функции 1,25 см. Число вариантов по каждому признаку 100.)

Судя по коэффициенту множественной корреляции, это уравнение учитывает 88,8% общей дисперсии изменчивости положения центра масс тела человека (коэффициент детерминации 0,8886).

Для вычисления относительного положения ОЦМ было определено уравнение регрессии, в котором аргументами являются отношение массы туловища к массе тела (x_1) и отношение среднегрудного переднезаднего диаметра к тазогребневому (x_2). Уравнение имеет вид: $y = 52,11 + 10,308 x_1 + 0,949 x_2$. Коэффициент множественной корреляции 0,95. Стандартная ошибка оценки функции 19,5%. Коэффициент детерминации 0,907. Сле-

довательно, более 90% изменчивости признака приходится в этом уравнении и только 10% приходится на долю неучтенных факторов.

Наиболее прогностичное уравнение множественной регрессии ($\bar{R}=0,937$; $\bar{\sigma}=1,5$) для определения высоты положения ОЦМ (y , см) у женщин-спортсменок (смешанная группа велосипедисток, теннисисток и пловчих высокой квалификации, $n=217$), полученное Л. П. Райцной (1976), включает в качестве независимых переменных данные о длине ноги (x_1 , см), длине тела в положении лежа (x_2 , см) и ширине таза (x_3 , см):

$$y = -4,667 + 0,289x_1 + 0,383x_2 + 0,301x_3. \quad (2.2)$$

Уравнение регрессии для определения длины тела в положении лежа ($R=0,973$, $\bar{\sigma}=1,33$):

$$y = -7,445 + 1,059x \quad (2.3)$$

где x — длина тела в положении стоя (см).

Многие исследователи предполагали, что между положением ОЦМ у человека в положении лежа и стоя должна быть разница, связанная с перемещением внутренних органов, мышечных масс, перераспределением крови. Г. С. Болонкин и др. (1973) нашли, применив методику с изменяющимся наклоном доски, что такая разница равна приблизительно 4% от длины тела. В то же время Page (1974), сравнивая свои данные (длина тела, высота ОЦМ) с результатами Santschi et al. (1963), не нашел такой разницы. Эти исследователи с помощью физического маятника определили локализацию центра масс у человека в положении стоя и еще в семи позах. Метод заключался в следующем: испытуемого закрепляли на больших качелях, затем ему задавали колебания с амплитудой $\pm 1^\circ$. После вычисления периода колебаний длину качелей изменяли и эксперимент повторялся. Знание периодов колебаний при разной длине маятника позволяет решить систему уравнений с двумя неизвестными: моментом инерции тела относительно центра масс и расстоянием от оси вращения до центра масс. Точность метода составила 0,5% (испытуемыми были 66 летчиков). Page сопоставил выборки испытуемых (свою и Santschi et al.) по длине тела и положению центра масс и не нашел достоверной разницы между ними. Так как он сам измерял высоту положения поперечной плоскости в положении лежа, то сделал вывод, что изменение высоты центра

сти при изменении позы (стоя или лежа) не может быть более 1%.

Относительное положение сагиттальной и фронтальной плоскостей неопределенно, и они не несут достаточной информации о геометрии масс тела. Отмечают лишь, что правая часть тела бывает обычно несколько тяжелее левой.

2.3.2. Моменты инерции тела

Моменты инерции тела, естественно, изменяются при изменении позы и, кроме того, могут быть рассчитаны на основе известных данных о геометрии масс отдельных сегментов тела. Поэтому их экспериментальное определение проводилось не столь часто. Результаты, полученные разными исследователями, близки друг к другу (табл. 8). Наиболее полные измерения проводились Santschi et al. (1963).

Исследования О. А. Ромадановского (1972), Г. С. Болонкина и др. (1973) дали авторам возможность вывести уравнение регрессии, позволяющее оценивать с точностью $\pm 6\%$ момент инерции относительно оси вращения, касающейся подошвенной поверхности стоп:

$$y = 0,043 \cdot G \cdot l^2, \quad (2.4)$$

где G — значение веса испытуемого, l — длина тела.

Основными факторами, влияющими на моменты инерции тела человека, как следует из совпадающих результатов работ Г. С. Болонкина и Santschi et al., являются вес и длина тела.

Таблица 8

Моменты инерции относительно ОЦМ (кг·см·с ²)	Исследователи			
	В. Н. Тихонов, 1973		Hochmuth, 1967	Santschi et al., 1963
	мужчины 22	женщины 11	мужчины	мужчины 66
Фронтальная ось	99,08 ± 13,0	97,0 ± 10,5	107—130	94 ± 17,0
Сагиттальная ось	101,8 ± 25,8	100,1 ± 13,0	100—120	105 ± 18,3
Продольная ось	20,7 ± 3,0	16,1 ± 2,6	10—12	10—22

2.3.3. Веса (массы) сегментов тела

Расчет относительных значений веса сегментов тела (в % к весу тела в целом) используется в биомеханике, начиная с работ Hargless (1860) и Graupe, Fischer (1889). Сводные данные приведены в табл. 9 (мужчины) и 10 (женщины).

Различия по показателям массы бедра (графа «Собственные данные») связаны с особенностями сегментации тела испытуемого (см. 2.2.4).

Несмотря на всю популярность использования в биомеханических расчетах данных об относительных весах сегментов (или, как иначе говорят, весовых коэффициентов), этот показатель нельзя считать достаточно точным (особенно при работе с испытуемыми крайних тотальных размеров тела). Это является следствием того, что взаимосвязь между весом сегмента и весом тела не может быть выражена регрессионным уравнением вида: $y = a \cdot x$, где a — относительный вес сегмента ($a = y/x = \text{вес сегмента} / \text{вес тела}$). Даже в простейшем случае эта связь имеет вид: $y = a_0 + a_1 x$. Доказательством могут служить уравнения регрессии, приведенные в табл. 11. Ни в одном случае свободный член уравнения не был равен нулю.

Анализ таблиц и корреляционных полей позволяет сделать вывод: взаимосвязь между массой сегментов и массой тела в большинстве случаев линейная; по всем сегментам корреляционное отношение почти не отличается от коэффициента корреляции. Имеется лишь некоторая тенденция к нелинейности взаимосвязи между массой среднего отдела туловища и массой тела. Эта тенденция может возрасти с включением в выборку испытуемых, у которых масса тела будет увеличиваться преимущественно за счет увеличения массы среднего отдела туловища, т. е. испытуемых со значительным жиротложением в области живота.

Весовые коэффициенты, видимо, можно использовать, когда вес и длина тела испытуемого близки к средним арифметическим показателям нашей выборки (табл. 12). В случае же значительного отклонения от них в ту или иную сторону использование весовых коэффициентов будет приводить к существенным ошибкам. Это связано с тем, что ни одна линия регрессии уравнений, приведенных в табл. 11, не проходит через начало координат, по-

Относительная масса сегментов тела у мужчин

Сегменты	Исследователи								
	Harless, 1860 (2)*	Braune, Fischer 1889 (3)	Fischer, 1906 (1)	Dempster, 1955 в (8)	Clauser et al., 1969 (13)	Н. А. Берн- штейн, 1947 (76)	Matsui 1958 (1)	Plagen- hoef, 1971(35)	Собственные данные (100) $\bar{x} \pm \sigma$
	Характер исследования						на живых людях		
	На трупах (сечение трупов)						взвешива- ние	математи- чesk. моделиров.	погруже- ние в воду
Голова	7,6	7,0	8,8	8,1	7,9		7,8		6,940±0,707
Туловище	45,6	46,1	45,2	49,7	50,7	52,95	47,9	55,4	43,457±1,569
Плечо	3,3	3,3	2,8	2,8	2,6	2,65	2,7	3,3	2,707±0,243
Предплечье	1,7	2,1	2,0	1,6	1,6	1,82	1,5	1,9	1,625±0,140
Кисть	0,84	0,8	0,8	0,6	0,7	0,7	0,9	0,65	0,614±0,083
Бедро	11,9	10,7	11,0	9,9	10,3	12,2	10,1	10,5	14,165±0,998
Голень	4,4	4,8	4,5	4,6	4,3	4,65	5,4	4,5	4,33±0,305
Стопа	2,0	1,8	2,1	1,4	1,5	1,46	1,9	1,45	1,371±0,155

* В скобках — количество испытуемых.

Относительная масса сегментов тела у женщин

Сегменты	Исследователи						
	Н. А. Бернштейн, 1947 (76)*	Kjeldsen, 1972			Matsui, 1958 (1)	Собственные данные	
	взвешивание	метод водного погружения			антропометрический	радиоизотопный метод	
		студентки (76)	танцовщицы (7)	гимнастки (6)		пловчихи (9)	фехтовальщицы (6)
Кисти	1,1	1,0	1,0	1,03	1,0	1,0	1,1
Предплечья	3,64	3,1	2,9	3,21	2,6	2,8	3,1
Плечи	5,20	6,0	5,8	5,49	5,2	5,6	6,5
Стопы	2,58	2,4	2,7	2,48	3,0	2,8	2,4
Голени	9,68	10,5	11,0	10,98	10,8	9,6	9,6
Бедра	25,63	23,0	24,3	16,52	22,4	29,4	31,0
Туловище, шея и голова	—	54,0	52,3	60,24	55,0	48,8	46,3

* В скобках — количество испытуемых.

Таблица

Регрессионные уравнения для вычисления массы (y) отдельных сегментов по массе тела человека (x)

Сегмент	Регрессионное уравнение	R	η	Стандартная ошибка оценки функции
Стопа	$y = 0,259 + 0,01 x$	0,66	0,66	0,107
	$y = 0,0001 x^2 + 0,0292 x - 0,44$	0,85		0,107
Голень	$y = 0,141 + 0,041 x$	—	—	—
Бедро	$y = -0,799 + 0,153 x$	0,89	0,89	0,717
	$y = -0,0019 x^2 + 0,447x - 11,56$	—		0,693
Кисть	$y = 0,109 + 0,0046 x$	0,58	—	0,060
Предплечье	$y = 0,165 + 0,0139 x$	0,78	—	0,102
Плечо	$y = -0,142 + 0,029 x$	0,83	0,84	0,178
	$y = 0,0003 x^2 + 0,0786x - 1,96$	—		0,175
Голова	$y = 3,243 + 0,024 x$	0,57	0,57	0,327
	$y = 0,0002 x^2 + 0,0547 x + 2,13$	—		0,327
Верхний отдел туловища	$y = -0,078 + 0,161 x$	0,78	0,78	1,176
	$y = 0,0004 x^2 + 0,0871x + 2,614$	—		1,175
Средний отдел туловища	$y = -2,222 + 0,194 x$	0,81	0,83	1,268
	$y = 0,0031 x^2 - 0,2811x + 15,8$	—		1,233
Нижний отдел туловища	$y = -0,348 + 0,117 x$	0,71	0,72	1,051
	$y = 0,0013 x^2 - 0,0831 x + 6,96$	—		1,047

Примечание. В случаях, когда параболические уравнения пропущены, линейные уравнения оценивали массу сегментов не хуже параболических.

этому при отклонении веса тела от среднего значения весовой коэффициент будет оценивать массу сегментов с систематической ошибкой.

Для определения значений веса сегментов можно воспользоваться уравнением регрессии из табл. II, а также более точными уравнениями, в которых аргументами служат вес и длина тела (приложение, табл. II, III) либо наиболее прогностические антропометрические признаки (приложение, табл. VI).

Таблица 12

Средние величины масс-инерционных характеристик сегментов тела человека (100 мужчин)

Сегмент	<i>m</i> кг	ЦМ%	<i>m</i> %	K_1	K_2	K_3
	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$
Стопа	0,997	55,85	1,371	25,7	24,5	12,4
	0,141	3,65	0,155	0,95	0,80	1,24
Голень	3,160	40,47	4,330	28,1	27,5	11,4
	0,439	2,81	0,305	0,63	0,61	1,96
Бедро	10,360	45,49	14,165	26,7	26,7	12,1
	1,568	1,94	0,998	0,99	0,99	0,93
Кисть	0,447	63,09	0,614	28,5	23,3	18,2
	0,072	4,85	0,083	2,16	1,71	2,30
Предплечье	1,177	57,26	1,625	29,5	28,4	13,0
	0,161	3,26	0,140	0,86	0,65	1,51
Плечо	1,980	55,02	2,707	32,8	31,0	18,2
	0,319	4,19	0,243	1,61	1,245	3,27
Голова	5,018	50,02	6,940	30,3	31,5	26,1
	0,393	2,23	0,707	1,29	1,34	2,10
Верхний отдел туловища	11,654	50,66	15,956	50,5	31,99	46,5
	1,873	2,24	1,529	3,74	1,71	4,64
Средний отдел туловища	11,953	45,02	16,327	48,2	38,3	46,8
	2,176	2,12	1,725	4,24	2,43	5,60
Нижний отдел туловища	8,164	35,41	11,174	35,6	31,9	34,0
	1,492	3,01	1,428	2,05	2,37	3,00

Примечание.

m кг — масса, кг

ЦМ% — положение центра масс на продольной оси сегмента, %;

m % — отношение массы сегмента к массе тела, %; K_1 — отношение радиуса инерции относительно сагиттальной оси сегмента к его длине, %; K_2 — отношение радиуса инерции относительно фронтальной оси сегмента к его длине, %; K_3 — отношение радиуса инерции относительно продольной оси сегмента к его длине, %; σ — средняя квадратическая ошибка признака.

2.3.4. Положение центров масс сегментов тела

Сводные данные о положении центров масс сегментов на их продольных осях приведены в табл. 13. На рис. 11 были показаны антропометрические точки, от которых отсчитывались расстояния до центров масс (по радиона-

топному методу). Уравнения регрессии для приблизительной оценки положения центров масс приведены в табл. II, III приложения.

При биомеханическом анализе движений обычно предполагается, что положения центров масс сегментов конечностей являются постоянными (это соответствует допущению, что перераспределение массы, вызванное перемещением крови и лимфы, а также смещением мышц вдоль продольной оси сегмента, незначительно).

Таблица 13

Относительное положение центров масс сегментов тела человека, %

Сегменты	Мужчины								Собственные данные (100)
	Исследователи								
	Harless, 1860 (1)*	Fischer, 1906 (1)	Braune, Fischer, 1899 (3)	Dempster, 1955 в (6)	Clauser et al., 1969 (13)	H. A. Берштейн, 1947 (76)	Matsui, 1958 (2)	Piarenhoef, 1971 (35)	
Голова	36	37	—	43	47	37	—	—	50,0±2,2
Туловище	50	43	39	—	38	—	52	34	44,5±1,62
Бедро	43	47	44	43	37	39	42	43	45,5±2,0
Голень	44	36	42	43	37	41	41	—	40,5±2,8
Стопа	44	46	43	43	45	—	50	—	44,1±3,6
Плечо	43	49	47	44	51	46	46	43	45,0±4,2
Предплечье	42	44	42	43	39	41	41	43	42,7±3,2
Кисть	36	47	—	51	48	—	50	—	37,0±4,8

Сегменты	Женщины				
	Исследователи			Собственные данные	
	H. A. Берштейн, 1947 (76)	Matsui, 1958 (1)	Kjeldsen, 1972 (76)	пловчихи (9)	фехтовальщицы (6)
Голова	63	45	50	51,6±6,0	55,6±3,0
Туловище	—	52	57	45,0±5,0	45,4±4,0
Бедро	40	42	43	46,1±2,0	47,4±3,0
Голець	42	42	42	40,3±3,0	39,6±2,0
Стопа	—	50	50	40,1±6,0	44,6±4,0
Плечо	48	46	46	44,0±2,0	45,0±2,0
Предплечье	42	42	43	42,6±1,0	43,0±2,0
Кисть	—	50	46	35,0±3,0	37,9±2,0

* В скобках — количество испытуемых.

Для анализа движений туловища подобное допущение во многих случаях может привести к существенным ошибкам. Поэтому Parks (1959) сделал детальное исследование туловища. Он рассек его через каждый дюйм (2,54 см), определяя для каждого сегмента массу и положение центра масс (рис. 12). Это дает возможность исследователям отчасти избежать ошибки в процессе определения положения центра масс туловища при его сгибании и разгибании, во время выполнения сложных физических упражнений.

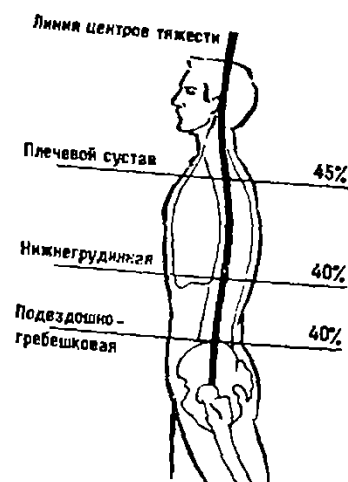


Рис. 12. Расположение центров тяжести сечений туловища (линия вдоль середины тела), по Parks (1959). В процентах указано положение центра тяжести среза по отношению к его передне-заднему диаметру

Таблица 14
Отношение радиуса инерции к длине сегмента, % (мужчины)

Сегмент	Fisher, 1906 (1)*		Dempster, 1955 в (8)		Contini, 1970 (42)	Собственные данные (100)
	К ₀ правый	К ₀ левый	К проксим.	К дистальн.	К ₀	К ₀
Вся верхняя конечность	30	31	645	596	25,0 ± 0,79	
Плечо	29	31	542	645	27,2 ± 4,85	32,8 ± 1,6
Предплечье					29,2 ± 1,23	29,5 ± 0,9
Кисть			587	577	26,7 ± 0,67	28,5 ± 2,2
Предплечье с кистью	29	32	827	565		
Вся нижняя конечность	32	32	560	650	29,6 ± 0,73	
Бедро	31	31	540	653	28,1 ± 0,74	26,7 ± 1,0
Голень	24	26	528	643	28,1 ± 0,74	28,1 ± 0,6
Стопа			690	690		25,7 ± 1,0
Голень со стопой	33	35	735	572	33,4 ± 0,66	

* В скобках — количество испытуемых.
Примечание. К₀ — отношение радиуса инерции относительно центра масс к длине сегмента;
К проксим. — отношение радиуса инерции относительно поперечной оси вращения проксимального сустава к длине сегмента;
К дистальн. — отношение радиуса инерции относительно поперечной оси вращения дистального сустава к длине сегмента.

2.3.5. Моменты и радиусы инерции сегментов тела

В табл. 12 и 14 приведены данные о моментах и радиусах инерции, заимствованные из литературных источников и полученные в наших исследованиях. Следует отметить, что только радиоизотопный метод позволил получить данные о моментах инерции относительно трех ортогональных осей (причем на сравнительно большой выборке испытуемых). Соответствующие уравнения регрессии для оценки инерционных характеристик сегментов по внешним антропометрическим признакам приведены в табл. 5 приложения.

Глава 3

БИОМЕХАНИКА СУХОЖИЛЬНО-СВЯЗОЧНОГО АППАРАТА

Функции связок и сухожилий заключаются в укреплении суставов и передаче костным рычагам усилий мышечной тяги. Для спортивной биомеханики изучение механических свойств связок и сухожилий интересно с двух точек зрения: во-первых, для понимания причин и предупреждения травматизма и, во-вторых, для оценки величин потенциальной энергии упругой деформации, которая может накапливаться при растягивании сухожилий в условиях естественных движений (и затем переходить в кинетическую энергию движения) *. Что касается травматизма, то у представителей спортивных игр травмы сухожилий и связок составляют 66% от общего числа заболеваний, у гимнастов — 36%, у легкоатлетов — 14—16%, у конькобежцев — 10%, у лыжников — 8% (Д. Ф. Дешин и др., 1965).

Ранее считалось общепринятым, что соединительные ткани (к которым относятся сухожилия и связки) состоят

* По данным Alexander, Bennet-Clark (1977), в сухожилиях человека (в частности, ахилловом) может накапливаться значительная потенциальная энергия упругой деформации (больше, например, чем в икропояжной мышце) (см. табл. 23).

из биохимически инертных веществ. К настоящему времени стало очевидным, что в них протекают активные процессы жизнедеятельности. Подобно другим тканям они способны к адаптации, изменяя свою структуру при изменении внешних воздействий (см. обзор Butler et al., 1978).

Механические свойства сухожилий и связок довольно сложны. Многочисленные попытки построить их строгую механико-математическую теорию пока не увенчались успехом: различия между рассчитанными по модели и экспериментальными показателями оказываются довольно большими (Butler et al., 1978).

При изучении механических свойств связок и сухожилий определяют: предельные прочность и удлинение (растяжимость), жесткость (модуль Юнга), релаксацию, ползучесть, гистерезис и некоторые другие показатели (А. С. Аруин, В. М. Зациорский, 1981).

3.1. РЕАКЦИЯ СВЯЗОК И СУХОЖИЛИЙ В ОТВЕТ НА РАСТЯГИВАНИЕ

При растягивании препаратов кость — связка — кость регистрируется типичная картина (рис. 13). Кривая сила — время (так как скорость растягивания постоянна, то время пропорционально удлинению) может быть разбита на четыре зоны (Diamant et al., 1972; Shah et al., 1977; Kennedy et al., 1976).

Первая зона характеризуется относительно медленным нарастанием напряжения. Есть предположение, что волокна коллагена (из которого преимущественно состоят сухожилия) вначале находятся в гофрированном состоянии. При растягивании происходит их распрямление (Stromberg, Wiederhielm, 1969). Эта зона составляет 1,0—4,0% от начальной длины волокна.

Вторая зона начинается с момента появления линейной зависимости между приростом напряжения и удлинением. В это время уменьшается за-

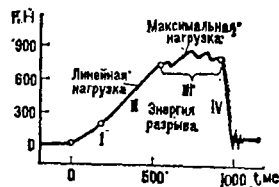


Рис. 13. Зависимость «сила— время» при растягивании препарата (передняя крестообразная связка) со скоростью 0,66% длины в секунду (по Butler et al., 1978)

крутка волокон, их ход приближается к параллели. Зона составляет 2—5% от начальной длины у сухожилий и 20—40% — у связок. Это обусловлено содержанием эластических волокон и, главным образом, организацией волокон внутри связок (Shah et al., 1977). Со второй половины этой зоны в волокнах начинают появляться микроповреждения.

Третья зона начинается с момента первого нарушения линейной зависимости, т. е. с первых серьезных повреждений волокон сухожилия. В этой зоне обычно регистрируется предельная прочность препарата.

Четвертая зона начинается с момента резкого падения напряжения, когда основные структурные элементы препарата разрушены.

Таблица 15

Механические свойства связок и сухожилий (по А. С. Обысову, 1971)

Связки и сухожилия	Максимальная нагрузка (кг)		Относительное удлинение (%)		Предел прочности (кг/мм ²)	
	муж.	жен.	муж.	жен.	муж.	жен.
Связки надколенника	52—239	42—142	113	160	0,41—2,43	0,36—1,4
Боковая большеберцовая	32—88	33—76	113—155	113—138	0,61—4,2	1,1—2,7
Боковая малоберцовая	8—80	9—50	113—155	110—160	0,6—3,1	0,4—2,1
Дельтовидное сухожилие	2—16	1—4	105—166	113	0,02—0,06	0,02—0,06
Дугообразная лобковая	2—8	0,3—2,5	106—145	101—163	0,05—0,49	0,02—0,5
Боковая лучевая	15—52	2,5—42	120—170	114—144	0,12—0,48	0,06—0,04

Предельные значения напряжения и удлинения зависят от геометрических размеров препарата (табл. 15). Чем больше поперечное сечение, тем больше и прочность. Чем связка длиннее, тем большей способностью к растягиванию она обладает. В связи с этим для оценки качества материала используют относительные характеристики: нормальное напряжение $\sigma = F/S$ (Н/мм²), относительное удлинение $\epsilon = \Delta l/l \cdot 100$ (%), модуль Юнга $E = \sigma/\epsilon$ (Н/мм²). В этих формулах: F — предельная растягивающая сила, S — площадь поперечного сечения препарата, Δl — удлинение, l — первоначальная длина препарата.

Однако и эти характеристики у разных связок и сухожилий существенно различаются: так, модуль упругости Юнга варьирует от $9,8 \text{ Н/мм}^2$ до $120,0 \text{ Н/мм}^2$ (табл. 16). Это объясняется многими факторами: структурной организацией волокна, состоянии препарата, его возрастом, условиями исследования (температура, раствор) и т. п. (см. обзор Butler et al., 1978). Степень влияния этих факторов на механические свойства сухожилий и связок требует дополнительных исследований.

3.2. ЗАВИСИМОСТЬ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ СВЯЗОК И СУХОЖИЛИЙ ОТ ВРЕМЕНИ ДЕЙСТВИЯ НАГРУЗКИ

Механические свойства связок и сухожилий существенно зависят от времени действия нагрузки. В частности:

1. С увеличением скорости растягивания образца требуется значительно большая предельная нагрузка (Butler et al., 1978) и энергия разрыва (рис. 14, А, Б).

2. Если растянуть связку (сухожиле) сначала быстро, а затем прекратить растягивание, то напряжение будет быстро нарастать, потом станет убывать, произойдет релаксация* связки (сухожилия), и через некоторое время напряжение стабилизируется. Причем даже при очень медленном растягивании максимальная сила (в первый момент прекращения растягивания) будет больше силы для состояния неизменной длины (рис. 14, А, Б). Между уменьшающимся напряжением и логарифмом времени была найдена линейная зависимость, наклон которой назван константой релаксации (Jenkins, Little, 1974).

3. В начале эксперимента с увеличением силы растягивания линейно изменяется длина препарата, затем, если сила стабилизируется, образец продолжает удлиняться: сначала быстро, затем медленно. Увеличение длины деформируемого препарата с течением времени под действием постоянной приложенной силы назы-

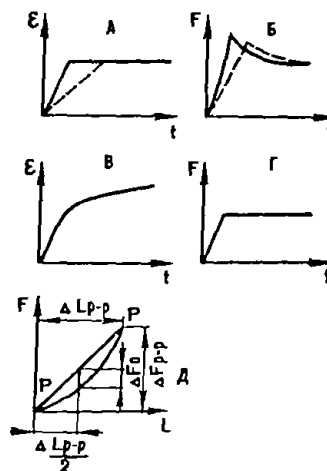


Рис. 14. Кривые релаксации (Б) и ползучести (В) при начальных условиях (А, Г) и кривая Лиссажу, регистрируемая при циклическом воздействии на препарат (Д). По Butler et al., 1978

* Релаксация напряжения — падение напряжения в деформированном препарате с течением времени.

вается ползучестью*. Кривая ползучести (рис. 14, В, 1) кривая релаксации, хорошо описывается логарифмической функцией (Viidik, 1966). Наклон линии в этом случае называется скоростью ползучести.

4. Циклическое воздействие на сухожилия и связки вызывает появление гистерезиса, причем по мере продолжения эксперимента площадь петли гистерезиса уменьшается, что отражает уменьшение рассеяния энергии в тканях (Viidik, 1966). Это значит, что в процессе тренировочного занятия (под влиянием разминки) тепловые потери в сухожилиях уменьшаются (Viidik, 1973).

Т а б л и ц а 16

Модуль упругости сухожилий

Автор, год	Препарат	Донор	Модуль упругости	
			Н/м ² ·10 ⁴	МПа
Harris et al., 1966	Длинный разгибатель пальцев	Человек, трупная ткань	11,77	117,7
»	Глубокий и поверхностный сгибатели пальцев	Человек, трупная ткань	7,85	78,5
Haut et al., 1964	Глубокий и поверхностный сгибатели пальцев	Собака	10,6	106
Walker et al., 1969	Волокна коллагена	Собака	0,98—9,81	9,8—93,1

П р и м е ч а н и е. Модуль упругости (или модуль продольной упругости, модуль Юнга) численно равен нагрузке, которую необходимо приложить к образцу с площадью поперечного сечения 1 м² с тем, чтобы его длина увеличилась вдвое (если бы при этом все время сохранялась линейная зависимость между деформацией и деформирующей силой и не происходило бы разрушения тестируемого образца). В системе СИ один Н/м² равен одному паскалю (Па).

Связки и сухожилия имеют нелинейные свойства (модуль упругости изменяется по мере растягивания препарата), поэтому для оценки параметров материалов предложены два коэффициента (Butler et al., 1978), которые регистрируются по кривой «сила — перемещение» (кривая Лиссажу) (рис. 14, Д):

$$E_E = \frac{l_0 \sqrt{(\Delta F_{p-p})^2 - (\Delta F_0)^2}}{(\Delta l_{p-p}) \cdot s}, \quad (3.1)$$

* Ползучесть сухожилий и связок изучается на сложных установках, снабженных вычислительной техникой, обеспечивающих постоянство напряжения в образце на основе обратных связей.

$$E_v = \frac{(\Delta F_0) l_0}{(\Delta l_{p-p}) \cdot s} \quad (3.2)$$

Эти коэффициенты характеризуют динамический модуль упругости (E_E) и динамический модуль вязкости (E_v).

3.3. ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА СВЯЗОК И СУХОЖИЛИЙ

На механические свойства связок и сухожилий влияют: пол и возраст донора, иммобилизация, содержание гормонов, характер физических упражнений. Исследования показали, что предельная прочность, относительное удлинение и коэффициент упругости связок и сухожилий у доноров разного пола и возраста различны (В. Валуева, 1965; С. Обысов, 1971; Noyes, Grood, 1976). Практически во всех случаях препараты доноров женского пола имеют меньшие показатели. Можно также отметить, что наибольшие изменения механических свойств приходится на пубертатный период. Максимальная прочность сухожилий (в частности, пяточного) достигается к 21—25 годам. Начиная с 16—21 года линейно уменьшается прочность ($\bar{r}=0,86$) и модуль упругости ($\bar{r}=0,71$) связок, но после 50 лет нет достоверной связи между возрастом и механическими характеристиками связок (Noyes, Grood, 1976).

Сухожилия и связки чувствительны к гормональному влиянию (Tipton et al., 1974; Tipton, 1975). Однократное внутрисуставное введение гормонов (кортикостерондов) не ухудшает механических свойств связок, но систематическое введение гормонов может привести к значительному уменьшению функциональных возможностей связочного аппарата (Noyes et al., 1977).

Значительно снижает прочность и упругость связок и сухожилий иммобилизация; нужны месяцы для восстановления их механических свойств (Noyes et al., 1974a, b). И наоборот, все исследования показали, что тренировки увеличивают сопротивление разрыву как связок, так и сухожилий (Viidik, 1967; Zucherman, Stull, 1969; Tipton et al., 1970, 1971; Kiiskinen, Heikinen, 1973).

При исследовании животных была найдена связь между величиной физической активности и прочностью связок и сухожилий (Noyes, Grood et al., 1977; Zucherman, Stull, 1969). Однако причины повышения прочности тканей еще остаются неясными, не обнаружены еще ни моч

фологические, ни биомеханические механизмы, лежащие в основе увеличения предела прочности при растягивании (Tipton et al., 1975; Viidik, 1967; Both, Gould, 1975). В подавляющем большинстве случаев прочность сухожилий более высока, чем прочность их прикрепления к костям. Поэтому при травмах сухожилий они не разрываются, а отрываются от места прикрепления (см. обзор Butler et al., 1978).

В процессе тренировки надо учитывать, что механическая прочность сухожилий и связок увеличивается сравнительно медленно. При форсированном развитии скоростно-силовых качеств может возникнуть несоответствие между возросшими скоростно-силовыми возможностями мышечного аппарата и недостаточной прочностью сухожилий и связок. Это грозит потенциальными травмами. Поэтому во время тренировочных занятий необходимо обращать внимание на укрепление сухожильно-связочного аппарата. Это достигается объемной тренировочной работой невысокой интенсивности. Желательно, чтобы движения выполнялись с максимально возможной для данного сустава амплитудой и во всех направлениях. Например, для голеностопного сустава — не только тыльное и подошвенное сгибание, но также отведение, приведение, круговое движение (см. обзор В. М. Зациорский, 1966).

Глава 4

БИОМЕХАНИКА МЫШЦ

4.1. ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ ИЗОЛИРОВАННЫХ МЫШЦ

Движения человека в существенной мере определяются биомеханикой его скелетных мышц.

4.1.1. Мышца как трехкомпонентная система

По своим биомеханическим свойствам мышцы подобны системам, состоящим из трех элементов:

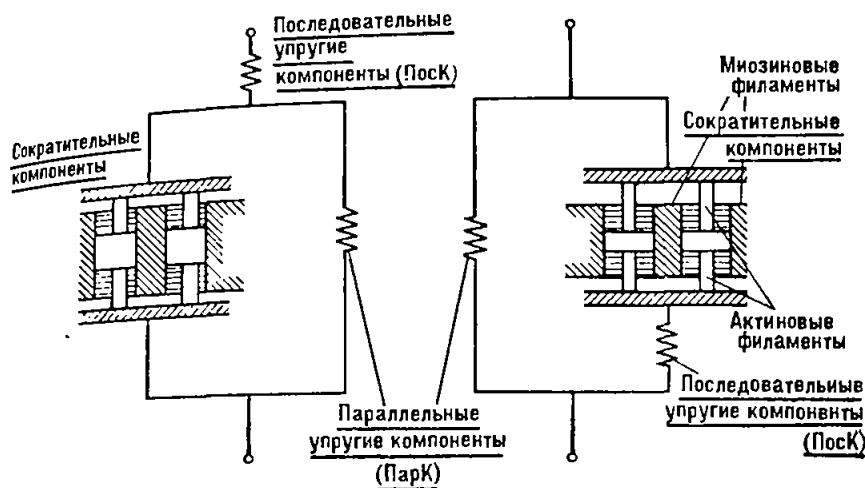


Рис. 15. Мышца как трехкомпонентная система (основные варианты моделей)

а) собственно сократительного (контрактильного) — именно в этом компоненте разворачиваются процессы, приводящие к генерированию сил мышечной тяги и укорочению мышцы; демпфирование в этом компоненте весьма велико;

б) пассивного упругого, соединенного последовательно с контрактильным;

в) пассивного упругого, соединенного параллельно с контрактильным.

Демпфирование в пассивных компонентах мало. Два гипотетических варианта взаимного расположения этих компонентов показаны на рис. 15 (Gasser, Hill, 1924; Hill, 1950a; Wilkie, 1956a, b).

Параллельные упругие элементы определяют зависимость между длиной пассивной мышцы и силой, с которой ее растягивают. Локализация этих элементов достаточно ясна (4.1.2). Что же касается последовательных упругих компонентов, то их локализация окончательно неизвестна.

Представления о мышце как о трехкомпонентной системе являются биомеханической моделью. Они означают лишь то, что в большом числе ситуаций мышца обладает свойствами, которые характерны для систем, показанных на рис. 15, но вовсе не означают, что мышца реально (т. е. материально, вещественно) состоит из этих трех компонентов. Действительное строение мышцы намного

сложнее. Отдельные морфологические элементы, из которых она состоит, могут быть носителями свойств, характерных как для одного компонента мышцы, так и для нескольких ее компонентов.

4.1.2. Зависимость между силой и длиной мышцы

Под силой мышцы (или силой мышечной тяги, или натяжением мышцы) будем понимать силу, регистрируемую на ее конце. В литературе ее часто называют напряжением мышцы. Такое словоупотребление нежелательно, так как в механике «напряжение» — это не сила, а величина силы на единицу площади сечения тела.

4.1.2.1. Зависимость «сила — длина» пассивных мышц

Зависимость между длиной мышцы и силой, прикладываемой для ее растягивания, была впервые исследована Weber в 1846 г. Он показал, что прирост величины груза тем менее удлиняет мышцу, чем более она растянута. Следовательно, покоящаяся мышца не следует закону Гука, согласно которому прирост длины линейно пропорционален нагрузке. После работы Wertheim (1847) долгое время принято было считать (см., например, А. А. Ухтомский, 1927), что кривая «сила — длина» покоящейся мышцы представляет собой гиперболу. Однако Buchthal (1942), Hill (1949), Sten-Knudsen (1953) показали, что в определенном диапазоне длин эта связь лучше всего выражается экспонентой: логарифм натяжения увеличивается линейно при увеличении длины. Sten-Knudsen (1953) попытался интерпретировать кривую длин натяжений как статистический эффект суммации множества кривых отдельных волокон с различными степенями растягивания.

Теоретически рассуждая, за форму кривой сил — натяжений изолированного волокна могут быть ответственны три составляющих: саркоlemma, фибриллярный материал и межфибриллярная жидкость. Однако сопротивление межфибриллярной жидкости растягиванию чрезвычайно мало (Rieser, 1949). Действительная картина выглядит следующим образом: при малых величинах нагрузки саркоlemma остается расслабленной и вся нагрузка падает на фибриллы, при больших величинах нагрузки

сарколемма принимает на себя около половины растягивающего усилия (Casella, 1951; Buchthal, Weiss, 1956). При растягивании целой мышцы основное сопротивление оказывают, видимо, соединительно-тканые образования (Jewell, Wilkie, 1958). Все морфологические образования, создающие сопротивление при растягивании пассивной мышцы, относятся (в рамках описанной выше модели) к параллельному упругому компоненту.

4.1.2.2. Зависимость «сила — длина» последовательных упругих компонентов

Эта зависимость нелинейна и может быть описана экспонентой (Hill, 1950, 1953; MacPherson, 1953; Wilkie, 1954; Reichel, 1952). Sandow (1958) предложил следующее уравнение для описания зависимости между длиной последовательных упругих компонентов и прикладываемой к ним силой:

$$F = a(e^{\Delta l/q} - 1), \quad (4.1)$$

где Δl — изменение длины (мм), F — нормированное (т. е. приведенное к $F_0=1$) натяжение, a и q — константы.

4.1.2.3. Зависимость «сила — длина» активных мышц

Первое исследование на эту тему относится еще к XVII веку и принадлежит одному из создателей биомеханики — Borelli (1680). Он измерял силу сгибателей коленного сустава и нашел, что при разогнутом положении в суставе (точный угол не указан) она была равна 51 фунту, а при согнутом — лишь 21 фунту.

Зависимость между длиной и силой активных мышц изучалась многими (обзоры, Blix, 1895a; Ernst, 1958; Л. М. Райцин, 1972). Основные факты сводятся к следующему.

Сила тяги мышцы равна сумме сил, которые проявляют: а) контрактильный компонент мышцы и б) ее параллельный упругий компонент.

Что касается параллельного упругого компонента, то сила его тяги проявляется лишь при достаточно большой длине мышцы и возрастает так, как это было описано в разделе о зависимости «сила — длина» пассивных мышц (кривая 2 на рис. 16). Длина, которую принимает пас-

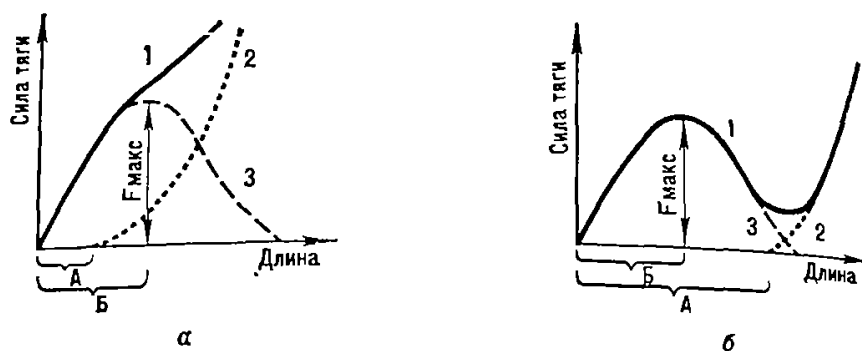


Рис. 16. Зависимость между длиной и силой тяги активных мышц (по Carlson, Wilkie, 1974):

1 — сила тяги активной мышцы; 2 — сила, проявляемая параллельным упругим компонентом (зависимость «сила—длина» пассивных мышц); 3 — сила, проявляемая сократительным компонентом мышцы (1) = (2) + (3); F_{max} — максимальная сила сократительного компонента. А — равновесная длина, В — длина покоя

Если мышца богата соединительно-тканными образованиями, $A < B$, зависимость «сила — длина» приближается к типу «а» (рис. слева). Таковы, например, зависимости для мышц нижних конечностей. Если соединительно-тканных образований мало, $A > B$, зависимость приближается к типу «б» (рис. справа)

Свободная мышца, освобожденная от всякой нагрузки, называется равновесной, или свободной (рис. 16, А). Равновесная длина разных мышц различна, но обычно она несколько меньше естественной длины мышц в живом теле. При равновесной длине упругие силы в мышце отсутствуют.

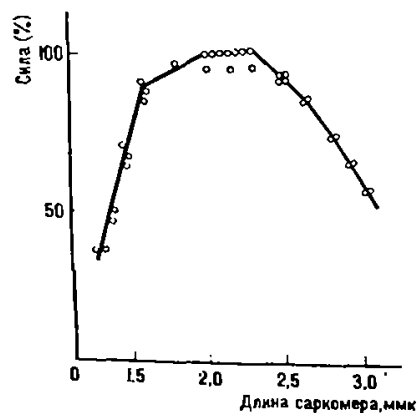


Рис. 17. Зависимость между длиной саркомера и силой (по Gordon, Huxley, Julian, 1966)

Сила, проявляемая сократительными компонентами, также зависит от длины мышцы: она наибольшая при некоторой средней длине, называемой длиной покоя (рис. 17). Как было показано в работе Gordon et al. (1966), в которой одновременно регистрировались сила тяги, длина саркомера и (с помощью электронного микроскопа) перекрытие актиномозиевых филаментов в саркомере, сила сократительных компо-

ментов максимальна при наибольшем перекрытии активных участков актиномиозиновых филаментов. При уменьшении или увеличении длины мышцы величина перекрытия (и соответственно число поперечных мостиков, образующихся между миомиозиновыми и актиновыми нитями) уменьшается. Соответственно падает и сила.

В разных мышцах длина покоя может по-разному соотноситься с равновесной длиной. Этим определяется разнообразие регистрируемых зависимостей между длиной и силой активных мышц (см. рис. 16).

Для описания зависимости между длиной мышцы и проявляемой ею силой в диапазоне длин меньших, чем длина покоя, был предложен ряд математических выражений (обзор, Л. М. Райцин, 1972). Работы Pauwels (1966) позволяют считать, что наиболее точной является квадратическая зависимость вида:

$$F = F_0 \left(1 - \frac{\Delta l_1}{1,7\Delta l_2} \right)^2, \quad (4.2)$$

где F — значение силы тяги при данной длине, F_0 — максимальная сила мышцы при наибольшей длине, возможной в живом теле, Δl_1 — текущее изменение длины мышцы, Δl_2 — максимально возможное изменение длины мышцы в живом теле; 1,7 — эмпирический коэффициент, связывающий Δl_2 с максимально возможным укорочением мышцы при отсутствии ограничителей движения. Этот коэффициент был определен еще в классических экспериментах Weber (1846) и Fick (1882), показавших, что если отпрепарировать один из концов мышцы и возбудить ее, то она укорачивается примерно в 1,7 раза больше, чем в естественных условиях. При наибольшем укорочении сила тяги мышцы, естественно, равна нулю.

Зависимость «сила — длина» одинакова по крайней мере для двух экспериментальных условий. В первом случае до возбуждения мышцы изменяют ее длину, а затем регистрируют силу, которую она может при этой длине проявить; во втором — задают фиксированную величину силы (например, вес поднимаемого груза) и определяют изменение длины мышцы в процессе ее сокращения. Зависимости, получаемые при этом, одинаковы.

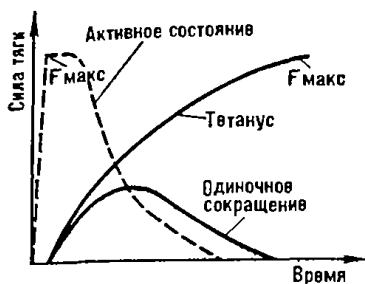


Рис. 18. Последовательность развития активного состояния и силы тяги мышцы

4.1.3. Активное состояние мышц

Под влиянием эфферентных импульсов в собственных сократительных элементах мышцы развивается активное состояние, интенсивность которого определяется величиной силы, которую проявляет в данное мгновение контрактильный компонент. Натяжение в целой мышце развивается на-

много медленнее из-за последовательного упругого компонента (рис. 18).

Изучение активного состояния началось с работы Gasser, Hill (1924), в которой мышца в различные промежутки времени после стимуляции подвергалась внезапному растягиванию. Величины проявляемой силы тяги значительно превосходили те, которые можно было ожидать как результат деформации. Это объясняется внезапным растягиванием последовательного упругого компонента, что дает возможность контрактильному компоненту проявить вонне развиваемую им в этот момент силу.

В кривой активного состояния (в ответ на одиночный импульс) принято различать три последовательных фазы: начало активности, ее плато и уменьшение. Из-за кратковременности этого состояния активность целой мышцы при одиночном сокращении не успевает достичь своего тетанического максимума, так как полное растягивание системы последовательных упругих элементов требует времени, превосходящего длительность активного состояния.

4.1.4. Зависимость «сила — скорость»

Если мышца сокращается, преодолевая разные сопротивления (например, в опытах на изолированных мышцах — поднимая разные грузы), то, как это видно на рис. 19, с увеличением величины сопротивления в механике мышечного сокращения происходят три основных изменения.

Во-первых, уменьшается высота подъема груза.

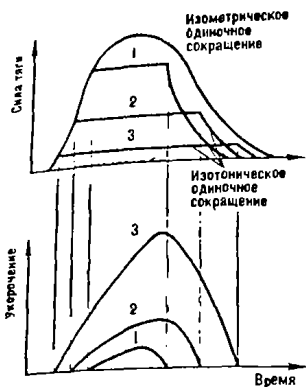


Рис. 19. Сокращение мышцы при разных величинах преодолеваемого сопротивления (по Carlson, Wilkie, 1974). Одновременная регистрация силы тяги (вверху) и длины мышцы (внизу). 1, 2, 3—соответственно тяжелый, средний и легкий грузы

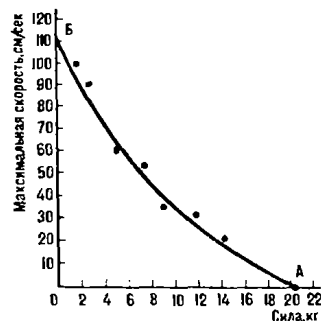


Рис. 20. Зависимость между показателями силы и скорости в ряде движений с различными отягощениями (экспериментальные данные, полученные на большой грудной мышце человека, по Ralston et al., 1949)

Во-вторых, увеличивается время от момента стимуляции мышцы до начала ее укорочения.

В-третьих, скорость изменения длины мышцы снижается.

Вид зависимости между силой и скоростью мышечного укорочения был впервые в ясной форме установлен Fenn, March (1935). Эта зависимость оказалась криволинейной (рис. 20). Для ее описания предложен ряд математических выражений (Fenn, March, 1935; Polissar, 1952; Aubert, 1956).

Однако наибольшую известность получило так называемое характеристическое уравнение Хилла (Hill, 1938).

Если обозначить теплоту, выделяемую при укорочении мышцы, скажем, на 1 мм, символом a_1 , то выражение $(F + a_1)v$ определяет скорость освобождения энергии при мышечном сокращении, включая затраты на механическую работу и выделение тепла. Хилл показал, что скорость освобождения энергии (избыточной по отношению к энергии, освобождающейся при изометрическом сокращении):

1) возрастает линейно с увеличением скорости сокращения мышцы;

2) пропорциональна разности между максимальной силой тяги мышцы (F_0) и силой, проявляемой в момент наблюдения (F), т. е.

$$(F + a_1)v = a_2(F_0 - F), \quad (4.3)$$

откуда на основе элементарных алгебраических преобразований получаем

$$(F + a_1)(v + a_2) = a_2(F_0 + a_1) = \text{const}, \quad (4.4)$$

причем оба выражения равны константе, что следует из эксперимента.

Справедливость уравнения Хилла была неоднократно доказана (в том числе и для мышц человека — Ralston et al., 1949; Wilkie, 1950 и др.).

Хотя в дальнейшем Hill (1964) обнаружил, что параметр a_1 в приведенном уравнении не является константой (более точное выражение $a_1 = 0,16 F_0 + 0,18 F$), это существенно не изменяет зависимость скорости освобождения энергии от силы, проявляемой мышцей при достаточно больших величинах сопротивления.

Средние величины отношения a_1/F_0 обычно принимают равными 0,25. Это отношение определяет степень кривизны графика «сила — скорость». Н. А. Масальгин (1966) нашел, что величина a_1/F_0 различна у представителей разных видов спорта — табл. 17.

Зависимость «сила — скорость» определяет также механическую мощность, развиваемую мышцей в процессе сокращения. Поскольку мощность равна произведению

Т а б л и ц а 17

Параметры зависимости «сила — скорость» у представителей разных видов спорта (Н. А. Масальгин, 1966, данные для мышц-сгибателей предплечья)

Спортсмены	Число испытуемых	Среднее значение a_1/F_0
Спринтеры	3	0,14
Борцы	11	0,22
Метатели	2	0,34
Штангисты	5	0,38
Лыжники	10	0,44
Стайеры	3	0,46

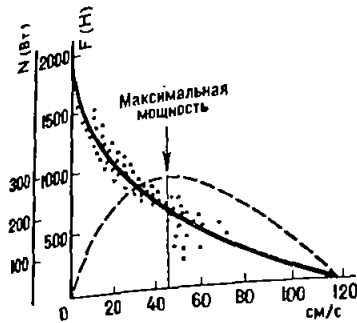


Рис. 21. Зависимость механической мощности мышцы от силы тяги и скорости укорочения (экспериментальные данные, полученные на «эквивалентном сгибателе» локтевого сустава, по Pertuzon, 1972)

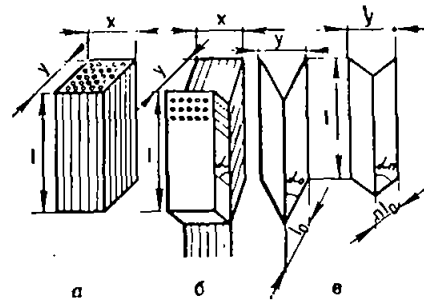


Рис. 22. Схема строения и действия мышцы с параллельными волокнами (а) и перистой мышцы (б, в) — по Александеру (1970):

y — ширина мышцы; l — длина мышцы; l_0 — первоначальная длина мышечного волокна; α_0 — первоначальный угол крепления мышечных волокон к сухожилию в перистых мышцах; α_n — тот же угол после сокращения мышцы; n — доля укорочения мышцы

силы на скорость, то для каждого соотношения силы и скорости на кривой Хилла она численно равна площади прямоугольника, имеющего одной из своих вершин указанные величины силы и скорости, а другой — начало координат (рис. 21). Максимальные значения мощности наблюдаются при значениях силы и скорости, равных примерно $1/3$ от максимальных. Отсюда максимальная мощность мышцы равна примерно 0,1 той мощности, которую проявила бы мышца, если бы в одном движении можно было проявить одновременно как максимальную силу, так и максимальную скорость ($1/3 \times 1/3 = 1/9 \approx 1/10$).

Каждая из описанных зависимостей (длина — сила, кривая активного состояния, сила — скорость) дает лишь частичное представление об активной мышце, так как при их рассмотрении наблюдаются связи между двумя характеристиками, а остальные выдерживаются постоянными. Были предприняты попытки (Wilkie, 1956a) объединения всех указанных зависимостей в едином математическом выражении.

4.1.5. Биомеханика перистых мышц

Большинство мышц в организме человека имеют перистое или полуперистое строение. Биомеханика их сокращения существенно отличается от биомеханики сокращения мышц, имеющих параллельно расположенные волокна (например, лентообразных, М. Ф. Иваницкий, 1965).

На рис. 22 представлена схема мышц с параллельными волокнами и перистым строением. Если длина мышечных волокон (l_0) уменьшится на n -ую долю, то лентообразная мышца укоротится на величину

$$\Delta l = l_0 - (1 - n) l_0 = l_0 n, \quad (4.5)$$

а перистая на

$$\Delta l = l_0 \cos \alpha_0 - n l_0 \cos \alpha_n = l_0 (\cos \alpha_0 - n \cos \alpha_n),$$

где α_0 — угол между линией, совпадающей с направлением тяги сухожилия и вектором силы, развиваемой мышечным волокном до начала сокращения, α_n — угол по окончании сокращения.

Из приведенных формул видно, что при одном и том же укорочении ($n l_0$) мышечных волокон сухожилие у перистой мышцы переместится меньше. Поскольку (при равном объеме мышц) у перистой мышцы длина волокон существенно меньше, чем у лентообразной, то у перистой окажется большее число волокон и, следовательно, больший физиологический поперечник, что позволяет ей проявить большую силу. Однако о внешне проявляемой силе этого сказать еще нельзя. Отношение (K) силы, развиваемой перистой мышцей, к силе, которую развивает мышца с параллельно расположенными волокнами, выражается следующей формулой:

$$K = \frac{2l_0 \sin \alpha \sqrt{n^2 - \sin^2 \alpha}}{ny}, \quad (4.6)$$

где y — ширина перистой мышцы.

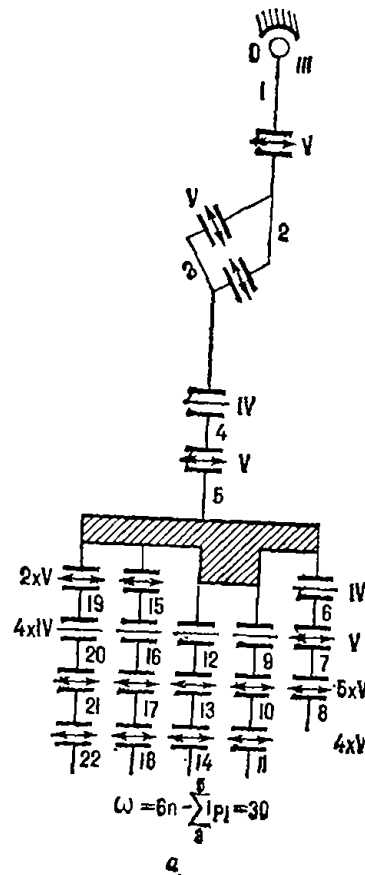
Величина коэффициента K обычно больше единицы, однако теоретически возможно, что при некоторых значениях величин α , n и l_0/y перистая мышца будет развивать силу меньшую, чем мышца с параллельно расположенными волокнами (Александр, 1970). Например, когда угол α стремится к 90° , ширина перистой мышцы приближается к длине двух мышечных волокон ($2l_0$) и K стремится к единице.

4.2. ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ МЫШЦ В ОРГАНИЗМЕ

4.2.1. Актонь

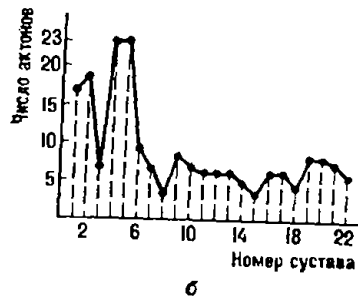
При биомеханическом анализе движений человека принятая в анатомии номенклатура мышц не всегда достаточна. Дело в том, что разные части мышцы (не только отдельные головки двух-, трех- или четырехглавой мышцы, но и, скажем, передняя и задняя части дельтовидной мышцы) могут быть различными по функции. Поэтому введено понятие об актоне*.

Актоном называется часть мышцы, волокна которой распределены так, что создаваемые ими моменты силы относительно сустава всегда совпадают по направлению. Классом актона называется число суставов, в которых актон развивает моменты силы (например, двусуставные мышцы — это актонь второго класса). Число функций актонь



* Раздел 4.2.1 написан по материалам работ польских биомехаников (А. Морецки, К. Фиделюс, 1972; Fidelus, 1971; Morecki, Ekiel, Fidelus, 1971).

Рис. 23. Структурная схема (а) и число актонь (б), обслуживающих суставы верхней конечности (А. Морецки, К. Фиделюс, 1972). По абсциссе — номера суставов от проксимального (плечевого) до дистального (пальцевого) сустава пятого пальца



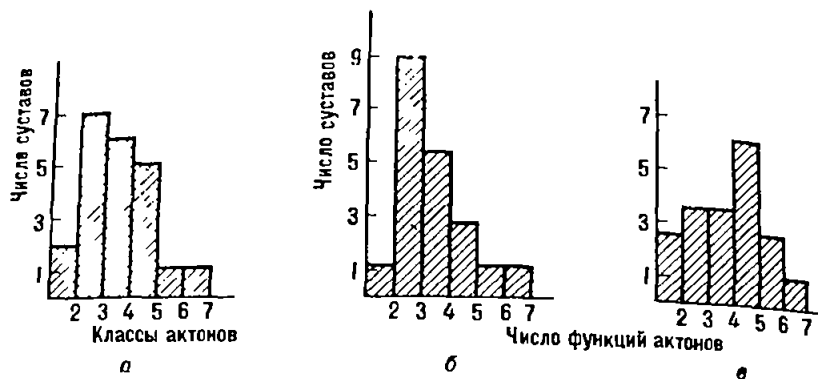


Рис. 24. Распределение актонов разных классов и с разным числом функций (А. Морецки, К. Фиделюс, 1972):
 а, б — верхняя конечность; в — нижняя конечность

на — это число степеней свободы в суставах, относительно которых данный актон создает моменты силы (используется также термин «число степеней свободы актона»). Например, длинная головка двуглавой мышцы плеча сгибает, отводит и пронирует плечо в плечевом суставе, а в локтевом сгибает и супинирует предплечье. Это актон второго класса, число функций которого равно 5.

Рассмотрим вопрос об актонах на примере верхней конечности человека. Верхняя конечность имеет 22 сустава с 30 степенями свободы. На рис. 23 показано число актонов, приходящихся на каждый сустав. Общее число актонов равно 66, так что в среднем на каждую степень свободы приходится $66 : 30 = 2,2$ актона, а на каждый сустав $66 : 22 = 3$ актона. Распределение актонов разных классов и с разным числом функций показано на рис. 24. Сумма классов, актонов верхней конечности равна 196, так что в среднем один актон обслуживает $196/66 = 2,97$ сустава (столь высокий средний класс актонов связан с тем, что многие мышцы предплечья участвуют в движениях в нескольких суставах кисти и пальцев). Общее число функций актонов верхней конечности составляет 264, а на один сустав приходится $264/22 = 12$ функций актонов. Число функций одного актона составляет в среднем $264/66 = 4$. Одна степень свободы в суставе обслуживается в среднем $264/30 = 8,8$ функциями актонов. Последнее означает, что какое-либо движение в суставе, например сгибание, может быть выполнено за счет активности в среднем 4,4 актона.

Сходная картина типична и для других областей тела: каждую степень свободы в суставе обслуживают несколько актонов и, наоборот, каждый актон имеет несколько функций — при своем сокращении он создает моменты сил относительно нескольких степеней свободы.

4.2.2. Биомеханические аспекты управления активностью мышц

Если бы каждую степень свободы в суставе обслуживала лишь одна пара актонов (сгибатель — разгибатель, пронатор — супинатор и т. п.) и каждый актон имел только одну функцию, т. е. создавал момент силы лишь относительно одной степени свободы, то было бы легче понять, как мозг управляет мышечной активностью. (Напомним, что именно так пытаются создавать различные роботы и манипуляторы: на каждую степень свободы устанавливается один привод). В действительности положение иное: на одну степень свободы приходится 8,8 функций актона, а каждый актон имеет в среднем 4 функции. Сложности, вызываемые этим, можно пояснить на следующем примере. Предположим, что стоящий человек сгибает руку в локтевом суставе и удерживает предплечье в горизонтальном положении. При этом:

а) мышцы-сгибатели локтевого сустава должны создать момент силы (M), противодействующий моменту силы тяжести предплечья с кистью;

б) моменты силы относительно других степеней свободы в суставах верхней конечности либо должны быть равны нулю (например, рука не должна отводиться в сторону), либо должны изменяться, чтобы противодействовать моментам силы тяжести (например, в лучезапястном суставе).

Но сгибание предплечья осуществляют по меньшей мере пять актонов: длинная и короткая головки двуглавой мышцы плеча, плечевая и плечелучевая мышцы, круглый пронатор. Как распределить активность этих мышц, чтобы сумма создаваемых ими моментов силы равнялась M ? Это, очевидно, можно сделать бесчисленным количеством способов, активировав какие-то мышцы больше, чем другие. Наблюдения, однако, показывают, что в строго стандартных условиях активизация мышц остается всегда постоянной (Jackson et al., 1977). Так называемые «первичные» актоны начинают работать пер-

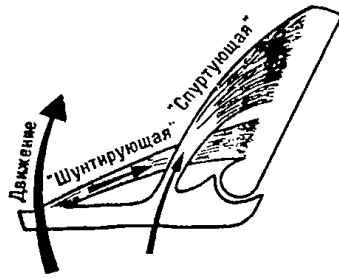


Рис. 25. «Спуртующие» и «шунтирующие» мышцы (по MacConaill, из книги Basmadjan, 1978)

щие — spurt) и «шунтирующие» (shunt). Роль последних состоит в том, чтобы противодействовать центростремительной силе при быстрых движениях и предохранить сустав от возможной травмы (рис. 25). Однако теоретические расчеты величин центростремительных сил, действующих в суставах при быстрых движениях, а также ряд экспериментальных фактов не подтвердили гипотезу о «спуртующих» и «шунтирующих» мышцах (Stern, 1971; Stanier, 1977).

Другая сложность состоит в том, что поскольку мышцы, как уже отмечалось, имеют обычно несколько функций, т. е. создают моменты силы относительно нескольких степеней свободы, то помимо необходимого момента M они создают еще так называемые добавочные, или паразитные, моменты. Например, если активизируется длинная головка двуглавой мышцы плеча, то помимо необходимого момента, вызывающего сгибание в локтевом суставе, создаются ненужные моменты, связанные, в частности, с супинацией предплечья и сгибанием плеча в плечевом суставе. Эти моменты должны быть компенсированы действием других мышц, которые, однако, сами имеют несколько функций, т. е. создают свои паразитные моменты. Эти моменты тоже должны быть компенсированы, и т. д. и т. д. — до бесконечности. Мозг, однако, каким-то образом находит решение в этой ситуации и притом, видимо, оптимальное.

Сформулируем задачу по-другому. Перенумеруем все степени свободы i в разных суставах $1, 2, \dots, n$ и обозначим моменты сил относительно осей, соответствующих этим степеням свободы, символами M_1, M_2, \dots, M_n . Эти

выми, «вторичные» включаются, когда первичные достигают определенного уровня силы. Почему мозг предпочитает активизировать одни мышцы, а не другие? Удовлетворительных объяснений этому пока нет. Была выдвинута гипотеза (MacConaill, 1946, 1949) о том, что мышцы по своему функциональному назначению могут быть разделены на ускоряющие («спуртующие»

моменты равняются суммам моментов силы мышечной тяги относительно данных степеней свободы:

$$M_i = \sum p_{ik} \cdot F_k, \quad (4.7)$$

где M_i — момент силы относительно i -той степени свободы, F_k — сила тяги k -ой мышцы, p_{ik} — плечо силы k -ой мышцы относительно i -той степени свободы, $i < k$. Для сохранения позы суставные моменты должны быть равны определенным величинам.

Поскольку ранг матрицы этой системы (он равен числу степеней свободы) меньше числа неизвестных (оно равно числу мышц), то система уравнений является неопределенной. Отсюда следует, что одни и те же моменты силы могут быть созданы за счет разных комбинаций сил мышечной тяги. Почему мозг выбирает ту или иную комбинацию из числа удовлетворяющих требованиям двигательной задачи, остается неясным (решение этой проблемы имело бы серьезное научное значение).

Наиболее распространенная гипотеза, выдвинутая впервые Nubar, Contini (1961), состоит в том, что мозг при управлении активностью мышц руководствуется принципом оптимальности, минимизируя некоторый неизвестный нам биомеханический показатель (например, общие энергозатраты, механическую работу, время выполнения движения и т. п.).

Nubar, Contini (1961) в качестве критерия оптимальности при удержании позы предложили так называемое мышечное усилие (muscular effort). Мышечное усилие одного актона по определению этих авторов равно:

$$F = aM^2t, \quad (4.8)$$

где a — константа, M — значение развиваемого актоном момента силы, t — время активности актона. Можно предположить, что мозг выбирает такую комбинацию сил мышечной тяги, чтобы суммарное мышечное усилие всех мышц было минимальным.

Более логичным, однако, представляется, что в качестве критерия оптимальности мозг использует какой-то показатель, зависящий непосредственно от активности мышц, а не от создаваемых ими моментов сил (в самом деле, если две мышцы могут создать один и тот же момент, проявляя при этом разную силу, то, очевидно, выгоднее активизировать ту из мышц, которая за счет большего плеча силы проявляет меньшую силу). Руководст-

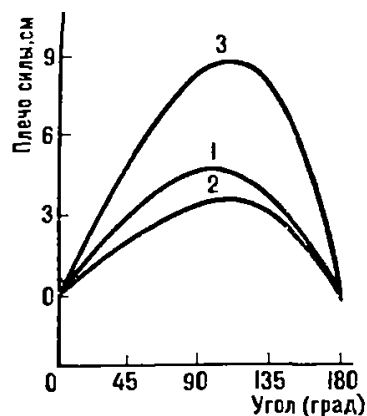


Рис. 26. Плечи сил мышц-сгибателей предплечья при разных углах в локтевом суставе (Уео, 1976):

1 — двуглавая м. плеча; 2 — плечевая м.; 3 — плече-лучевая м.

мышцы, у которых больше плечо силы. Экспериментальные данные, однако, не подтверждают такое правило. Например, плечо силы плечелучевой мышцы при всех углах в локтевом суставе больше плеч двуглавой и плечевой мышц (рис. 26), поэтому согласно принципу минимальной мышечной силы именно плечелучевая мышца должна преимущественно активизироваться при сгибании локтевого сустава. В действительности при медленном сгибании предплечья без дополнительной нагрузки активны в основном двуглавая и плечевая мышцы (Уео, 1976; Basmadjan, 1978).

На этом основании Уео (1976) подверг сомнению справедливость принципа минимальной мышечной силы. Следует, однако, отметить, что в его критике есть, в свою очередь, два спорных обстоятельства (весьма типичных для работ этого направления): во-первых, нет уверенности в точности использованных морфометрических данных о плечах силы отдельных мышц (во всяком случае, они не совпадают с результатами измерений, проведенных Fidelus (1971), согласно которым при некоторых углах в локтевом суставе плечо силы плечелучевой мышцы меньше плеча двуглавой мышцы), а во-вторых, не учтены паразитные моменты, создаваемые исследованными мышцами (быть может, эти моменты столь велики,

вываясь примерно такими соображениями, МасСонайи (1966) выдвинул так называемый принцип минимальной общей мышечной силы (под «общей мышечной силой» понимается сумма сил мышечной тяги, развиваемых всеми мышцами тела), согласно которому в двигательном аппарате человека всегда «используется не больше общей мышечной силы, чем это необходимо и достаточно для сохранения позы или выполнения движения».

Если этот принцип верен, то будут активизироваться преимущественно те

что их компенсация при другом распределении активности между мышцами привела бы к существенному увеличению «общей мышечной силы»). Оба эти обстоятельства весьма затрудняют решение проблемы о критериях оптимального управления, которыми руководствуется мозг при выборе определенной комбинации сил мышечной тяги.

Сомнительность принципа минимума общей мышечной силы, в частности, доводы о том, что организму не все равно, за счет более мощных или, наоборот, более слабых мышечных групп проявляются одинаковые величины «общей мышечной силы» (в самом деле, для одной мышцы сила тяги, скажем, 100 кг может быть предельной, а для другой составлять лишь небольшую долю от максимума) обусловили выдвигание другого критерия — суммы показателей относительной силы (в процентах от F_{\max} отдельных мышц). Поскольку же максимальная сила отдельных мышц (F_{\max}) неизвестна, то минимизация происходит по критерию:

$$y(t) = \sum_{i=1}^{i=n} F_i(t)/s_i, \quad (4.9)$$

где F_i — сила i -той мышцы в момент времени t , s_i — ее физиологический поперечник (Crowinshield, 1978; Crowinshield et al., 1978; и др.).

Использовались также и некоторые другие критерии, в частности, составные (например, сумма сил мышечной тяги и контактных сил между суставными поверхностями либо сумма сил мышечной тяги и моментов сил и др.) — в работах Seirég, Arvikar (1973, 1979); Hatze (1976); Fitz (1977). Проблема критерия была обсуждена в работе Hatze (1976).

Для поиска критерия оптимизации, начиная с работ Barbenel (1972) и Seirég, Arvikar (1973), используют метод линейного программирования, созданный советским математиком Л. В. Канторовичем, удостоенным за это Нобелевской премии.

Поясним основную идею такого подхода на элементарном примере из работы Penrod, Davy, Singh (1974). Если в суставе с одной степенью свободы и парой мышц-антагонистов надо создать момент M , то он может быть результатом разной активности двух рассматриваемых мышц, однако во всех случаях должно соблюдаться

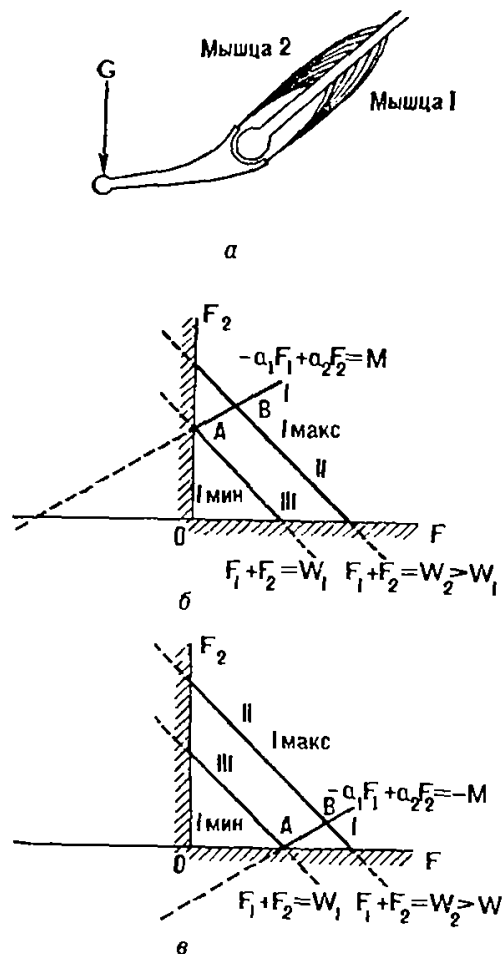


Рис. 27. Сустав с одной степенью свободы и парой мышц-антагонистов (а) и графики зависимости момента силы в таком суставе от сил мышечной тяги (б и в) — по Ренгод, Даву, Сингх (1974): б — момент силы положителен; в — момент силы отрицателен

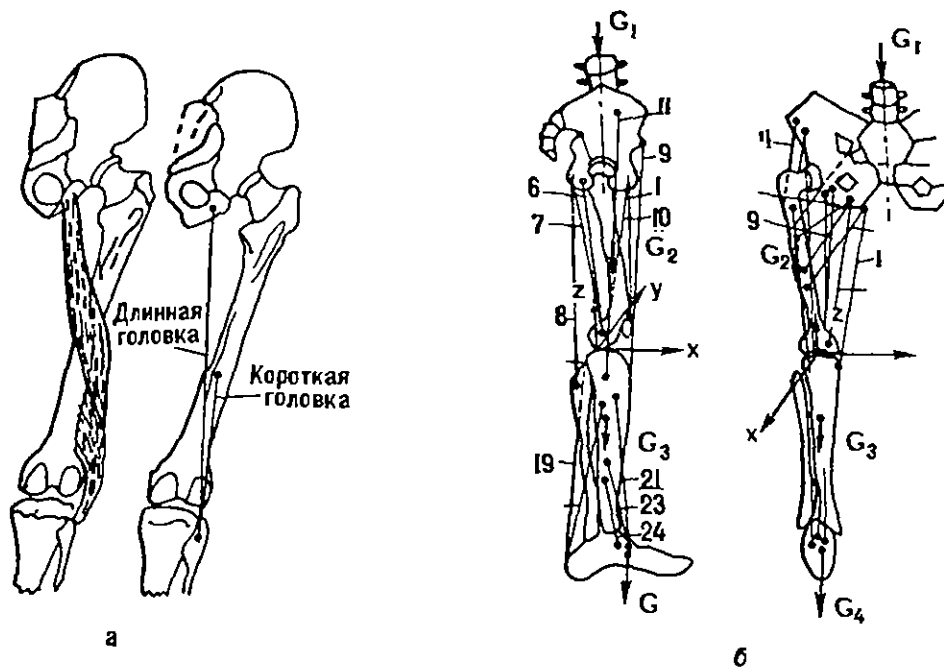
равенство:

$$-a_1 F_1 + a_2 F_2 = M, \quad (4.10)$$

где F_1 и F_2 — значения силы тяги соответственно первой и второй мышц, a_1 и a_2 — их плечи сил. На рис. 27 значения F_1 и F_2 , соответствующие приведенному уравнению располагаются на прямой АВ. Любые два значения силы мышечной тяги, лежащие на этой прямой, создадут необходимый момент M . Если предположить, что из всех мыслимых сочетаний сил тяги, удовлетворяющих приведенному уравнению, мозг выбирает те, которые удовлетворяют принципу минимальной мышечной силы, то, как видно из графика, это будут значения, лежащие на линии $I_{мин}$. Все остальные сочетания приведут к значениям I большим, чем $I_{мин}$.

Метод линейного программирования дает возможность находить значения сил мышечной тяги, которые, с одной стороны, удовлетворяют уравнениям моментов, а с другой — соответствуют минимальным значениям выбранного критерия оптимизации.

Эксперименты по выявлению критериев оптимальности, которыми руководствуется мозг, распределяя активность между актонами, проводятся следующим образом:



$Y_1 = \sum F$ (F — сила тяги отдельных мышц; критерий «минимальной общей мышечной силы»)
 $Y_2 = \sum M$ (M — моменты сил отдельных мышц)
 $Y_3 = \sum R$ (R — сила реакции связи в суставе)
 $Y_4 = \sum (F + M)$ (сумма всех мышечных сил и моментов)

Критерий	Стоя наклон вперед	Стоя наклон назад	Сидя на носках
$\sum F$	V	X	X
$\sum M$	V	V	V
$\sum (F + M)$	X	V	X

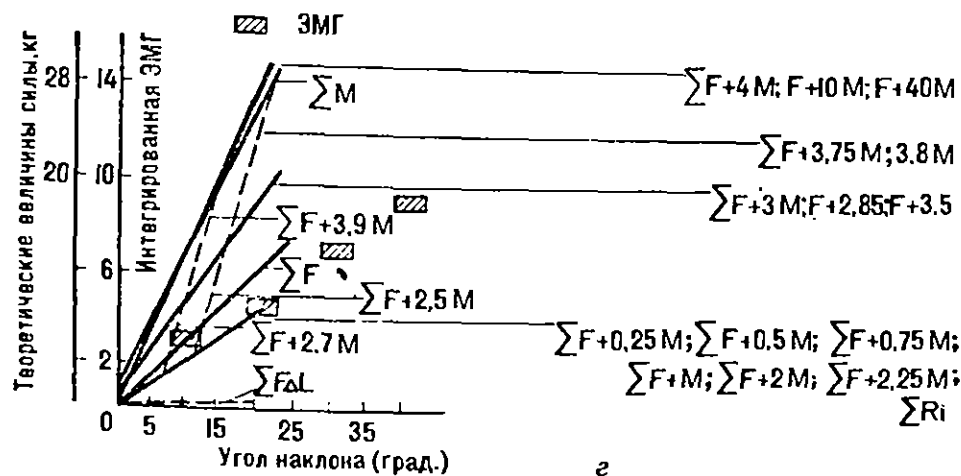


Рис. 28. Определение критериев оптимизации при управлении мышечной активностью (Seireg, Arvika, 1973):

а — замена мышц линиями действия их сил тяги (пример); б — линии действия сил тяги мышц нижних конечностей (они служат основой для определения плеч сил отдельных мышц); в — примеры критериев оптимальности, использованных в работе; г — соотношение между теоретически предсказанной (методами линейного программирования на основе различных критериев оптимальности) и экспериментально зарегистрированной активностью двуглавой м. бедра; д — приемлемость различных критериев оптимальности (V — возможно, X — невозможно)

а) испытуемые принимают одну или несколько поз или выполняют какое-либо движение;

б) решая так называемую первую основную задачу динамики, исследователи находят по известному движению силы и силовые моменты в суставах, вызвавшие это движение (для этого необходимо знать масс-инерционные характеристики сегментов тела человека — см. гл. 2);

в) составляют уравнения моментов по типу приведенного: моменты силы в суставах представляются как суммы произведений сил мышечной тяги на соответствующие плечи сил (для этого, очевидно, значения плеч должны быть известны);

г) задаваясь несколькими гипотетическими критериями оптимизации, решают задачу методами линейного программирования и находят такие значения сил мышечной тяги, которые, удовлетворяя уравнениям моментов, минимизируют выбранные критерии;

д) сравнивают результат решения с экспериментально зарегистрированной электрической активностью мышц; результат, который больше всего соответствует данным ЭМГ, рассматривается как подтверждающий гипотезу о том, что именно данный критерий используется мозгом при оптимизации управления активностью мышц.

Рис. 28 иллюстрирует некоторые этапы, типичные для работ этого направления. При выявлении критериев оптимальности, однако, приходится использовать много численных значений, точность которых в настоящее время едва ли можно считать достаточной (например, данные о плечах сил). Поскольку число уравнений при этом весьма велико (видимо, рекордной является работа Seireg, Arvikaar (1978), где составлена система из 120 уравнений, содержащих в общей сложности 420 неизвестных), то эти неточности многократно преумножаются. Вероятно поэтому здесь пока не удается получить воспроизводимые результаты.

Вопрос о критериях оптимизации при управлении мышечной активностью (если такой критерий или критерии существуют!) в настоящее время остается нерешенным.

4.2.3. Биомеханика двусуставных мышц

Управление двусуставными мышцами (актонами второго класса) издавна вызывало интерес. Было непонятно, как мозг управляет активностью мышц, создающих мо-

менты силы относительно двух суставов сразу. Как было показано электромиографическими исследованиями И. П. Ратова (1964, 1972), некоторые двусуставные мышцы, имеющие перистое строение, например, прямая мышца бедра, могут сокращаться независимо своими дистальным и проксимальным концами. Анатомические данные Magee et al. (1955) подтверждают такую возможность. Однако, как свидетельствуют работы Vasmadjan (1978), такое отдельное сокращение разных частей двусуставных мышц не наблюдается в естественных условиях, а будучи вызвано в лаборатории, создает очень малые моменты мышечной тяги.

Двусуставные мышцы располагаются в основном на верхней и нижней конечностях. На верхней конечности это двуглавая мышца плеча, длинная головка трехглавой мышцы плеча, лучевой сгибатель запястья и плечевая головка локтевого сгибателя запястья; на нижней конечности — прямая мышца бедра, длинная головка двуглавой мышцы бедра, полусухожильная, нежная, полуперспончатая, портяжная и икроножная мышцы.

Изучение двусуставных мышц началось с работ Fick (1867) и Duchenne (1867), отметивших, что эти мышцы имеют длинные сухожильные концы, что приводит к



Рис. 29. Экспериментальное определение активности двусуставных мышц бедра (Fujiwara, Vasmadjan, 1975):

а — условия эксперимента; испытуемому предлагали выполнить одновременно сгибание (или разгибание) в тазобедренном и коленном суставах во всех возможных сочетаниях; б — активность мышц при одновременном разгибании в тазобедренном и сгибании в коленном суставах. Как односуставные, так и двусуставные мышцы задней поверхности бедра максимально активны (число «крестов» на рисунке пропорционально электрической активности мышц); в — активность мышц бедра при одновременном разгибании в обоих суставах. Двусуставные мышцы задней поверхности бедра пассивны, а передней поверхности (прямая м. бедра) демонстрируют лишь очень низкую активность

уменьшению момента инерции сегментов конечностей. Многочисленные попытки понять функционирование двусуставных мышц основаны на трех фактах.

Во-первых, все двусуставные мышцы создают в суставах, через которые они проходят, моменты силы противоположной направленности (например, сгибают коленный сустав и разгибают тазобедренный, и наоборот). Значительная активность двусуставных мышц в таких естественных движениях, как ходьба и бег, наблюдается в тех фазах движения, когда необходимы именно такие разнонаправленные усилия (Фиделюс, 1959; Morrison, 1970, и др.). Аналогичные факты обнаруживаются и в лабораторных условиях (рис. 29).

Во-вторых, при одновременном сгибании или разгибании в двух смежных суставах длина проходящих через них двусуставных мышц может изменяться очень мало или даже не изменяться вообще — мышцы работают в изометрическом режиме (этот факт впервые отметил, видимо, Wright, 1928). При этом они как бы укорачиваются в одном суставе и удлиняются в другом. Например, по данным К. Фиделюса (1959), при выполнении таких движений, как бег, ходьба, прыжки, приседания, в тех фазах движения, когда происходит одновременное сгибание или разгибание в тазобедренном и коленном суставах, длина двусуставных мышц изменяется лишь на 30—40 мм, т. е. на 6—8% от исходной длины (максимально возможное изменение равно 33,4% для прямой мышцы бедра и 46,9% для длинной головки двуглавой мышцы бедра).

В-третьих, активность двусуставных мышц позволяет снизить суммарную величину силы, проявляемую всеми мышцами, проходящими через оба сустава. Этот факт обстоятельно изучен Störck (1951) на модели «шарнирного» человека. Например, когда звенья модели располагаются так, как показано на рис. 30 (при этом линия действия силы тяжести проходит впереди обоих суставов), наблюдаются следующие различия: в первом случае тяга в верхнем динамометре равна нулю, в нижнем 3,5 кг, а в двухшарнирном 8,2 кг (в сумме 11,7 кг); во втором — тяга в верхнем динамометре равна 7,2 кг, а в нижнем — 10,5 кг (в сумме 17,7 кг, т. е. на 6 кг больше). К аналогичным выводам путем математического моделирования пришли Б. В. Филиппов и В. П. Трегубов (1978, 1979).

Снижение суммарных величин мышечной тяги, соче-

тающиеся с одновременным уменьшением изменения длины (скорости сокращения) мышц, должно приводить к снижению механической работы, выполняемой мышцами, а следовательно, и к снижению энергозатрат. Когда мышца функционирует в изометрическом режиме, она действует как нерастяжимая механическая связь (наподобие троса) и меха-

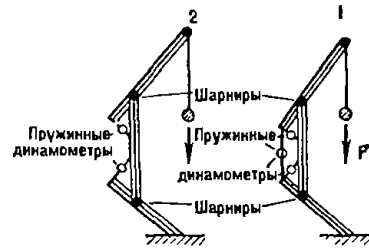


Рис. 30. Анализ активности двусуставных мышц на модели «шарнирного» человека (Storck, 1951)

нической работы не совершает. При этом механическая энергия может передаваться от одного звена к другому (механизмы такой передачи энергии подробно описаны В. М. Зацюрским и Н. А. Якуниным, 1980). При изометрической активности двусуставных мышц во время движения энергия может передаваться «через звено» — с первого на третье (Elftman, 1940). Это тоже может способствовать уменьшению энергозатрат. Видимо, в снижении их (а оно было показано в ряде работ; см., например, Morrison, 1970) и лежат основные преимущества двусуставных мышц, обусловившие их закрепление в процессе антропогенеза (К. Фиделюс, 1959).

Однако при изучении активности двусуставных мышц в конкретных движениях не всегда удается понять их роль. Посвященные этому вопросу исследования не привели к однозначным выводам (Kazai et al., 1978). Уже отмечалось, что причины, по которым мозг при управлении движениями активизирует лишь некоторые актоны из обслуживающих ту или иную степень свободы в суставе (либо изменяет последовательность их включения или степень активности), в настоящее время не ясны. Вопрос об активности двусуставных мышц является составной частью этой более общей проблемы и, видимо, не может быть решен изолированно.

При необходимости в процессе тренировки избирательно воздействовать на односуставные мышцы какого-либо сустава, можно «выключить» двусуставные мышцы, изменив угол в соседнем суставе. Например, сила подошвенных сгибателей стопы очень важна при отталкивании в прыжках. Основным сгибателем голеностопного сустава является трехглавая мышца голени, две головки

которой (икроножная мышца) двусуставные, а третья (камбаловидная мышца) — односуставная. Можно специально воздействовать на камбаловидную мышцу, если выполнять с соответствующим отягощением подошвенное сгибание стопы при сильно согнутом коленном суставе (например, подъемы на носках на возвышение из нескольких гимнастических скамеек со штангой на плечах).

4.2.4. Морфометрия мышц (биомеханический аспект)

Для биомеханических расчетов нужны точные количественные данные о строении отдельных мышц и особенностях их расположения относительно костных рычагов и соседних мышц — морфометрические данные. В настоящее время остро ощущается недостаток таких данных, что сдерживает развитие биомеханики.

Цель этого раздела — отметить наиболее существенные для биомеханики морфометрические задачи, обсудить возникающие вопросы и сложности, привести (выборочно) наиболее существенные морфометрические материалы. Морфометрические данные очень громоздки (ведь в теле человека свыше 600 актонов), и их публикация в полном виде потребует в перспективе выпуска специальных справочников.

4.2.4.1. Проблема обобщения данных

Морфометрические измерения мышц проводятся, как правило, на трупных препаратах. В связи с большими индивидуальными вариациями в размерах и строении тела человека встает вопрос о том, в какой степени величины, измеренные на препарате, можно перенести на конкретных испытуемых, принимающих участие в биомеханических экспериментах. Использовать для этой цели метод регрессионного анализа (подобно тому, как это было сделано для оценки масс-инерционных характеристик), чтобы приблизительно оценивать морфометрические показатели мышечного аппарата испытуемых по внешним антропометрическим измерениям, в данном случае не рационально, так как на трупном материале практически невозможно собрать достаточную статистику данных. Кроме того, чисто статистический подход имеет тот очевидный недостаток, что его применение не основано на

каких-либо ясных геометрических или физических посылок.

В практике биомеханических работ используют поэтому один из следующих трех подходов:

- 1) данные, полученные на тест-объекте, переносят без какой-либо коррекции на испытуемого;
- 2) вводят поправочный коэффициент с учетом тотальных размеров тела испытуемого; для линейных морфометрических показателей такой коэффициент пропорционален длине тела или кубическому корню из значения веса тела, для площадей — квадрату этих значений и т. п.;
- 3) используют три поправочных коэффициента отдельно для продольных, поперечных и «глубинных» морфометрических показателей (см., например, Morrison, 1970).

Первый из этих подходов равносильно предположению, что тела всех людей равны (конгруэнтны); второй — что они равны с точностью до преобразования гомотетии (растягивания или сжатия во всех направлениях в n раз); третье — что они подвергаются независимым преобразованиям растягивания или сжатия относительно трех взаимно перпендикулярных осей.

Lew, Lewis (1977) предложили более общий подход, согласно которому строение тела у всех людей отличается преобразованиями: а) параллельного переноса; б) поворота; в) растягивания или сжатия (так называемый anthropometric scaling method). Практическое применение этого метода связано, однако, с существенными трудностями (Lew, Lewis, 1978).

Рассмотрим далее основные морфометрические показатели, интересующие биомеханику.

4.2.4.2. Плечи сил мышц

Сводные данные о плечах сил ряда мышц верхних и нижних конечностей приведены на рис. 31 и 32 и в табл. 18 и 19 (составлены Б. И. Прилуцким). Определение плеч сил является сложной морфометрической задачей и связано с рядом допущений, упрощающих реальную ситуацию. Допущения обычно состоят в том, что мышцу замещают нерастяжимой нитью, соединяющей средние точки мест прикрепления мышцы. Затем, изменяя угол между сочленяющимися костями, либо измеряют расстояние от оси вращения в суставе до нити, либо,

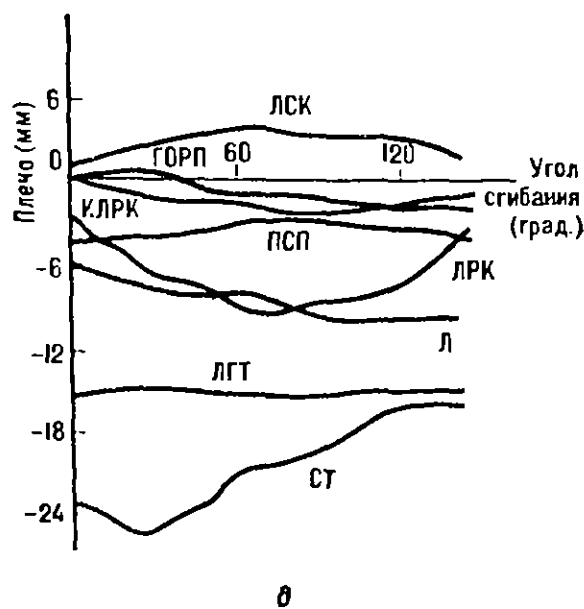
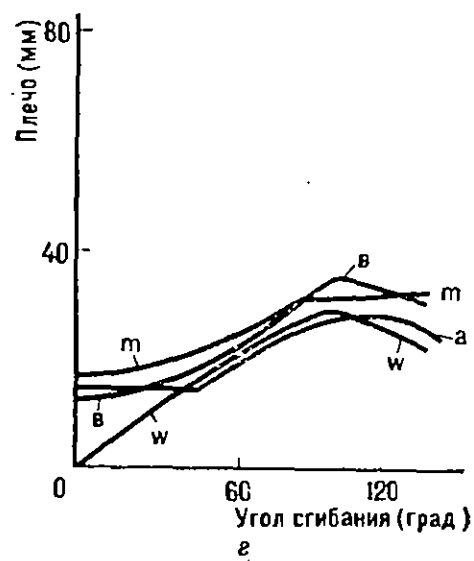
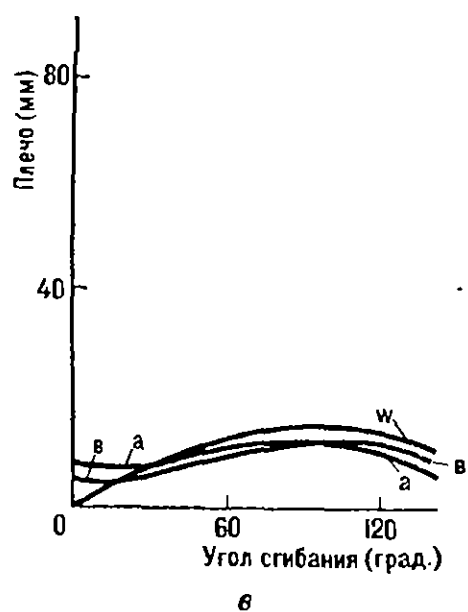
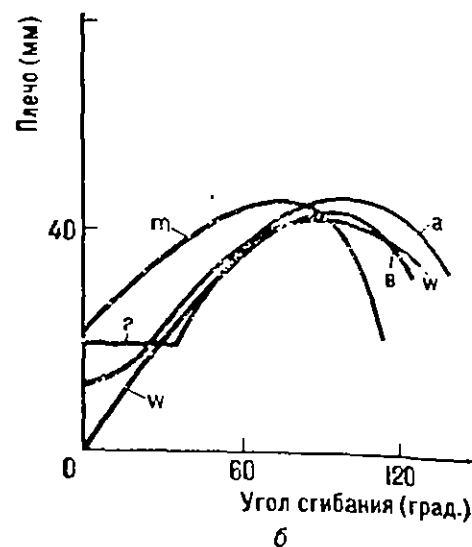
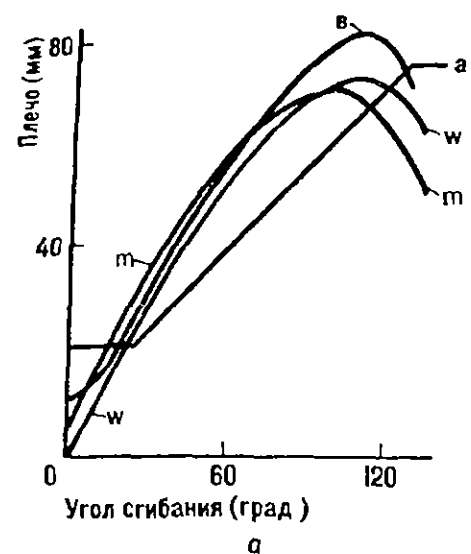


Рис. 31. Зависимость плеч сил некоторых мышц верхних конечностей от угла в локтевом суставе (сводные данные):

a — плечелучевая м.; *б* — двуглавая м.; *в* — круглый пронатор; *г* — плечевая м.; *д* — группа мышц локтевого сустава (данные Amis et al., 1979). Обозначения: *б* — данные Braune и Fischer (1889); *ω* — Wilkie (1950); *m* — Morecki et al. (1971); *a* — Amis et al. (1979); ЛСК — лучевой сгибатель кисти; ГОРП — глубокий общий разгибатель пальцев; КЛРК — короткий лучевой разгибатель кисти; ПСП — поверхностный сгибатель пальцев; ЛРК — локтевой разгибатель кисти; Л — локтевая м.; ЛГТ — латеральная головка трехглавой м.; СТ — главное сухожилие трехглавой м.

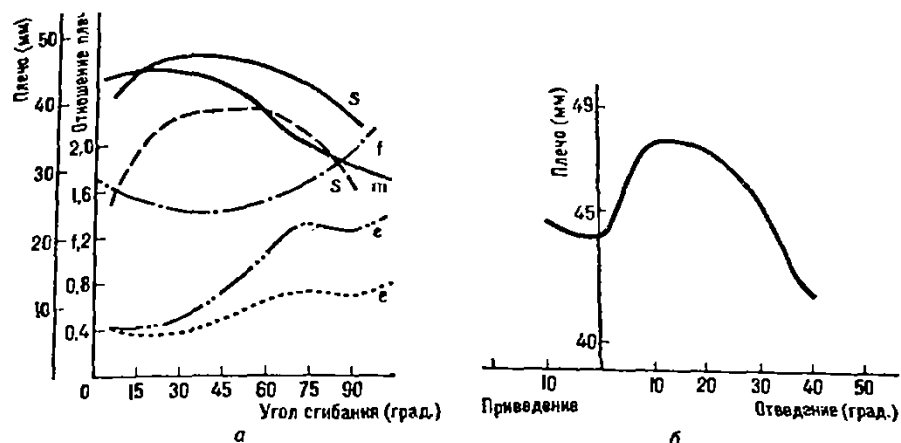


Рис. 32. Зависимость плеч сил некоторых мышц нижних конечностей от суставных углов (сводные данные):

а — зависимость плеч сил четырехглавой м. бедра (—), hamstring (---), длиной головки двуглавой м. бедра (· · · · ·), а также отношений плеча силы hamstring к плечу четырехглавой м. (· · · · ·) и плеча hamstring к плечу икроножной м. (— · — · — · —) от угла сгибания в коленном суставе. Данные получены разными авторами: *s* — Smidt (1973); *m* — Moreski (1971); *f* — Fischer (1927); *e* — Ellis (1979); hamstring — м.м. задней поверхности бедра, сухожилия которых ограничивают подколенную ямку; б — зависимость плеча отводящих мышц бедра от угла в тазобедренном суставе (Olson, 1972)

зная места (точки) прикрепления мышцы, определяют плечи сил на основе тригонометрических расчетов. Погрешности при этом вызваны следующими обстоятельствами:

а) мышцы прикрепляются не к точке на кости, а к более или менее значительной поверхности;

б) далеко не всегда мышцы можно моделировать прямой пенью (см. 4.2.4.3.);

в) при изменении угла в суставе положение мгновенной оси вращения может измениться; это, в свою очередь, влияет на величины плеч сил;

г) многие мышцы (это самое главное!) крепятся не только к костям, но и к так называемому мягкому скелету, т. е. к фасциям, другим мышцам и т. п. Это может изменить плечи сил и, что не менее существенно, сделать их зависимыми от величины проявляемой силы.

Как бы то ни было, знание плеч сил остается обязательным предварительным условием для понимания функции мышц в организме и механизмов управления мышечной активностью.

Данные о плечах сил некоторых

Автор	Материал	Антропометрические характеристики и возраст	Метод	Сустав
Duca et al., 1973	5 испытуемых	27,8 лет	Рентгеновская съемка	Плечевой
Yeo, 1976			Математическое моделирование	Локтевой
Yuom et al., 1976	11 трупных препаратов	Данных нет	Рентгеновская съемка и прямое измерение	Пястно-фаланговый

4.2.4.3. Линии действия силы мышечной тяги

Представим себе поперечный разрез мышцы, произведенный перпендикулярно направлению ее волокон. Центр такого разреза, т. е. центр тяжести бесконечно тонкого мышечного слоя, можно, очевидно, рассматривать как точку приложения равнодействующей силы мышечной тяги всех волокон мышцы. (Это равносильно предположению, что абсолютная сила, т. е. сила, приходящаяся на единицу площади поперечного сечения мыш-

Таблица 18

мышц верхних конечностей				
Сухожилие, мышца или группа мышц	Положение в суставе	Плечо силы	Примечание	
Передняя часть дельтовидной м. Средняя часть дельтовидной м. Задняя часть дельтовидной м. Надостная м.	Отведение 45—56° То же » » » »	2 мм, — 12 мм, 46 мм, 13 мм, 25 мм 49 мм, 53 мм, 87 мм, 56 мм, 83 мм —21 мм, —31 мм, 46 мм, —18 мм, —20 мм 61 мм, 30 мм, 63 мм, 54 мм, 34 мм	Значения плеч даны для каждого из пяти испытуемых	
Все сгибатели предплечья	Полное разгибание	0 мм		
Разгибатели	Произвольное положение в интервале от почти полного сгибания до полного разгибания Полное сгибание	Постоянная величина плеча Длина плеча увеличивается примерно на 25%		Само значение длины плеча не приводится

цы, одинакова для всех участков мышцы, что, в свою очередь, соответствует предположению о равномерном «перемешивании» мышечных волокон, имеющих разные функциональные свойства.) Если определить центры всех возможных поперечных сечений мышцы, то геометрическое место точек таких центров образует линию, называемую центроидой мышцы. Центроида мышцы рассматривается как линия действия равнодействующей силы мышечной тяги всех волокон данной мышцы.

Работами Jensen, Davy (1975), Jensen, Metcalf

Данные о плечах сил некоторых

Автор	Материал	Антропометрические характеристики и возраст	Метод	Сустав
М. Ф. Ивановичий, 1938	Физическая модель	Данных нет	Прямое измерение модели	Тазобедренный и коленный
С. В. Янис, 1949	Данных нет	Данных нет	Данных нет	Тазобедренный » » Коленный »
Alexander, et al., 1975	Бальзамированный мужской труп	Рост 1,66 м Вес 64 кг Возраст 48 лет	Прямое измерение и фотосъемка	Голеностопный Коленный
Fischer O., 1894 (цит. по Fischer K., 1927)	Физическая модель	Данных нет	Прямое измерение модели	Тазобедренный Коленный

Т а б л и ц а 19

мышц нижних конечностей

Сухожилие, мышца или группа мышц	Положение в суставе	Плечо силы	Примечания
Двуглавая м.	Таз зафиксирован и сильно наклонен вперед; в голеностопном суставе подошвенное сгибание	Длина плеча больше в тазобедренном суставе, чем в коленном	Сами значения длин не приводятся
Полуперепончатая м.	То же	То же	То же
Полусухожильная м.	» »	» »	» »
Прямая м. бедра	Сгибание 10—12° от максимального разгибания	Длина плеча имеет максимальное значение	Само значение длины плеча не приводится
То же	Дальнейшее разгибание от угла 10—12°	Длина плеча почти не изменяется	То же
» »	Сгибание от угла 10—12°	Длина плеча уменьшается	» »
» »	Сгибание 30°	Длина плеча имеет максимальное значение	» »
» »	Дальнейшее сгибание до 55°	Длина плеча быстро уменьшается	» »
Ахиллово сухожилие	Данных нет	47 мм	
Икроножная м.	Данных нет	20 мм	
Длинная головка двуглавой м. бедра	Сгибание 40°	Плечо силы имеет максимальное значение	Само значение плеча силы не приводится
	Сгибание 100°	41—49 мм	
	Сгибание 80°	58 мм	Максимальное значение

Автор	Материал	Антропометрические характеристики и возраст	Метод	Сустав
Morton, 1952	6 испытуемых	Данных нет	Данных нет	Голеностопный
Seedhom et al., 1976	2 испытуемых	Данных нет	Рентгеновская съемка	Тазобедренный и коленный То же

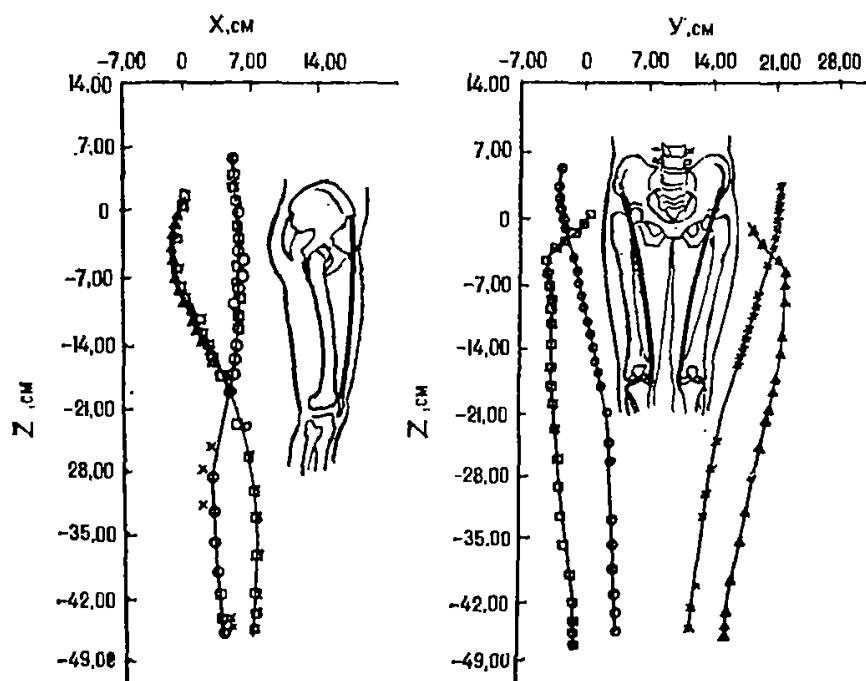


Рис. 33. Центроиды некоторых мышц нижних конечностей (по Jensen, Davy, 1975)

Продолжение

Сухожилие, мышца или группа мышц	Положение в суставе	Плечо силы	Примечания
Ахиллово сухожилие	Данных нет	66 мм	
Четырехглавая м. бедра	Данных нет	2,93 и 1,79	Представлены отношения плеч мышцы в тазобедренном и коленном суставах у двух испытуемых
	Данных нет	8,4 и 1,93	

(1975), выполненными на ряде мышц нижних конечностей, показано, что центроиды нельзя рассматривать как прямые линии (рис. 33). Необходимо отметить сложность и трудоемкость работ по определению мышечных центроид: надо выполнить большое число поперечных сечений препарата и для каждого из них определить центр площади и его положение в абсолютной системе координат. Такого рода исследования реализуются только с помощью ЭВМ.

4.2.4.4. Физиологические поперечники мышц

Хотя первые измерения физиологического поперечника мышцы человека были проведены еще в прошлом веке, в настоящее время накопленные данные явно недостаточны и, что еще хуже, противоречивы. Сравнение наиболее популярных работ Fick (1911), с одной стороны, и Shumacher, Wolff (1966), с другой, показывает, что данные по некоторым мышцам отличаются в этих работах более чем в 2 раза. Это трудно объяснить разным мышечным развитием препаратов и связано с различными методами измерений.

В практике для определения физиологического поперечника мышц используют три группы методов (см. обзор М. В. Лебедевой и др., 1936):

- 1) расчет величин поперечника на основе измерения обхвата мышцы;
- 2) измерение площади отпечатка поперечного сечения мышцы;
- 3) расчет величин физиологического поперечника из отношения объема мышцы к длине волокон (длина волокон измеряется, а объем определяется делением веса мышцы на ее удельный вес).

Принимая во внимание огромные индивидуальные вариации в мышечном развитии испытуемых-спортсменов, крайне важно использовать для определения поперечника мышц прижизненные методы, в частности метод ультразвуковой эхолокации (Jkaí, Fukunaga, 1968; Р. Н. Болховских, Я. М. Коц, 1972; Я. М. Коц, Р. Н. Болховских, 1975). Хотя этот метод измеряет лишь «анатомический» поперечник, без учета возможного косо́го расположения волокон, знание углов перистости мышц, т. е. углов расположения их волокон по отношению к сухожилию, позволяет оценить величину физиологического поперечника мышц.

Данные о физиологических поперечниках мышц занимают много места, поэтому не приводятся в этой книге. Наиболее полная сводка табличных материалов содержится в работе Schumacher, Wolff (1966), где приведены результаты их собственных исследований физиологического поперечника и сухого веса мышц, полученные на 21 препарате (средние величины и стандартные отклонения). Данные Fick (1911) «рассеяны» по трем весьма объемистым томам, и поэтому пользоваться более удобно приложением к книге Brunstrom (1962), где все материалы Fick суммированы в нескольких таблицах. В широко известном пособии Lanz, Wachsmuth (1955—1972) данные Fick приведены с ошибками в размерностях. Сводка данных о физиологических поперечниках мышц верхних конечностей (включая и результаты собственных измерений) содержится в монографии Fidelus (1971).

4.2.4.5. Длины мышц и их изменение

Для биомеханических расчетов необходимы данные о длинах мышц и соотношении их сухожильной и мышечной частей (это надо знать для определения скорости укорочения мышцы: скорость в уравнении Хилла выражается

в единицах изменения длины мышцы), а также, и даже в первую очередь, данные об изменении длин мышц при разных углах в суставах. Это в особенности касается двусуставных мышц, изменение длины которых при движениях в двух смежных суставах далеко не очевидно. Знать, что происходит с мышцей во время движения — удлиняется она или укорачивается, крайне важно. Ведь когда мышца насильственно растягивается, она совершает отрицательную работу и в ней может накапливаться потенциальная энергия упругой деформации; при укорочении мышца совершает положительную работу и энергия упругой деформации (неметаболическая энергия мышечного сокращения) может проявиться в виде механической работы.

Измерение длин мышц выполняется тремя способами:

- а) путем непосредственного измерения расстояния между местами прикрепления мышцы к костям;
- б) на основе тригонометрических расчетов (Frigo, Pedotti, 1978); именно таким образом получены данные об изменении длин основных мышц нижних конечностей при изменении углов в суставах (рис. 34);
- в) путем измерения расстояния между двумя концами разрезанного сухожилия (Griève, Pleasant, Cavanagh, 1978) (рис. 35).

Первые два способа не свободны от ошибок, так как они не учитывают криволинейный характер центроид мышц. Третий способ, видимо, более точен.

4.2.4.6. Производные морфометрические показатели

Наибольший интерес представляют два показателя, используемые в литературе:

а) «морфометрическая работоспособность мышцы» — произведение физиологического поперечника мышцы на ее наибольшее укорочение, возможное в живом организме (показатель введен Fick, 1911; его величины можно найти в приложении к книге Вгунstrom, 1962);

б) «морфометрический момент» — произведение физиологического поперечника мышцы на ее плечо силы (Fidelus, 1971).

Произведение этих показателей на абсолютную силу мышцы, вычисленное с учетом зависимости между длиной мышцы и проявляемой ею силой, будет характеризовать

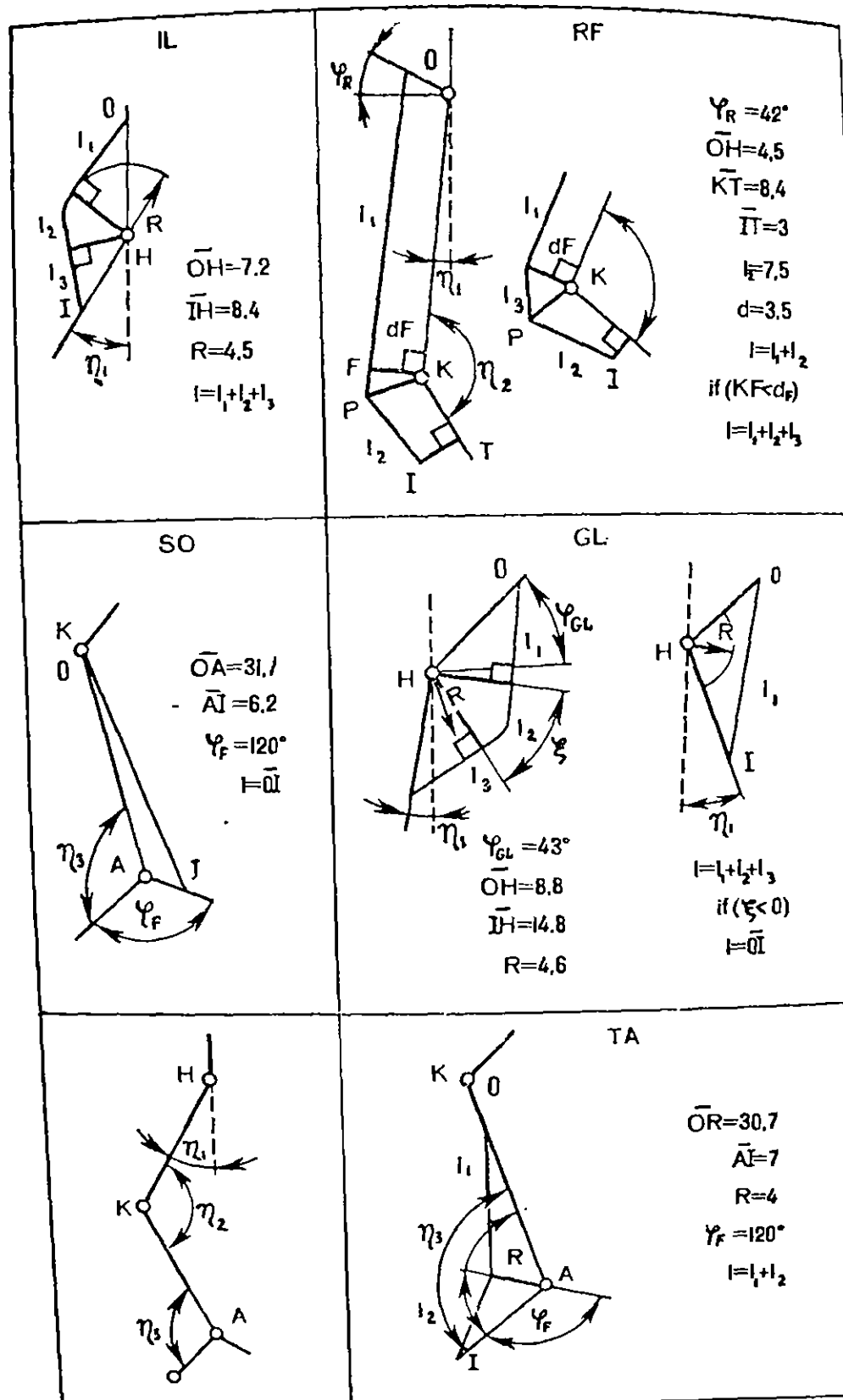
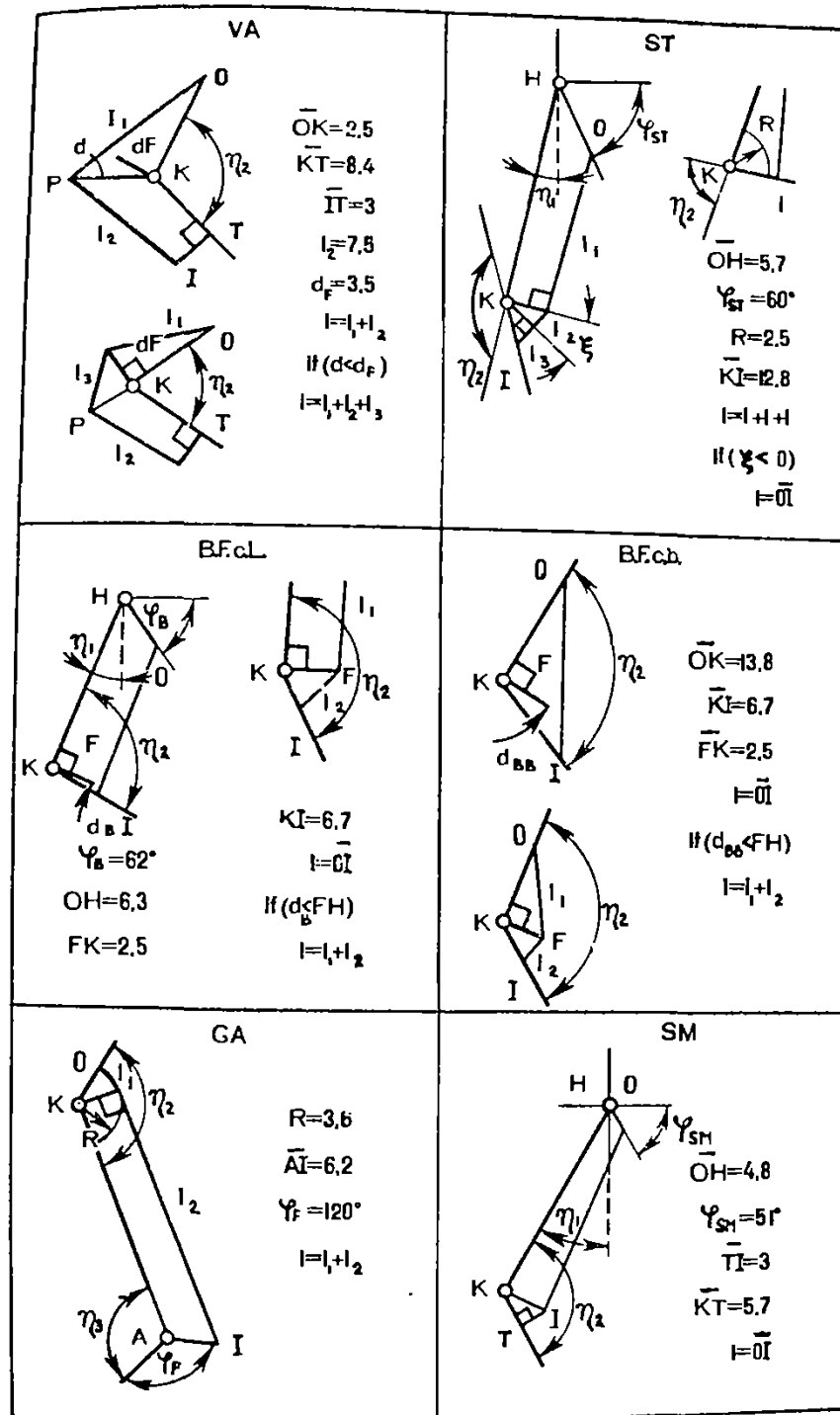


Рис. 34. Оценка длины мышц и ее изменения тригонометрическими
 IL — подзадонная м.; RF — прямая м. бедра; GL — ягодичная м.; ST — полу-
 вой м. бедра; ВРсб — короткая головка двуглавой м. бедра; IA — широкая
 мышца; GA — икроножная м.; II — тазобедренный сустав; K — коленный су-



методами (Frigo, Pedotti, 1978):

сухожильная м.; SM — полунерепончатая м.; B.F.c.L — длинная головка двугла-
 наружная м. бедра; SO — камбиловидная м.; TA — передняя большеберцо-
 став; A — голеностопный сустав

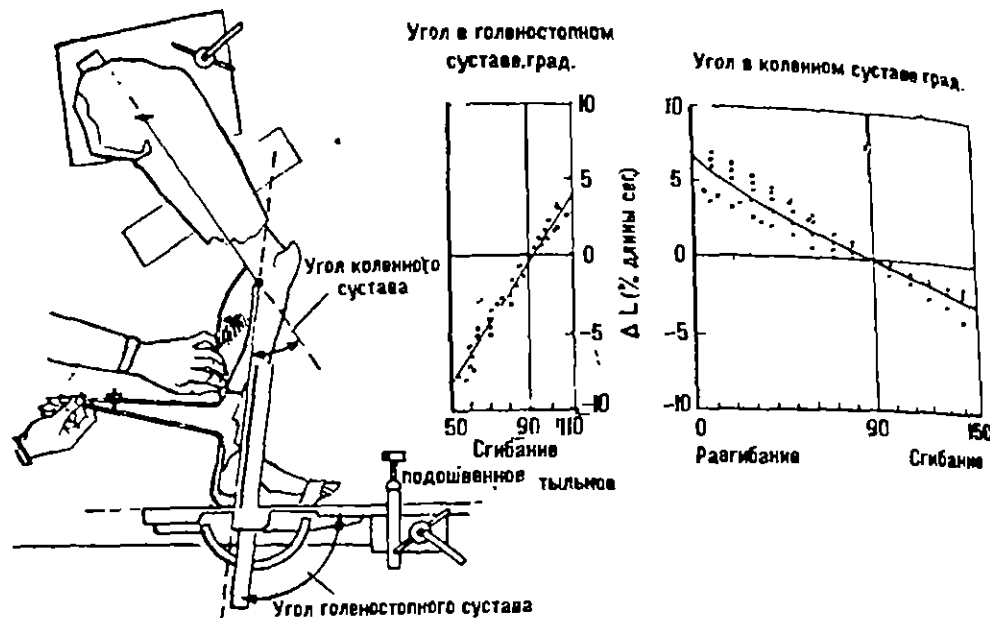


Рис. 35. Метод измерения длины икроножной мышцы и зависимость изменения длины от углов в голеностопном и коленном суставах (по Gréve, Pleasant, Cavanagh, 1978)

Данные (они соответствуют точкам на графике) получены на восьми препаратах, изменение длины выражено в процентах к длине сегмента. Кривые линии регрессии соответствуют параболическим уравнениям вида $A(\alpha) = -A_0 + A_1\alpha + A_2\alpha^2$, где $A(\alpha)$ — изменение длины мышцы при разных углах в суставе (α). В качестве исходной взята длина мышцы человека в положении стоя.

Коэффициенты уравнений:

голеностопный сустав: $-22,18468$ (A_0); $0,30141$ (A_1); $-0,00061$ (A_2); коленный (соответственно): $6,46251$, $-0,07987$, $0,00011$.

При использовании уравнений надо помнить, что итоговое изменение длины мышцы равно сумме изменений вследствие движения в каждом из двух суставов

соответственно максимальную работу мышцы и создаваемый ею максимальный момент силы.

Польские исследователи Morecki, Ekiel, Fidelus (1971), анализируя участие отдельных мышц в создании управляющих моментов силы в суставах, представили управляющий момент в виде равенства:

$$M = F_a \sum_{i=1}^{i=n} \rho_{ij}(\alpha) s_i k_i(\alpha) \cdot \frac{B_i}{B_{i_{\max}}}, \quad (4.11)$$

где M — значение управляющего момента силы в суставе (Н·м),

F_a — значение абсолютной силы (напряжения) мышцы при длине покоя (Н/см²),

$\rho_{ij}(\alpha)$ — плечо силы i -той мышцы относительно j -той

степени свободы, при угле в суставе, равном α (м),
 s_i — физиологический поперечник i -той мышцы (см²),
 $k_i(\alpha)$ — отношение силы мышцы при данной длине к значению ее силы при длине покоя (безразмерный показатель);
 $\frac{B_i}{B_{i\max}}$ — степень возбуждения мышцы, оцениваемая по отношению ее интегрированной электрической активности в момент измерения к максимальной интегрированной активности (безразмерный показатель).

Произведение $P_{ij} \cdot S_i \cdot K_i(\alpha)$ характеризует момент силы, который эта мышца потенциально может создать при разных углах в суставе. Примеры расчета и дальнейшего использования упомянутых показателей можно найти в монографии Morecki, Ekiel, Fidelus (1971).

Глава 5

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

5.1. ПРОБЛЕМА

Характеристики скелетных мышц, зарегистрированные на живом человеке, когда на мышцу оказывают некоторое механическое воздействие и получают ее механический ответ, определяются:

1) изменением эфферентного притока к мышце или гуморального воздействия на нее в процессе эксперимента;

2) взаимодействием актино-миозиновых филаментов, которое не является чисто механическим по своей природе и которое нельзя отождествлять с деформацией материала;

3) механической деформацией отдельных элементов, составляющих мышцу, например, соединительно-тканых образований.

Если в условиях опыта обеспечено постоянство эффективного притока к мышце (например, опыты проводятся на расслабленной мышце или измерения выполняются непосредственно после механического воздействия, так что за это время не может произойти центрально-нервного вмешательства, изменяющего состояние мышцы), то зарегистрированные свойства называют биомеханическими свойствами мышцы. Естественно, что они не постоянны и зависят от степени возбуждения мышцы и других факторов (утомления и пр.) *.

Биомеханические свойства мышц зависят от:

1) механических свойств материалов, элементов и структур, образующих мышцу (собственно-механические свойства);

2) механических характеристик взаимодействия активно-миозинового сократительного комплекса, связанных с образованием и разрывом поперечных спаек между филаментами. Поскольку такое взаимодействие определяется факторами немеханической природы, свойства контрактильных компонентов мышцы называют квазимеханическими. Например, квазижесткость — это первая производная зависимости между длиной контрактильных компонентов мышцы и проявленной ими силой.

Таким образом, биомеханические свойства мышцы определяются ее собственно-механическими и квазимеханическими свойствами.

Измерение биомеханических свойств мышцы является весьма сложной задачей, что определяется тремя группами факторов.

Во-первых, сложны биомеханические свойства самих мышц. Изучать материалы с простыми механическими свойствами можно разными методами, получая совпадающие результаты. При изучении мышц разные методы могут дать разные результаты (это будет свидетельствовать о том, что методы в данном случае измеряют разные явления).

Во-вторых, в условиях живого организма изучение свойств отдельных мышц крайне затруднено. Это в особенности касается тех показателей, которые характеризуют

* Следовательно, каждое из биомеханических свойств мышцы не может быть охарактеризовано одним числом и в общем случае описывается семейством кривых, зависящих от уровня возбуждения, длины мышцы и др.

ют свойства мышц при измерении в продольном направлении (мышцы анизотропны: их механические свойства при разных направлениях измерения — вдоль, поперек — различны). А ведь именно свойства мышц при измерении в продольном направлении представляют наибольший интерес.

В-третьих, регистрация биомеханических характеристик скелетных мышц связана с их изменчивостью под влиянием эфферентных воздействий, гуморальных влияний, утомления и т. д. и т. п. Поэтому в экспериментах приходится использовать специальные методические приемы и с очень большой осторожностью распространять экспериментальные факты за пределы тех ситуаций, в которых они получены.

5.2. ЖЕСТКОСТЬ МЫШЦ

Жесткость материала или конструкции — это их свойство противодействовать прикладываемым силам. Жесткость характеризуется коэффициентами жесткости и податливости. Коэффициент жесткости определяется как первая производная восстанавливающей силы по деформации материала (размерность — Н/м). Коэффициент податливости — величина, обратная коэффициенту жесткости (размерность — м/Н).

5.2.1. Методы определения собственно-механической жесткости

Собственно-механическая жесткость может быть определена с помощью двух групп методов, в которых исключается влияние контрактильной компоненты. К первой группе относятся методы, изучающие мышцу в процессе укорочения упругих элементов, а ко второй — изучающие мышцу в процессе их растягивания. (Подробное описание этих методов содержится в работе В. М. Зациорского и А. С. Аруина, 1978).

Укорочение (ослабление) упругих элементов достигается обычно либо за счет убавления нагрузки, прикладываемой к мышце (метод внезапного освобождения — «quick release») (Wilkie, 1956b; Jewel, Wilkie, 1958; Bahler, 1967; Parmley et al., 1967; Mashima et al., 1971), либо за счет изменения длины мышц до определенной величины (метод контролируемого освобождения —

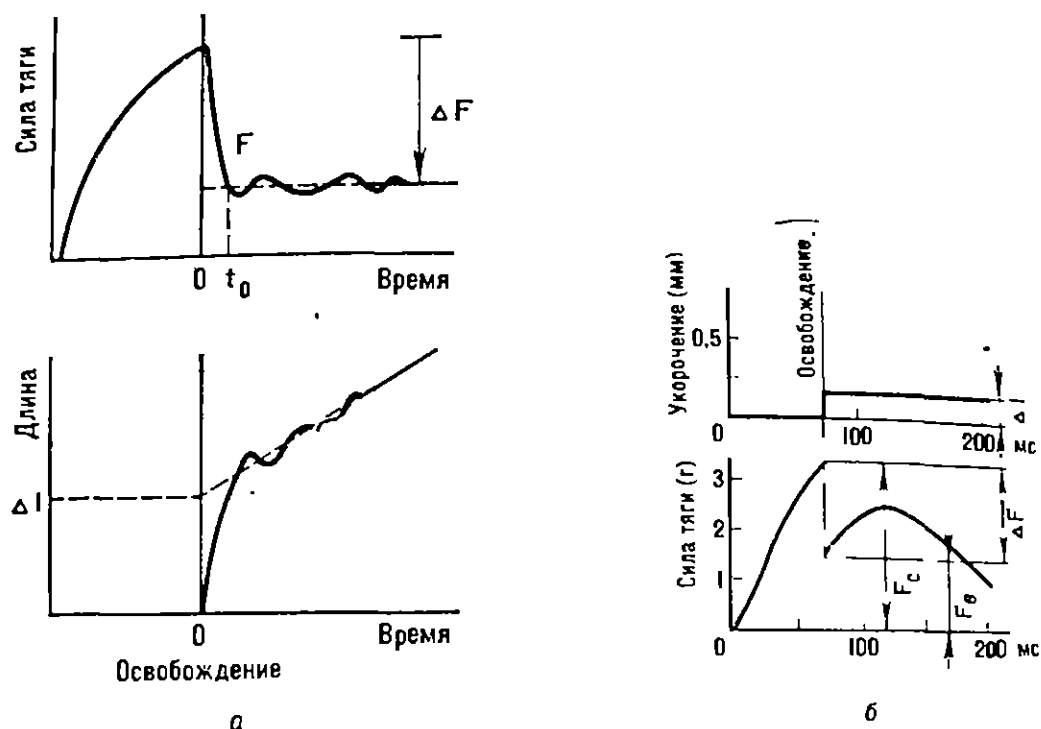


Рис. 36. Схематичное представление методов определения собственно-механической жесткости мышц, основанное на уменьшении длины упругих компонент:

а) внезапное изменение силы тяги мышцы (метод внезапного освобождения). Метод состоит в скачкообразном изменении нагрузки, прикладываемой к изометрически возбужденной мышце (вверху). Регистрируются изменения длины мышцы. При этом длина также изменяется сначала скачкообразно (Δl), а затем постепенно. Скачкообразное изменение длины соответствует восстановлению длины деформированных последовательных упругих компонент мышцы (они не задемпфированы, поэтому изменение происходит скачком). Последующее укорочение мышцы отражает изменения в длине ее контрактильных компонент; скорость изменения их длины подчиняется уравнению Хилла (по Bahler, 1967); б) внезапное изменение длины мышцы (метод контролируемого освобождения). Освобождая стопор, сдерживающий изометрически возбужденную мышцу, дают ей возможность укоротиться на определенную величину (Δl). Регистрируют происшедшее при этом изменение силы (ΔF). Податливость вычисляется как отношение $\Delta l / \Delta F$ (по Akazawa et al., 1969).

«controlled release») (Hill, 1950a, 1953; Huxley, Simmons, 1970; Blande et al., 1972) — рис. 36. Изменения длины и натяжения, регистрируемые при этом на концах мышц, согласно модели Hill (1938) приписываются последовательному упругому компоненту, жесткость которого вычисляется как отношение $\frac{\Delta F}{\Delta l}$.

Методы, имеющие в основе растягивание упругих элементов, построены на измерении мышечной силы (F) в функции времени (t) в начальной стадии максимального изометрического сокращения (Goubel, 1974). В этом случае предполагается, что зависимости «сила — скорость» для контрактильных компонент в изометрических

и изотонических условиях совпадают, и, если эти зависимости известны из экспериментов, проведенных в изотоническом режиме, мышечная жесткость может быть вычислена по формуле:

$$\frac{\Delta F}{\Delta l} = \frac{\Delta l \cdot \Delta F}{\Delta l \cdot \Delta l} = \frac{\Delta F}{u_c \Delta t}, \quad (5.1)$$

где u_c — величина скорости сокращения контрактильной компоненты, вычисляемая из предварительно полученной изотонической зависимости «сила — скорость» (Hill, 1949; Wilkie, 1950; Jewel, Wilkie, 1958; MacCrorey et al., 1966; Parmley et al., 1970; и др.).

5.2.2. Методы изучения биомеханической жесткости мышц

Для измерения биомеханической жесткости используются методы: баллистических движений (Viviani et al., 1973), знакопеременного нагружения (Joyse et al., 1969, 1974; Partridge et al., 1960; Roberts, 1963; Poppele et al., 1968; Robson, 1962; Neilson, 1972), пассивных движений (Pertuzon, 1972); вибрационные методы — резонансный (Крейвис В. Л. и др., 1972; Matsumoto et al., 1976; Аруин А. С. и др., 1978а), автоколебаний (Буевич В. А., 1974), затухающих колебаний (Федоров В. А., 1970; Лифшиц И. Б., 1971; Hatze, 1975; Savagna, 1970; Аруин А. С. и др., 1977б). Подробнее см.: Зациорский В. М., Аруин А. С. (1978).

5.2.3. Результаты измерения жесткости мышц

Результаты измерения собственно-механической и биомеханической жесткости различных мышечных групп человека сведены в табл. 20. Все показатели пересчитаны в систему СИ.

Обсудим некоторые из них. Величины, измеренные различными авторами, сходятся по порядку. В тех случаях, когда измерения проводились на одних и тех же испытуемых, в стандартных условиях, но разными методами, совпадение результатов было хорошим (Choskaert et al., 1978) — рис. 37.

Жесткость расслабленной мышцы, растягиваемой с высокой скоростью, близка к жесткости последовательной

Величины жесткости различных мышечных групп человека

Автор	Объект исследования (группа мышц)	Активность, сила, сопротивление мышцы	n	Метод	Характеристика	Зарегистрированная величина	Пересчитанная величина Н/м
Wilkie, 1950	Сгибатели предплечья	0 Н 50 Н 100 Н 150 Н	5	Изометрического напряжения	Эквивалентная податливость	$2,0 \times 10^{-6}$ см/дин $0,94 \times 10^{-6}$ см/дин $0,56 \times 10^{-6}$ см/дин $0,4 \times 10^{-6}$ см/дин	$0,5 \times 10^3$ $1,06 \times 10^3$ $1,78 \times 10^3$ $2,5 \times 10^3$
Goubel, 1974	Эквивалентный сгибатель предплечья	Активная 500 Н 1000 Н 1500 Н	5	Внезапного освобождения	Податливость	$1,65 \times 10^{-4}$ м/Н $0,7 \times 10^{-4}$ м/Н $0,6 \times 10^{-4}$ м/Н	$0,6 \times 10^4$ $1,42 \times 10^4$ $1,66 \times 10^4$
Pertuzon, 1972	То же	Пассивная	5	Пассивных движений	»	$7,3 \times 10^{-4}$ м/Н	$0,14 \times 10^4$
Goubel, 1974	» »	Активная 100 Н 200 Н 300 Н	6	Латентный	»	$0,37 \times 10^{-4}$ м/Н $0,21 \times 10^{-4}$ м/Н $0,18 \times 10^{-4}$ м/Н	$2,7 \times 10^4$ $4,76 \times 10^4$ $5,55 \times 10^4$
Goubel, 1974	» »	Активная 50 Н	3	Динамический	»	$1,0 \times 10^{-4}$ м/Н	$1,0 \times 10^4$

		100 Н 200 Н				$0,7 \times 10^{-4}$ м/Н $0,3 \times 10^{-4}$ м/Н	$1,42 \times 10^4$ $3,3 \times 10^4$
Soechting et al., 1971	» »	Активная	не изв.	Баллистичес- ких движе- ний	Жесткость	2500 кг/м	$2,45 \times 10^4$
Viviani et al., 1973	» »	»	4	То же	»	8800 кг/м 6300 кг/м 5300 кг/м	$8,63 \times 10^4$ $6,18 \times 10^4$ $5,19 \times 10^4$
Matsumoto et al., 1976	Плечелучевая м. Длинный лучевой разгибатель кисти	Пассивная Активная	1 1	Резонансный	Упругость »	$0,18 \times 10^6$ дин/см $0,94 \times 10^6$ дин/см $0,2 \times 10^6$ дин/см	$0,18 \times 10^3$ $0,94 \times 10^3$ $0,2 \times 10^3$
Savagna, 1970	Сгибатели стопы	Активные	5	Затухающих колебаний	Жесткость	3,80 кг/мм	$3,73 \times 10^4$
А. С. Аруин и др., 1977б	То же	Фиксирован- ная актив- ность	126	То же	«	2,72 кг/мм	$2,67 \times 10^4$
А. С. Аруин и др., 1978а	»	Активная 0 Н 49 Н 98 Н 147 Н 196 Н	7	Резонансный	Эквивалент- ная жест- кость	$1,49 \times 10^4$ Н/м $1,62 \times 10^4$ Н/м $1,53 \times 10^4$ Н/м $1,88 \times 10^4$ Н/м $1,82 \times 10^4$ Н/м	$1,49 \times 10^4$ $1,62 \times 10^4$ $1,53 \times 10^4$ $1,88 \times 10^4$ $1,82 \times 10^4$

Автор	Объект исследования (группа мышц)	Активность, сила, сопротивление мышцы	n	Метод	Характеристика	Зарегистрированная величина	Пересчитанная величина Н/м
Г. Я. Пановко, 1973	Сгибатели стопы	Неопределенная	5	Резонансный	Эквивалентная жесткость	3710 кг/м	$3,63 \times 10^4$
Boop et al., 1972	Сгибатели предплечья	Пассивная	5	Синусоидальных пассивных движений	Угловая жесткость	1,5-4,0 Нм/рад	—
В. Л. Федоров, 1970	Четырехглавая м. бедра	Активная Пассивная	1 1	Затухающих колебаний	Упругость »	57,1 Гц 25,8 Гц	— —
В. А. Буевич и др. 1974	Мышцы предплечья	Неопределенная	300	Резонансный	Собственная частота	141 Гц	—
	Икроножная м.	»	300	»	»	177 Гц	—
И. Б. Лифшиц, 1971	Тело человека от плеч до стоп	»	211	Загужающих колебаний	Упругость	$4,7 \times 10^4$ Н/м	$4,7 \times 10^4$

Примечание. Не следует смешивать эквивалентную жесткость с жесткостью эквивалентного сгибателя и разгибателя. Под эквивалентной жесткостью понимается жесткость элемента, моделирующего интегральные свойства всех морфологических структур данного сустава; при этом не делается попытки привязать значение жесткости к какой-нибудь определенной мышце. Эквивалентная жесткость соответствует следующей логике подхода: сустав заменяется идеальной пружиной с такими свойствами (жесткостью) что поведение тела человека в пределах описываемых опытов не изменится.

В случае же с жесткостью эквивалентного сгибателя определяется жесткость фиктивной мышцы, гипотетически заменяющей все мышцы сустава.

Эта терминология сложилась исторически.

упругой компоненты. Этот вывод был сделан Voop et al. (1972) на основе диаграммы «натяжение — деформация» (stress — strain) для скорости, равной примерно 50% от максимальной скорости укорочения.

5.2.4. Зависимость жесткости мышц от различных факторов

Жесткость зависит от скорости, с которой мышца растягивается (Fenn, Garvey, 1934), и от ее натяжения (Buchthal, Kaiser, 1944; Wilkie, 1950; Pertuzon, 1972; и др.). Поэтому следует ожидать значительных отклонений в оценках жесткости в экспериментальных условиях с различной величиной силы и различной скоростью движения.

Биомеханическая жесткость сокращающейся изолированной мышцы в 2—3 раза больше жесткости пассивной мышцы (Buchthal, Kaiser, 1944), а жесткость активной мышцы *in situ* в 4—5 раз больше жесткости пассивной (Wilkie, 1950; Matsumoto et al., 1976). Жесткость мышцы увеличивается при возрастании натяжения (Jewel, Wilkie, 1958; Bendall, 1969; Hill, 1949; Roberts et al., 1971; Rack et al., 1974; и др.), причем в начальных стадиях сокращения (что соответствует небольшим значениям развиваемой силы) она увеличивается больше, чем в последующих стадиях (Pertuzon, 1972). По мнению Huxley (1957), Rack et al. (1969), Bressler, Clinch (1974) и др., это объясняется увеличением числа поперечных актиномиозиновых мостиков, что доказывается, в частности, уменьшением жесткости при подавлении действия рефлекторной петли (Viviani, Terzuolo, 1973).

Зависимость биомеханической жесткости от силы при-

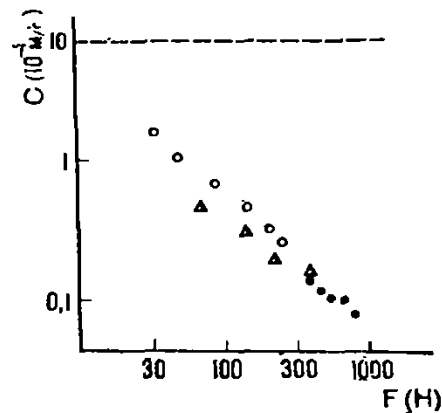


Рис. 37. Зависимость между податливостью (по ординате) и силой эквивалентного сгибателя локтевого сустава (логарифмические координаты) — по Chockaert et al., 1978:

черные кружки — метод внезапного освобождения; белые кружки — динамический метод; треугольники — латентный метод. Горизонтальная пунктирная линия — податливость параллельных упругих компонент. Напомним, что все указанные методы измеряют собственно-механическую жесткость последовательных упругих компонент мышц. При этом в первых двух методах жесткость измеряется в процессе укорочения этих компонент, а в третьем — в процессе удлинения

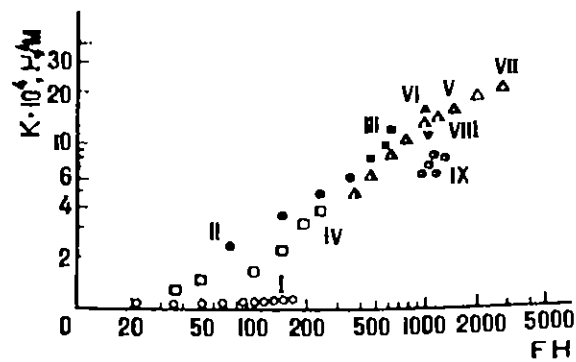


Рис. 38. Зависимость жесткости мышц K от силы F (сводные данные — по А. С. Аруину и др., 1978а):

I — данные Wilkie (1950) для группы сгибателей предплечья (расчет на основе кривой «сила—время» с привлечением коэффициентов F_0 , a_1 и a_2 уравнения Хилла из других экспериментов); II — данные Goubel (1974) для группы сгибателей предплечья — латентный метод; III — данные Goubel (1974) для группы сгибателей предплечья — метод внезапного освобождения; IV — данные Goubel (1974) для группы сгибателей предплечья — динамический метод; V — данные Peritazon (1972) для группы сгибателей предплечья — метод внезапного освобождения; VI — данные Savagna (1970) для подошвенных сгибателей стопы — метод затухающих колебаний (сила прикладывается к двум стопам); VII — данные Savagna (1970) для подошвенных сгибателей стопы — метод затухающих колебаний (сила прикладывается к одной стопе); VIII — данные А. С. Аруина и др. (1977б) для подошвенных сгибателей стопы — метод затухающих колебаний (сила прикладывается к двум стопам); IX — данные А. С. Аруина и др. (1978а) для мышц-сгибателей стопы — вибрационный метод (сила прикладывается к двум стопам). Данные Wilkie, Goubel, Peritazon пересчитаны из показателя податливости (compliance), а данные Savagna и Аруина и др. из значений эквивалентных биомеханических показателей мышц голеностопного сустава. По оси абсцисс — приложенная сила (FH), по оси ординат — жесткость мышц ($K \times 10^4$ Н/м)

ведена на рис. 38. Сводные данные свидетельствуют о том, что в графике с логарифмическими координатами связь между жесткостью мышц и проявляемой силой близка к линейной. Подобный вывод согласуется с результатами Wilkie (1950), Goubel et al. (1971, 1973), Jackson et al. (1977).

В то же время, как показал Goubel (1974) биомеханическая жесткость мышц не зависит от их длины (рис. 39). Объясняется это тем, что жесткость мышц при длинах меньше равновесной (когда параллельные упругие компоненты не растянуты) определяется натяжением последовательных упругих компонент. Для этих компонент (как и для любого упругого тела) характерна однозначная зависимость между их деформацией и деформирующей силой. Поэтому состояние последовательных упругих компонент (т. е. длина и сила, которую они проявляют) зависит не от длины мышцы, а от силы, регистрируемой на ее конце. Независимость упругости

мышц от длины имеет большое значение в движениях человека: энергия упругой деформации может накапливаться при разной длине активных мышц (например, при толчке штанги с груди или отталкивании в прыжках длина мышц далека от предельной, но это не препятствует накоплению и использованию энергии упругой деформации).

Биомеханическая жесткость изменяется также при изменении частоты растягиваний и сокращений мышц. На частотах 2—4 гц жесткость возрастает до 30% (Roberts et al., 1971) или даже до 65% (Rack et al., 1974).

Жесткость мышц зависит от спортивной специализации испытуемых. Эта зависимость приведена в табл. 21.

5.3. ДЕМПФИРОВАНИЕ МЫШЦ

Демпфирование — свойство материала рассеивать энергию. Коэффициент демпфирования определяется как первая производная диссипативной силы по скорости деформации материала (размерность — $H \cdot c/m$)*.

Опытами на изолированных мышцах теплокровных (Hill, 1938; Savagna et al., 1968; и др.), на интактных мышцах человека (Voop et al., 1972) было показано, что

* Весьма распространена неточность, связанная с широким использованием термина «вязкость мышц». Вязкость (динамическая вязкость, коэффициент внутреннего трения) имеет размерность $H \cdot c/m^2$. В системе СИ единица вязкости — паскаль-секунда равна $1 H \cdot c/m^2$. Смешивать вязкость и демпфирование мышц нежелательно.

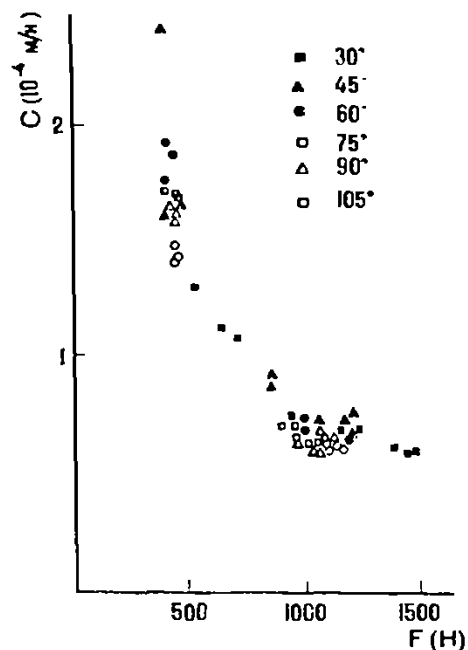


Рис. 39. Податливость эквивалентного сгибателя локтевого сустава при разных суставных углах и проявляемой силе (Goubel, 1974): по абсциссе — сила H , по ординате — податливость $C \times 10^{-4}$ м/Н. Приведены значения для разных начальных углов в суставе (метод внезапного освобождения, см. на рис. 36). Видно, что зависимость «сила — податливость» не зависит от угла в суставе и, следовательно, от длины мышц

Т а б л и ц а 21

Жесткость и демпфирование мышц-стабилизаторов стопы у представителей разных видов спорта* (по А. С. Аруину и др., 1977г)

Спортивная специализация	Число испытуемых	Коэффициент жесткости Н/м · 10 ⁴	Коэффициент демпфирования Н · с/м
Льжный спорт (гонки)	14	2,41 ± 0,36	764,68 ± 09,24
Бокс	11	2,58 ± 0,27	668,74 ± 108,0
Легкая атлетика (спринт)	13	3,00 ± 0,53	756,05 ± 73,14
Плавание	11	2,68 ± 0,38	1013,5 ± 126,43
Тяжелая атлетика	11	2,88 ± 0,66	1039,8 ± 243,87
Легкая атлетика (средние дист.)	12	2,72 ± 0,52	669,25 ± 142,83
Легкая атлетика (прыжки в высоту и длину)	7	2,87 ± 0,53	814,62 ± 180,79
Волейбол	15	2,79 ± 0,51	836,79 ± 195,71
Футбол	32	2,47 ± 0,38	785,38 ± 161,28
Средние данные	126	2,67 ± 0,48	811,58 ± 201,3

* Показатели измерены методом затухающих колебаний.

приложенная к мышцам извне энергия рассеивается. Это явление подтверждается гистерезисными кривыми пассивных (Boop et al., 1972; В. А. Сафронов, 1969) и активных (Rack et al., 1974) мышц.

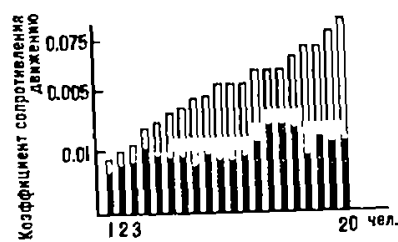


Рис. 40. Величина коэффициента сопротивления движению в суставе последней фаланги среднего пальца кисти для 20 испытуемых:

черные столбики — две дистальные фаланги перпендикулярны ладони, при этом сухожилия полностью расслаблены и нет пассивного эластического натяжения мышц; светлые столбики — все фаланги перпендикулярны ладони, имеется пассивное натяжение мышц (по Barnett et al., 1969)

При анизометрическом сокращении активные мышцы затрачивают энергию на совершение внешней работы, а также на восполнение внутренних и внешних энергетических потерь. Под внутренними потерями понимается рассеяние энергии в самой мышце, под внешними — рассеяние энергии в соединительно-тканых образованиях, мышцах-антагонистах, суставах и пр.

В тех случаях, когда регистрируется демпфирование при движении в каком-либо суставе, оно является суммой демпфирования мышц и суставного трения. Поскольку суставное трение сравнительно невелико, его влиянием либо пренебрегают (это оправдано, когда речь идет о крупных суставах, окруженных мощными мышечными группами, например, о тазобедренном суставе), либо вычитают демпфирование, обусловленное суставным трением, из экспериментально определенных величин. В мелких суставах (например, в межфаланговых суставах кисти) величина суставного трения составляет до 50% общего сопротивления движению (Barnet et al., 1969) (рис. 40).

5.3.1. Методы определения характеристик рассеяния энергии

Методы определения характеристик рассеяния энергии в материале основаны либо на непосредственном измерении величины энергии (прямые методы), либо на получении их опосредствованным путем (косвенные методы).

Прямые методы определения характеристик рассеивания энергии подразделяются на энергетические, основанные на законе сохранения энергии (Bahler, 1967), термические (Hill, 1938) и методы петли гистерезиса (Pollok, Davis, 1932; Webster, 1960; Сафронов В. А., 1969; Rack, Westbury, 1974).

Косвенные методы подразделяются на метод распространения волны вдоль мышцы (Buchtal et al., 1963; Трунг , 1972, 1974), резонансный метод (Банах Л. Я. и др., 1974; Писаренко Г. С. и др., 1971; Крейвис В. Л., Рагульскис К. М., 1972; Пановко Г. Я., 1973; Аруин А. С. и др., 1978а, б), фазовый метод (Пасечник В. М., Сарвазян А. Н., 1972; Дещеревский В. И., 1977; Буравцев В. Я., 1977), метод затухающих механических колебаний. При этом в мышцах обычно возбуждаются: крутильные колебания (Webster, 1846; Лебединский А. В. и др., 1947; Штранкфельд П. Г., 1957), поперечные колебания (Васюков Г. В., 1967; Федоров В. Л., 1970; Пахомова Т. Г., 1973; Талышев Ф. М. и др., 1977), продольные колебания (Cavagna, 1965, 1970; Аруин А. С., 1974, 1976; Аруин А. С., Зацнорский В. М., Райцин Л. М., 1977б, в). Подробнее см.: Зацнорский В. М., Аруин А. С. (1978).

Величины демпфирования разных мышечных групп человека

Автор	Объект исследования	Активность мышцы, сила, сопротивление	n	Метод	Характеристика	Зарегистрированная величина	Пересчитанная величина Н·с/м
Fenn et al., 1934	Группа мышц коленного сустава	Пассивная	—	Затухающих колебаний	Вязкость	$2,8 \frac{\text{кг} \cdot \text{с}}{\text{м}}$ на см ²	27,4
Savagna, 1970		Сгибатели стопы	5	То же	Коэффициент демпфирования	$58,17 \frac{\text{кг} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	570,64
А. С. Аруин и др., 1977 б	» »	»	125	» »	То же	$82,7 \frac{\text{кг} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	811,5
Г. Я. Пановко, 1973	» »	Неопределенная	5	Резонансный	» »	$99,2 \frac{\text{кг} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	973,15
А. С. Аруин и др., 1978 а	« »	Активные	7	»	Эквивалентное демпфирование	$430,1 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	430,1
		0 Н				$416,6 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	416,6
		49 Н				$461,4 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	461,4
		98 Н				$515,1 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	515,1
		147 Н				$583,8 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	583,8
	196 Н						

Pertuzon, 1972	Эквивалентный сгибатель предплечья	Пассивная	5	Пассивных движений	Вязкость	240 $\frac{\text{Н}\cdot\text{с}}{\text{м}}$	240
Soechting et al., 1971	То же	Активная	—	Баллистических движений	»	275 $\frac{\text{кг}\cdot\text{с}}{\text{м}}$	2697,7
Viviani et al., 1973	» »	Активная	4	То же	»	1929 $\frac{\text{кг}\cdot\text{с}}{\text{м}}$	18923,0
		$I=0,10 \text{ кг}\cdot\text{м}\cdot\text{с}^2$				533 $\frac{\text{кг}\cdot\text{с}}{\text{м}}$	5228,7
		$I=0,14 \text{ кг}\cdot\text{м}\cdot\text{с}^2$				538 $\frac{\text{кг}\cdot\text{с}}{\text{м}}$	5277,7
Akazawa et al., 1973	»	Активная	1	Расчет коэффициента модели по данным Wilkie, 1950	Вязкость	$2,58 \times 10^6 \frac{\text{дин}\cdot\text{с}}{\text{см}}$	2580,0
Hatze, 1975	Мышцы тазобедренного сустава	Неопределенная	1	Затухающих колебаний	Угловой коэффициент демпфирования	3,75 $\frac{\text{Н}\cdot\text{м}/\text{с}}{\text{рад}}$	—
	Четырехглавая м. бедра	Максимальная	1	То же	То же	1,05 $\frac{\text{Н}\cdot\text{м}/\text{с}}{\text{рад}}$	—

Продолжение

Автор	Объект исследования	Активность мышцы, сила, сопротивление	n	Метод	Характеристика	Зарегистрированная величина	Пересчитанная величина Н·с/м
Федоров В. Л., 1970	Четырехглавая м. бедра	Пассивная	1	Затухающих колебаний	Вязкость	0,27*	—
		Активная	1	То же	»	0,26	—
Пахомова Т. Г., 1973	Двуглавая м. плеча	Пассивная	218	» »	»	0,37	—
		Активная	»	» »	»	0,61	—
Талышев Ф. М. и др., 1977	То же	Расслабленная	50	» »	»	0,45	—
		Активная	50	» »	»	0,68	—
	Длиннейшая м. спины	Расслабленная	50	» »	»	0,32	—
		Активная	50	» »	»	0,60	—
	Прямая м. бедра	Расслабленная	50	» »	»	0,37	—
		Активная	50	» »	»	0,64	—
Лифшиц И. Б., 1971**	Тело человека	Неопределенная	211	» »	»	651 $\frac{\text{кгс}}{\text{м}}$	651,0

*Логарифмический декремент затухания колебаний.

** В опытах исследовалось демпфирование при ударном воздействии, приложенном к телу человека со стороны плеч в положении испытуемого лежа.

5.3.2. Результаты измерения демпфирования мышц

В табл. 22 приведены величины демпфирования, полученные на разных мышечных группах человека. Все результаты пересчитаны в систему СИ.

Очень мало экспериментов проведено в сопоставимых условиях (это затрудняет их сравнение). С сожалением можно также отметить, что не выполнено ни одной работы, где бы одновременно использовались несколько методов определения демпфирования мышц, что позволило бы сопоставить достоинства и недостатки методов.

Изучая мышцы нижних конечностей человека, Fenn, Garvey (1934) установили величину коэффициента демпфирования, равную $2,3 \text{ кг} \cdot \text{с/м}$ на см^2 поперечного сечения мышцы. Основываясь на этих данных, а также на данных Braune, Fischer (1889) о поперечном сечении двуглавой мышцы плеча, равном 20 см^2 , Viviani, Terzuolo (1973) рассчитали коэффициент демпфирования для этой мышцы: он равен $56 \text{ кг} \cdot \text{с/м}$.

Коэффициент демпфирования активного эквивалентного сгибателя предплечья, определенный Soechting (1971), примерно в 2 раза меньше полученного Viviani, Terzuolo (1973) в аналогичных экспериментальных условиях. Возможно, это различие связано с различиями напряжений, развиваемых мышцами, и угловыми скоростями движений*.

5.3.3. Зависимость демпфирования мышц от различных факторов

Демпфирование мышцы увеличивается с ростом произвольного напряжения в 2 раза (Т. Г. Пахомова, 1973) и больше — до 20 раз (Pertuzon, 1972; Viviani et al., 1973).

В вопросе влияния скорости растягивания на демпфирование мышц существуют разногласия (Fenn, Garvey, 1934; Bahler et al., 1968). По Viviani et al. (1973), демпфирование увеличивается при увеличении скорости. Woop et al. (1973) нашли, что демпфирование пассивных

* В экспериментах Soechting максимальное натяжение было 5 кг , максимальная угловая скорость $2,5 \text{ рад/с}$; в экспериментах Viviani, Terzuolo эти значения примерно на 30% выше.

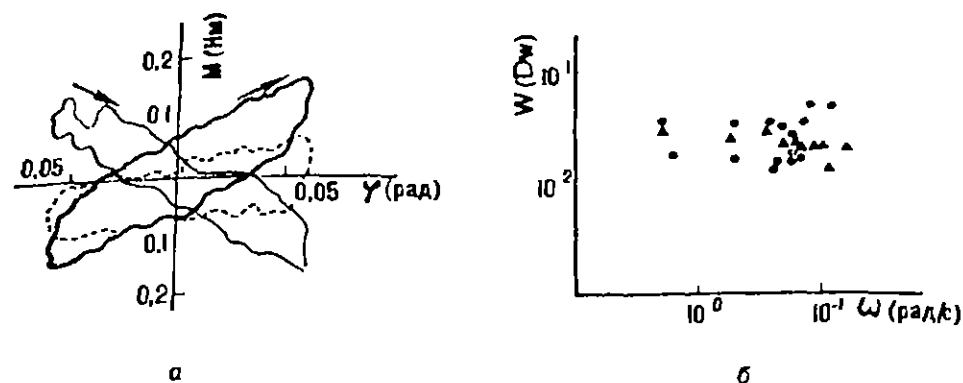


Рис. 41. Зависимость между демпфированием пассивных мышц и скоростью движений. Метод петли гистерезиса (по Boop et al., 1973): а) пример связи между углами в суставе (абсцисса) и моментом силы, прикладываемой к предплечью (ордината), при разных скоростях движения: — 2,5 рад/с, - - - 6,0 рад/с, ····· 9,2 рад/с. Демпфирование оценивалось по площади петли гистерезиса. Видно, что, хотя скорость движения влияет на зависимость между приложенной силой и положением в суставе, площадь петли гистерезиса остается практически неизменной; б) зависимость между скоростью движений (по абсциссе, рад/с) и рассеянной энергией (ордината, Дж.). Корреляция близка к нулю

мышц, оцениваемое по площади петли гистерезиса, не зависит от скорости (рис. 41).

При увеличении длины мышцы, вызванном ее растягиванием, потери на внутреннее трение возрастают (Boop et al., 1972; Rack et al., 1974). Зависимость демпфирования мышц от спортивной специализации была представлена в табл. 21.

5.4. ДРУГИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЫШЦ

Для полного описания биомеханических свойств мышц исследуют также такие характеристики, как релаксация, прочность, твердость, импеданс (А. С. Аруин, В. М. Зацнорский, 1980).

Релаксация мышц — свойство, проявляющееся в уменьшении их натяжения во времени. Оно оценивается временем релаксации τ , т. е. отрезком времени, в течение которого натяжение уменьшается в e раз от первоначального значения. Релаксация отмечалась в мышцах многих животных (Glantz, 1974). Значение ее для спортивных движений показано в разделе 5.5.

Прочность мышц — это прочность на разрыв; оценивается величиной максимальной нагрузки в момент разрыва исследуемого материала. Оценить прочность мышцы в живом организме, не повреждая ее, невозможно.

Твердость мышц — свойство оказывать сопротивление при местных контактных воздействиях. Большинство методов измерения твердости мышцы основано на измерении ее реакции на механическое

воздействии, приложенное к ней в продольном направлении (Bethe, 1924; Spiegel, 1927; А. И. Пахомов, 1947; А. С. Шабашова, 1955) или в поперечном (Ю. М. Уфлянд, 1927; В. Г. Петренко, 1956; и др.).

Механический импеданс — отношение амплитуды гармонической вынуждающей силы к комплексной амплитуде скорости при гармонических вынужденных колебаниях исследуемой системы (рекомендации по стандартизации терминологии, 1975). Измерение импеданса удобно в экспериментальном отношении (для этого надо только зарегистрировать перемещение объекта, взаимодействующего с телом человека, и возникающую при этом контактную силу). Кроме того, оно позволяет оценить вклад сил различной природы (инерции, упругости, демпфирования) в то сопротивление, которое оказывает тело человека (или его часть) действующей на него силе.

5.5. ВЛИЯНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МЫШЦ И СУХОЖИЛИЙ НА ЭФФЕКТИВНОСТЬ ДВИЖЕНИЙ

Сила, скорость и экономичность спортивных движений зависят от того, в какой степени спортсмену удастся использовать биомеханические свойства своего двигательного аппарата. Сила и скорость движения могут быть повышены за счет использования упругих сил, а экономичность — за счет рекуперации механической энергии и уменьшения диссипативных потерь. Биомеханические свойства мышц в решающей мере влияют на это.

Приведем три примера.

1. Увеличение силы и скорости движений: общеизвестно, что в прыжке вверх с места, выполняемом из приседа после паузы, результат будет ниже, чем в прыжке из подседа без паузы, так как во втором случае используются силы упругой деформации предварительно растянутых мышц (Aasmussen et al., 1974; и др.).

2. Повышение экономичности движений: рекуперация потенциальной энергии упругой деформации существенно снижает энерготраты в движениях циклического характера (Thys et al., 1972; А. С. Арунн и др., 1977).

3. Амортизация ударных и вибрационных нагрузок: у горнолыжников ускорение, направленное перпендикулярно склону, достигает на стопе 110 g; на голове оно существенно ниже (Nigg et al., 1973) — рис. 42.

Известно, что деформированное внешней силой тело способно накапливать энергию в виде энергии упругой деформации, которая, освобождаясь, совершает работу либо переходит в тепло. Мышечные и сухожильные структуры также могут аккумулировать энергию (рис. 43).

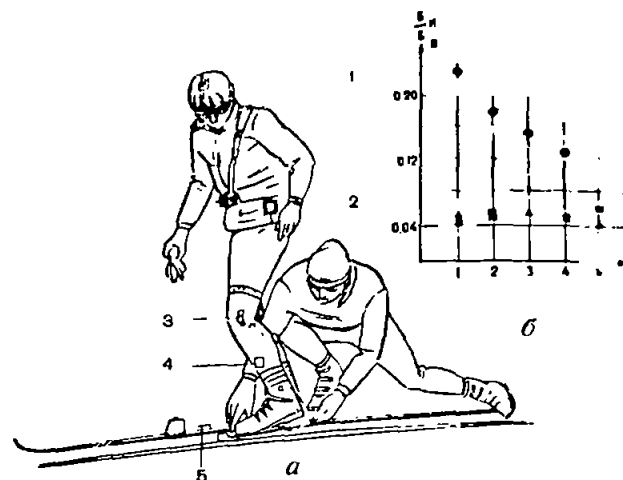


Рис. 42. Измерение демпфирования механических нагрузок при скоростном спуске в горнолыжном спорте (а):

1 — датчик ускорения головы; 2 — датчик ускорения бедра; 3 — гониометр; 4 — датчик ускорения лыжного ботинка; 5 — устройство для измерения расстояния и скорости.

Изменение отношений ускорений при увеличении числа попыток у спортсмена низкой и высокой квалификации (б). По абсциссе — порядковый номер попытки, по ординате — отношение ускорения на туловище спортсмена к ускорениям, зарегистрированным на ботинке (по Nigg et al., 1973). Кружки — данные спортсмена низкой квалификации, треугольники и квадраты — высокой

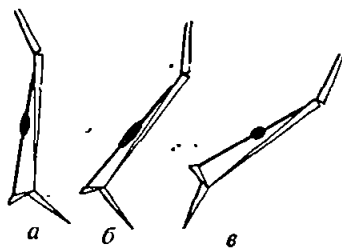


Рис. 43. Упругая деформация мышц при отталкивании (по Elftman, 1966). При постановке ноги на землю камбаловидная м. растягивается (а), накапливает энергию упругой деформации (б) и отдает ее во второй фазе отталкивания (в)

Большинству спортивных движений предшествуют движения в направлении, противоположном основному (приседания перед прыжком вверх, замах перед броском снаряда и пр.). Происходящее при предварительных движениях растягивание мышц приводит к накоплению в них энергии упругой деформации, используемой организмом в основном движении. Чем больше вклад такой немета-

большой энергии в общую величину энергии, обеспечивающей выполнение основного движения, тем меньше требуется метаболической энергии, тем более экономно выполняется это движение. Имеются веские основания считать, что рекуперация энергии упругой деформации является основной причиной высокой экономичности бега человека (Cavagna, 1977), прыжков кенгуру (Dawson et al., 1973).

В мышечных и сухожильных структурах может накапливаться довольно значительное количество энергии упругой деформации (табл. 23). Однако для этого необходимо действие внешней (по отношению к мышце) силы. При сокращении мышцы без предварительного растягивания, количество потенциальной энергии, накапливаемой в последовательных упругих компонентах, видимо, мало. Так, при изометрическом сокращении сгибателей предплечья оно в пересчете на эквивалентный сгибатель не превышает 2 дж (Goubel, 1974). Существуют, видимо, оптимальные величины растягивающей силы и скорости, при которых результат последующего движения наиболее высок.

Таблица 23

Энергия упругой деформации мышечных и сухожильных структур

Автор	Объект исследования	Вид движения	n	Накапливаемая энергия (дж)		
				в мышцах	в сухожилиях	суммарная
Cavagna, 1970	Икроножная м. и ахиллово сухожилие	Напрыгивание на носки прямых ног	5	—	—	45
Alexander et al., 1977	Мышцы нижней конечности и ахиллово сухожилие	Бег со скоростью 3,9 м/с	1	4,1—8,3	42	46—50
Thys et al., 1975	Икроножная м. и ахиллово сухожилие	Прыжки вверх	1 1	— —	— —	62,7 44,1
А. С. Аруин и др., 1979	Мышцы нижней конечностей	Приседания с весом	5	—	—	730
		Приседания без веса	5	—	—	394

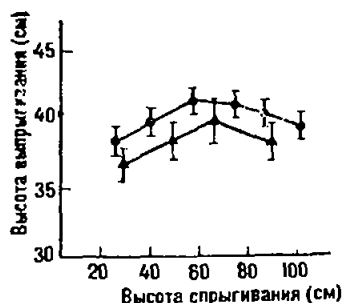


Рис. 44. Зависимость результата выпрыгивания вверх с места (без помощи маховых движений рук) от высоты прыгивания. Треугольники — данные Коти, Bosco ($n=16$) (1978), кружки — собственные данные ($n=31$)

В качестве примера можно привести результаты измерения максимальной высоты выпрыгивания вверх после прыжка в глубину с фиксированной высоты (рис. 44). Максимальный результат достигается при прыжке с высоты около 60 см. Видимо, в этом случае создаются наилучшие условия для накопления энергии упругой деформации, в результате чего повышается спортивный результат. (Аналогичные данные были получены Ю. В. Верхошанским, 1970; Asmussen et al., 1974; Komi et al., 1978a; и др.)*

Накопленная энергия упругой деформации не всегда используется в полной мере.

Степень ее использования зависит от условий выполнения движений, в частности, от времени между растягиванием и укорочением мышц. Увеличение паузы между предварительным растягиванием и последующим укорочением снижает экономичность движения и спортивный результат. Причиной этого является релаксация мышц и сухожилий.

В одном из экспериментов группа испытуемых (31 чел.) совершала однократные прыжки вверх с места на максимальную высоту: с паузой и без паузы после приседания. Все испытуемые выполняли по три попытки каждого варианта без помощи маховых движений рук. Результаты измерений приведены в табл. 24.

Аналогичные данные получены Morton, 1952; Asmussen et al., 1974.

В другом эксперименте испытуемые совершали 4-минутные серии прыжков в двух вариантах: а) разгибание нижних конечностей следовало немедленно после сгибания, б) между сгибанием и разгибанием включалась пауза. В обоих случаях методом непрямой калориметрии определялись энерготраты. Использование энергии упругой

* То, что в подобных случаях имеет место именно накопление энергии упругой деформации, подтверждается фактом снижения энерготрат (см., например, А. С. Аруин и др., 1977а). Если бы в основе повышения результатов лежали другие механизмы (например, дополнительная активация мышц по механизму стреч-рефлекса), энерготраты должны были бы увеличиваться.

Таблица 24

Влияние паузы на высоту прыжка с места

Вес испытуемых, кг	Рост, см	Высота прыжков с паузой, см	Высота прыжков без паузы, см
68,37±6,64	176,39±5,05	49,49±5,86	53,23±6,47

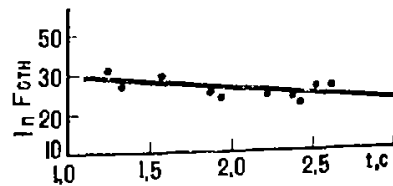
деформации мышц, накопленной в уступающей фазе движения, повышалось коэффициент эффективности мышечной работы (отношение выполненной механической работы к энерготратам) с 13,75 до 31,45% (А. С. Арунн и др., 1977а)*.

Подобный же факт отмечали Margaria et al. (1963) при измерении эффективности ритмичных сгибаний колена (включение паузы снижало коэффициент эффективности с 35 до 23%).

Интервал времени, за который должно произойти накопление и использование упругой энергии, определяется постоянной времени релаксации. По данным Margaria et al., (1963), время релаксации для сгибаний коленного сустава равно 1,4 сек. В приседаниях это время несколько больше (рис. 45).

Если время движения больше времени релаксации, накопленная энергия упругой деформации (неметаболическая энергия) полностью рассеивается и последующая фаза движения осуществляется лишь за счет метаболической энергии мышечного сокращения.

Свойство мышц накапливать энергию упругой деформации зависит от особенностей их морфологического строения. В частности, это свойство коррелирует с процентным соотношением быстрых и медленных двигательных волокон: чем выше процент медленных волокон, тем лучше используется энергия упругой деформации (Komi et al., 1978в) — рис. 46.



* Показано также, что применение внешней дополнительной упругости (если прыжки совершались на слое тартана) повышает коэффициент эффективности до величины 37,03%.

Рис. 45. Зависимость относительной силы, проявляемой нижними конечностями, от времени паузы в приседе (данные для 5 испытуемых, по А. С. Арунну и др., 1979)

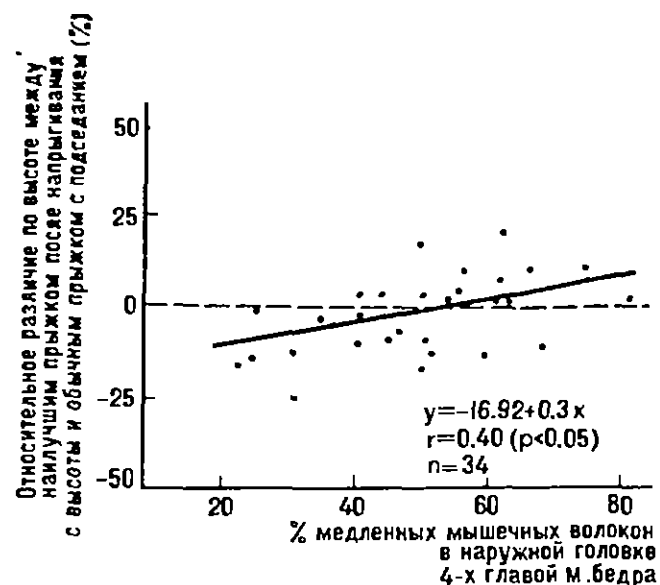


Рис. 46. Корреляция между использованием энергии упругой деформации мышц и процентом содержания в них медленных мышечных волокон (Komi, Bosco, 1978 в)

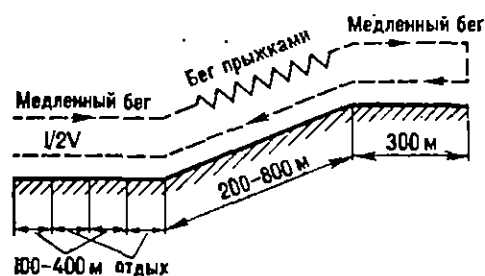


Рис. 47. Схема тренировки мышечной эластичности (жесткости), по Belotti et al. (1973)

По окончании подъема медленный бег, возвращение к месту спуска и на спуске бег длинными шагами; затем бег вполсилы 2—3 отрезка по 100—400 м (например, 2×200 или 3×100, или 3×300 и т. д.). Вся серия выполняется в зависимости от степени подготовленности спортсмена 1—5 раз.

Свойство мышц повышать экономичность движений за счет накопления энергии упругой деформации можно улучшить посредством специальных упражнений. Например, Belotti et al., (1973) рекомендуют с этой целью для бегунов на средние дистанции серии многоскоков с высоким подниманием бедер на не очень крутом подъеме (рис. 47). Примерная программа тренировки такова: после разминки многоскоки на подъеме длиной 200—800 м (верхняя часть туловища свободна, длина прыжка 80—150 см). По

ПРИЛОЖЕНИЕ

Определение масс-инерционных характеристик сегментов тела по антропометрическим признакам

Цель настоящего приложения: описать общедоступную методику приближенной оценки масс-инерционных характеристик (МИХ) сегментов тела по известным антропометрическим признакам. В основе методики лежат уравнения множественной регрессии, рассчитанные на выборке 100 мужчин и 16 женщин, у которых были определены радиоизотопным методом МИХ десяти сегментов тела и большое число антропометрических показателей. Приведенные уравнения регрессии пригодны для оценки МИХ сегментов тела у взрослых испытуемых (19—35-летних мужчин, 20—27-летних женщин), имеющих физическое развитие выше среднего (табл. I).

Общие указания

Антропометрические измерения в целом соответствуют второй схеме В. В. Бунака (1941). Они производятся следующими инструментами: 1) антропометром, 2) толстотным циркулем Мартина, 3) метрической полотняной лентой, 4) калипером с удельным давлением 10 г/мм², 5) стопмером.

Необходимые в некоторых расчетах величины жировой массы тела вычисляются по формулам Матейки (Mateyka, 1921). Масса жировой ткани

$$m_{жк} = s \cdot c \cdot a,$$

где $a = 1,3$ — эмпирический коэффициент,

$c = 0,5 \left[\left(\sum_{i=1}^n c_i \right) / n - 2 \right]$ — средняя толщина подкожного слоя жира,

$s = \frac{G + L - 160}{100} + 1$ — поверхность тела, G — значе-

Таблица 1

Сведения об испытуемых

Антропометрические признаки	Студенты института физкультуры					Студенты технического вуза, $n=36$	Испытатели ИМБП, $n=18$	Вся выборка, $n=100$
	конькобежцы, $n=12$	футболисты, $n=16$	легкоатлеты, $n=10$	боксеры, $n=12$	гребцы (акadem. гребля), $n=5$			
Возраст, лет	20,2 1,7	21,7 2,2	21,1 3,1	22,4 1,3	22,3 1,3	20,3 1,3	36,8 3,8	23,8 6,2
Длина тела, см	175,5 3,7	175,5 7,1	173,2 4,5	170,4 6,0	181,9 3,1	173,2 6,3	173,7 6,5	174,1 6,2
Вес тела, кг	75,0 5,9	74,4 7,1	70,2 5,7	71,3 6,2	86,6 5,5	66,8 7,7	78,6 10,2	73,0 9,1
Длина ноги, см	94,9 4,6	94,6 4,2	94,3 4,8	91,4 4,3	101,5 2,5	94,0 4,9	94,6 4,5	94,6 4,7
Обхват груди, см	90,7 2,9	92,6 3,3	92,6 3,1	92,6 3,1	99,7 1,9	87,0 4,3	95,8 5,7	91,9 5,3
Относительные массы тканей, %:								
жировой	10,0 1,2	11,0 2,9	9,5 1,6	11,2 3,4	13,8 3,6	10,5 2,1	14,7 4,7	11,4 3,4
мышечной	49,3 1,4	50,4 2,4	50,9 3,3	47,8 2,9	49,4 2,9	47,5 2,7	45,8 2,0	48,4 2,9
костной	16,7 1,0	16,7 1,5	16,0 1,2	16,9 1,5	16,0 0,7	17,3 1,1	16,3 1,3	16,7 1,3

Примечание. Верхнее число — значение \bar{X} , нижнее значение σ .

ние веса тела (кг), L — длина тела (см), n — число измеряемых жировых складок, s_i — толщина i -той кожно-жировой складки (мм).

Обычно измеряют следующие продольные кожно-жировые складки:

- 1) под нижним углом лопатки *,
- 2) на задней поверхности плеча *,
- 3) на внутренней поверхности плеча *,
- 4) на предплечье *,
- 5) на груди у подмышечного угла,
- 6) на груди у мечевидного отростка,
- 7) подвздошно-остистую *,
- 8) на животе справа у пупка,
- 9) на бедре сверху, рядом с паховой складкой *,
- 10) на бедре над надколенником,

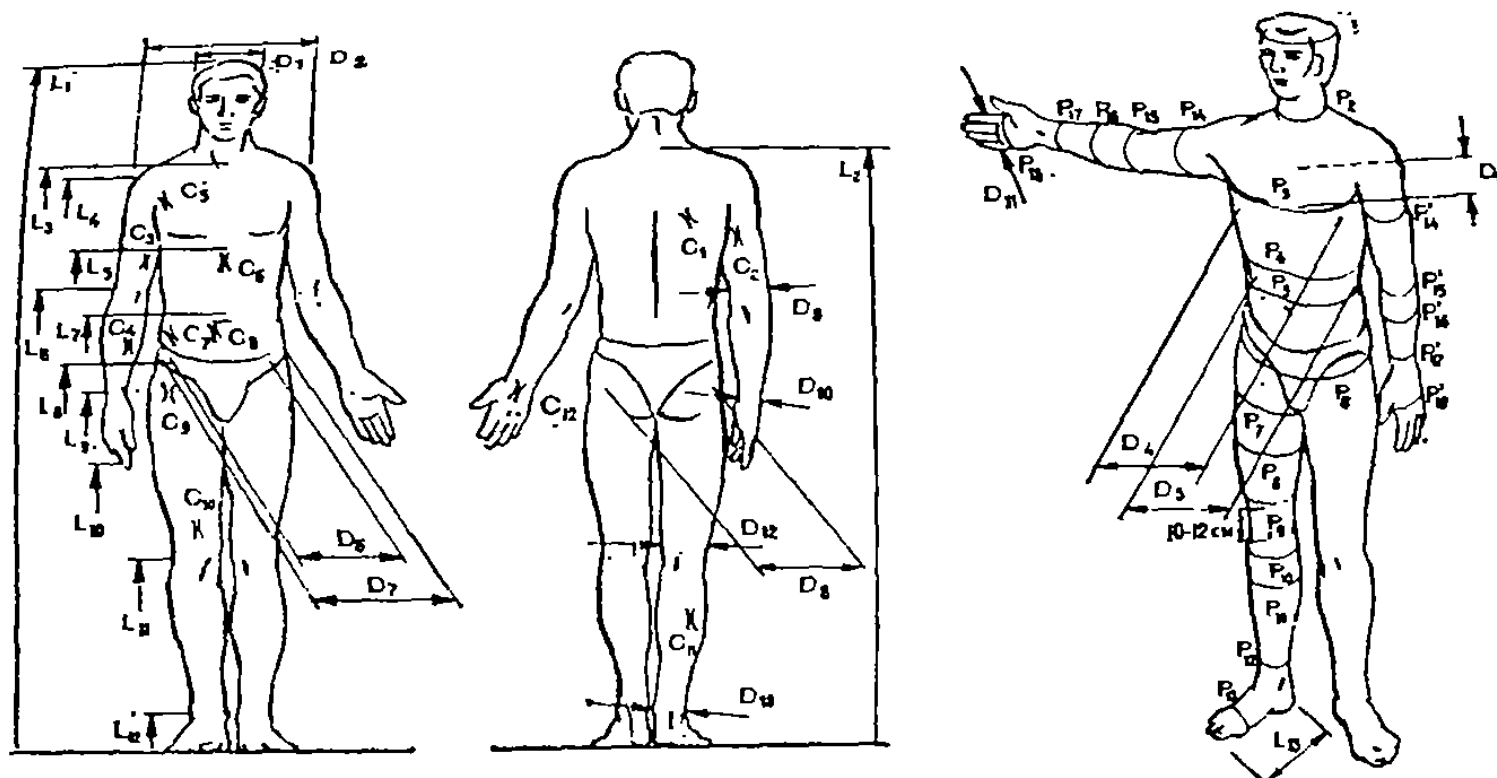


Рис. 48. Антропометрические измерения, необходимые для оценки МИХ сегментов тела человека: высоты антропометрических точек над уровнем пола: L_1 — верхушечная; L_2 — остистый отросток 7-го шейного позвонка; L_3 — верхнегрудинная; L_4 — акромияльная; L_5 — нижнегрудинная; L_6 — плече-лучевая; L_7 — пупковая; L_8 — передне-подвздошная; L_9 — шиловидная; L_{10} — пальцевая; L_{11} — верхняя большеберцовая; L_{12} — нижняя большеберцовая; L_{13} — длина стопы; диаметры: D_1 — поперечный диаметр головы; D_2 — биакромияльный; D_3 — среднегрудинный сагиттальный; D_4 — среднегрудинный поперечный; D_5 — нижнеберцовый поперечный, на уровне 10-го ребра; D_6 — подвздошно-остистый; D_7 — тазогребневый; D_8 — м. к. вертикальный; D_9 — нижних эпифизов плеча; D_{10} — нижних эпифизов предплечья; D_{11} — ширина кисти; D_{12} — нижних эпифизов бедра; D_{13} — нижних эпифизов голени; кожно-жировые складки: C_1 — под нижним углом лопатки; C_2 — на задней поверхности плеча; C_3 — на внутренней поверхности плеча; C_4 — на предплечье; C_5 — на груди у подмышечного угла; C_6 — на груди у мечевидного отростка; C_7 — на животе, подвздошно-остистая; C_8 — на животе, справа от пупка; C_9 — на бедре сверху; C_{10} — на бедре выше надколенника; C_{11} — на голени сзади, латерально; C_{12} — на тыльной поверхности кисти; периметры (обхваты): P_1 — головы; P_2 — шеи; P_3 — груди по сосковой линии; P_4 — нижнеберцовый, на уровне 10-го ребра; P_5 — средний обхват бедра; P_6 — дистальный обхват бедра, на 10—12 см выше надколенника; P_7 — бедра по подъягодичной складке; P_8 — обхват стопы в наиболее развитом месте; P_9 — обхват голени в наиболее узком месте под коленом; P_{10} — проксимальный обхват голени в наиболее узком месте; P_{11} — обхват голени в наиболее развитом месте; P_{12} — дистальный обхват голени в наиболее узком месте; P_{13} — обхват стопы в наиболее широком месте, через 5-ый плюсно-фаланговый сустав; P_{14} — обхват расслабленного плеча в месте наибольшего развития мышц; P_{15} — обхват при напряжении двуглавой м. плеча; P_{16} — максимальный обхват предплечья; P_{17} — обхват кисти по 2-му и 4-му плюсно-фаланговым суставам

- 11) на голени, сзади и латерально (снаружи) *,
 12) на тыльной поверхности кости.

Все измерения выполняются справа, в обычной ортоградной стойке. Исключения составляют измерения кожно-жировой складки на бедре сверху (для уменьшения натяжения кожи правая нога слегка сгибается) и на голени сзади (нога сгибается в колене и ставится на носок на тыльную поверхность пальцев). Места измерений указаны на рис. 48.

Когда обследование испытуемого производится по стандартной антропометрической методике, величины некоторых из нестандартных измерений, необходимых для расчета МИХ, могут быть определены по уравнениям табл. II, III.

Таблица II

Коэффициенты линейных регрессионных уравнений вида:
 $y = B_0 + B_1 x_1$ для вычисления некоторых нестандартных размеров по стандартным антропометрическим признакам

Нестандартные размеры	B_0	B_1		σ	Аргумент (x) стандартный антропометрический признак
Длина бедра от передне-подвздошной точки	12,97	0,410	0,76	1,64	Длина ноги
Биомеханическая длина плеча	4,64	0,586	0,413	2,3	Длина плеча
Длина головы	15,44	0,277	0,333	1	Верхний отрезок
Длина верхнего отдела туловища (радиоизотопная)	17,13	0,421	0,253	2,1	Верхний отдел туловища
Длина среднего отдела туловища (лежа)	7,1	0,69	0,524	1,97	Средний отдел туловища
Длина нижнего отдела туловища (радиоизотопная)	7,16	0,371	0,392	2,2	Длина туловища

* Звездочками отмечены складки, рекомендованные международными стандартами (см. В. М. Зацюрский, 1979).

Таблица III

Коэффициенты уравнений множественной регрессии вида $y = B_0 + B_1x_1 + B_2x_2 + B_3x_3$ для вычисления «биомеханических» длин сегментов по длине ноги (x_1), длине тела (x_2) и длине руки (x_3)

Сегмент	B_0	B_1	B_2	B_3	R	r
Стопа	0,516	0,0086	0,109	0,069	0,59	1,27
Голень	1,05	0,282	0,049	0,033	0,78	1,4
Бедро	5,34	0,33	0,093	-0,012	0,79	1,6
Кисть	1,28	-0,072	0,02	0,256	0,64	0,86
Предплечье	7,19	0,134	0,0016	0,062	0,57	1,2
Плечо	1,79	0,309	-0,12	0,185	0,52	2,2
Голова	15,9	-0,046	0,094	-0,047	0,28	1,1
Верхняя часть туловища	3,78	-0,133	0,11	0,17	0,33	2,1
Средняя часть туловища	3,16	-0,219	0,241	-0,042	0,32	2,2
Нижняя часть туловища	-12,9	-0,16	0,19	0,26	0,54	2,1

Определение МИХ сегментов по длине и весу тела

В табл. IV, V представлены уравнения множественной регрессии для оценки МИХ по длине тела и весу. Правила определения этих признаков следующие (по В. В. Бунаку, 1941).

Определение высоты вершечной точки или длины тела. Исследователь устанавливает прибор (антропометр) строго вертикально в средней сагиттальной плоскости, накладывает линейку на вершечную точку и фиксирует ее рукой. Ввиду возможного смещения головы рекомендуется производить измерение 2—3 раза и брать среднее число. Нажим линейки должен быть таким легким, чтобы она не вдавливалась в кожу.

Определение веса производится на медицинских весах с точностью до 50 г не ранее чем через 2 часа после приема пищи, в обычной выпрямленной позе. Испытуемый должен быть обнажен или иметь легкое открытое трико.

По приведенным уравнениям множественной регрессии можно оценить массу каждого из десяти сегментов, положение центра масс на продольной оси сегмента (на рис. 11 см. антропометрические точки, от которых производится определение положения центра масс), главные центральные моменты инерции относительно сагитталь-

Таблица IV

Коэффициенты уравнений множественной регрессии вида
 $y = B_0 + B_1x_1 + B_2x_2$ для вычисления МИХ сегментов тела мужчин
 по весу (x_1) и длине (x_2) тела

Сегмент	B_0	B_1	B_2	K	σ
Масса сегмента, кг					
Стопа	-0,829	0,0077	0,0073	0,702	0,101
Голень	-1,592	0,0362	0,0121	0,872	0,219
Бедро	-2,649	0,1463	0,0137	0,891	0,721
Кисть	-0,1165	0,0036	0,00175	0,516	0,063
Предплечье	0,3185	0,01445	-0,00114	0,786	0,101
Плечо	0,250	0,03012	-0,0027	0,837	0,178
Голова	1,296	0,0171	0,0143	0,591	0,322
Верхняя часть туловища	8,2144	0,1862	-0,0584	0,798	1,142
Средняя часть туловища	7,181	0,2234	-0,0663	0,828	1,238
Нижняя часть туловища	-7,498	0,0976	0,04896	0,743	1,020
Положение центра масс на продольной оси сегмента, см					
Стопа	3,767	0,065	0,033	0,530	1,1
Голень	-6,05	-0,039	0,142	0,510	1,25
Бедро	-2,42	0,038	0,135	0,600	1,31
Кисть	4,11	0,026	0,033	0,383	1,12
Предплечье	0,192	-0,028	0,093	0,371	1,14
Плечо	1,67	0,03	0,054	0,368	1,4
Голова	8,357	-0,0025	0,023	0,288	0,69
Верхняя часть туловища	3,32	0,0070	0,047	0,258	1,19
Средняя часть туловища	1,398	0,0058	0,045	0,437	1,18
Нижняя часть туловища	1,182	0,0018	0,0434	0,320	1,0
Главный центральный момент инерции относительно сагиттальной оси, кг·см ²					
Стопа	-100	0,480	0,626	0,75	6,8
Голень	-1105	4,59	6,63	0,85	48,6
Бедро	-3557	31,7	18,61	0,84	248
Кисть	-19,5	0,17	0,116	0,50	3,7
Предплечье	-64	0,95	0,34	0,71	10,2
Плечо	-250,7	1,56	1,512	0,62	27,6
Голова	-78	1,171	1,519	0,40	42,5
Верхняя часть туловища	81,2	36,73	-5,97	0,73	297
Средняя часть туловища	618,5	39,8	-12,87	0,81	237
Нижняя часть туловища	-1568	12	7,741	0,69	156
Главный центральный момент инерции относительно фронтальной оси, кг·см ²					
Стопа	-97,09	0,414	0,614	0,77	5,77
Голень	-1152	4,594	6,815	0,85	49
Бедро	-3690	32,02	19,24	0,85	244
Кисть	-13,68	0,088	0,092	0,43	2,7

Продолжение

Сегмент	V_0	V_1	V_2	R	σ
Предплечье	-67,9	0,855	0,376	0,71	9,6
Плечо	-232	1,525	1,343	0,62	26,6
Голова	-112	1,43	1,73	0,49	40
Верхняя часть туловища	367	18,3	-5,73	0,66	171
Средняя часть туловища	263	26,7	-8,0	0,78	175
Нижняя часть туловища	-934	11,8	3,44	0,73	117

Главный центральный момент инерции относительно продольной оси, кг·см²

Стопа	-15,48	0,144	0,088	0,55	2,7
Голень	-70,5	1,134	0,3	0,47	22
Бедро	-13,5	11,3	-2,28	0,89	49
Кисть	-6,26	0,0762	0,0347	0,43	1,8
Предплечье	5,66	0,306	-0,088	0,66	2,9
Плечо	-16,9	0,662	0,0435	0,44	12,5
Голова	61,6	1,72	0,0814	0,42	35,6
Верхняя часть туловища	561	36,03	-9,98	0,81	212
Средняя часть туловища	1501	43,14	-19,8	0,87	188
Нижняя часть туловища	-775	14,7	1,685	0,78	116

ной, фронтальной и продольной осей сегмента. Направления осей сегмента соответствуют анатомическим осям (параллельны им) для человека, стоящего в положении: руки опущены, ладонная поверхность параллельна фронтальной плоскости, стопы повернуты наружу, т. е. фронтальная ось их становится передне-задней, а передне-задняя — продольной (см. рис. 11).

Определение МИХ по наиболее прогностичным антропометрическим признакам

Для получения более точных оценок МИХ сегментов тела человека были вычислены регрессионные уравнения по наиболее прогностичным антропометрическим признакам. Эти уравнения включают, в основном, те признаки, которые измеряются непосредственно на соответствующем сегменте, но для некоторых сегментов информативным признаком оказалась также величина жировой массы.

Антропометрические признаки отдельных сегментов, необходимые для введения в регрессионные уравнения в

Таблица V

Уравнения регрессии вида: $y = B_0 + B_1x_1 + B_2x_2$
 для оценки МПХ сегментов тела женщины по длине (x_2)
 и весу (x_1) тела

Сегмент	B_0	B_1	B_2	K	σ
Масса сегмента, кг					
Стопа	-1,207	-0,0175	0,0057	0,71	0,11
Голень	-0,436	-0,011	0,0238	0,42	0,36
Бедро	5,185	0,183	-0,042	0,73	0,81
Кисть	-0,116	0,0017	0,0020	0,48	0,03
Предплечье	0,295	0,009	0,0003	0,38	0,11
Плечо	0,206	0,0053	0,0066	0,27	0,21
Голова	2,388	-0,001	0,015	0,24	0,49
Верхний отдел туловища	-16,593	0,140	0,0995	0,64	1,47
Средний отдел туловища	-2,741	0,031	0,056	0,45	1,09
Нижний отдел туловища	-4,908	0,124	0,0272	0,61	0,9
Положение центра масс на продольной оси сегмента, %					
Стопа	30,25	-0,103	0,20	0,34	3,9
Голень	41,94	-0,102	0,025	0,42	1,0
Бедро	50,90	-0,090	0,0072	0,35	1,2
Кисть	41,74	-0,120	0,172	0,53	1,9
Предплечье	61,40	0,096	-0,062	0,36	1,4
Плечо	44,96	0,034	0,051	0,36	1,2
Голова	21,50	0,181	-0,085	0,38	3,2
Верхний отдел туловища	34,50	0,012	0,084	0,24	2,7
Средний отдел туловища	36,68	0,025	0,037	0,17	2,0
Нижний отдел туловища	26,10	-0,020	0,056	0,23	1,7
Длина сегмента, см					
Стопа	1,60	-0,035	0,139	0,67	1,1
Голень	-1,81	-0,182	0,304	0,70	2,2
Бедро	-5,09	0,232	0,233	0,72	2,4
Кисть	8,78	-0,012	0,055	0,37	1,0
Предплечье	-14,54	-0,220	0,305	0,78	1,7
Плечо	-7,99	-0,239	0,279	0,68	2,1
Голова	12,96	-0,191	0,138	0,64	1,4
Верхний отдел туловища	-17,17	0,105	0,191	0,56	2,5
Средний отдел туловища	9,86	-0,180	0,121	0,38	2,5
Нижний отдел туловища	0,10	0,124	0,098	0,48	2,1
Центральный момент инерции относительно сагиттальной оси, кг·см ²					
Стопа	-92,24	0,486	0,558	0,60	7,6
Голень	-963,1	-3,57	9,04	0,71	63,8
Бедро	-4033,4	44,99	17,08	0,83	205,9
Кисть	-5,71	0,122	0,035	0,44	1,47
Предплечье	-132,1	0,620	0,825	0,73	7,58
Плечо	-151,4	0,107	1,554	0,25	45,3

Продолжение

Сегмент	B_0	B_1	B_2	R	σ
Голова	217,8	-0,032	0,059	0,008	53,5
Верхний отдел туловища	-4038,5	28,6	20,0	0,71	249,5
Средний отдел туловища	-368,7	-6,22	8,86	0,24	245,8
Нижний отдел туловища	-987,6	14,90	3,76	0,58	129,5

Главный центральный момент инерции относительно фронтальной оси, $\text{кг}\cdot\text{см}^2$

Стопа	-61,4	0,348	0,406	0,72	4,0
Голень	-943,3	-2,51	8,47	0,70	62,2
Бедро	-2659,4	50,35	6,96	0,75	252,0
Кисть	-5,79	0,087	0,034	0,47	1,1
Предплечье	-138,5	0,533	0,887	0,72	7,9
Плечо	-330,4	-0,461	2,67	0,61	25,6
Голова	66,4	-0,447	1,29	0,18	49,1
Верхний отдел туловища	-2075,0	15,6	9,4	0,66	147,2
Средний отдел туловища	-546,0	2,87	5,1	0,36	125,0
Нижний отдел туловища	-633,3	10,8	2,26	0,64	78,8

Главный центральный момент инерции относительно продольной оси, $\text{кг}\cdot\text{см}^2$

Стопа	23,90	0,337	-0,059	0,56	2,3
Голень	-53,2	0,284	0,489	0,33	12,7
Бедро	1339,8	6,30	-8,28	0,53	94,4
Кисть	-2,138	0,053	0,0073	0,39	0,7
Предплечье	7,4	0,21	-0,080	0,61	1,3
Плечо	-118,6	1,19	0,44	0,83	5,3
Голова	-35,48	2,43	0,237	0,41	29,9
Верхний отдел туловища	-2823,2	25,8	12,8	0,77	163,2
Средний отдел туловища	-672,9	1,47	7,53	0,28	211,6
Нижний отдел туловища	-715,9	23,5	-1,106	0,64	140,0

качестве независимых переменных (x_1, x_2, x_3, x_4), измеряются по следующим правилам (см. рис. 48).

Стопа. x_1 — длина стопы — проекционное расстояние от пяточной точки до конца наиболее выступающего вперед пальца (см); x_2 — плюсневая (наибольшая ширина стопы) — прямое расстояние между наружной и внутренней предплюсневыми точками (см); x_3 — жировая масса (кг).

Голень. x_1 — длина голени — проекционное расстояние между верхнеберцовой и нижнеберцовой точками (см); x_2 — поперечный диаметр нижних эпифизов голени — наибольшее горизонтальное расстояние между

мышцелками большой и малой берцовых костей (см);
 x_3 — средний обхват голени:

$$x_3 = \frac{P_{10} + P_{11} + P_{12}}{3},$$

где P_{10} — проксимальный обхват голени, измеряемый горизонтально в наиболее узком месте под коленным суставом (см), P_{11} — обхват икры, измеряемый в месте наибольшего развития трехглавой мышцы голени, строго горизонтально (см), P_{12} — обхват голени над мышцелками в наиболее узком месте, дистальный обхват голени (см).

Бедро. x_1 — длина бедра (на радионуклидной установке), измеряемая от передней подвздошно-остистой точки (самый нижний, наиболее выступающий вперед край ости) до внутренней верхнеберцовой (самая высокая точка внутреннего края большеберцовой кости), см; x_2 — нижний диаметр бедра — наибольшее горизонтальное расстояние между внутренним и внешним мышцелками бедренной кости (см); $x_3 = \frac{P_7 + P_8 + P_9}{3}$ — средний обхват

бедра (см), где P_7 — обхват бедра по подъягодичной складке (на 2—3 см ниже нее, горизонтально), см, P_8 — горизонтальный обхват бедра по середине (см), P_9 — дистальный обхват бедра, лента накладывается выше надколенника на 10—12 см (см).

Кисть. x_1 — длина кисти — проекционное расстояние между радиальной шиловидной точкой и ульнарной, мякотью III пальца (см); x_2 — ширина кисти — расстояние между пястными точками II и V лучей (пальцы должны быть сближены), см; $x_3 = \frac{P_{17} + P_{18}}{2}$ (см), где P_{17} — обхват предплечья, дистальный, в наиболее узком месте (см), P_{18} — обхват кисти по пястным точкам II и V лучей (см).

Предплечье. x_1 — длина предплечья — проекционное расстояние от лучевой до шиловидной точки (см); x_2 — ширина кисти — расстояние между пястными точками II и V лучей, см (пальцы сближены);

$$x_3 = \frac{P_{15} + P_{16} + P_{17}}{3} \text{ (см), где } P_{15} \text{ — максимальный обхват}$$

предплечья (см), P_{16} — обхват предплечья на середине расстояния между местами двух предыдущих измерений (см), P_{17} — дистальный обхват предплечья в самом узком месте над запястьем (см).

Плечо. x_1 — биомеханическая длина плеча — проек-

проекционное расстояние от акромияльной точки до плечелучевой при отведенной в сторону (90°) руке (см);

x_2 — обхват плеча (расслабленного) по двуглавой мышце (в месте ее максимального обхвата при напряжении), измеряемый горизонтально при свободно свисающей руке (см); $x_3 = \frac{D_9 + D_{10}}{2}$ (см),

где D_9 — поперечный диаметр нижних эпифизов плеча, наибольшее расстояние по горизонтальной линии между наружными и внутренними мышечками плечевой кости (см), D_{10} — нижний поперечный диаметр предплечья — наибольшее горизонтальное расстояние между шиловидными отростками (наиболее выступающими их точками) лучевой и локтевой костей (см).

Голова. x_1 — длина сегмента — проекционное расстояние от верхушечной точки до остистого отростка седьмого шейного позвонка (см);

x_2 — обхват головы — наибольший обхват, измеряемый через затылочную и лобную области (затылочный бугор и надпереносье), см; $x_3 = \frac{P_1 + P_2}{2}$ (см),

где P_1 — обхват головы (см), P_2 — обхват шеи, измеряемый по горизонтальной линии под щитовидным хрящом (см);

x_4 — диаметр головы — наибольший поперечный диаметр, т. е. максимальное расстояние в теменной области.

Верхний отдел туловища. x_1 — длина сегмента — проекционное расстояние от остистого отростка седьмого шейного позвонка до нижнегрудинной точки (см);

x_2 — обхват груди (пауза), измеряемый по сосковой линии только у мужчин (см); сзади лента проходит под нижним углом лопаток, не захватывая их, спереди закрывает сегменты около соскового кружка, она лежит в косом сечении туловища;

x_3 — передне-задний среднегрудинный диаметр, измеряемый на уровне среднегрудинной точки (см);

x_4 — жировая масса (кг).

Средний отдел туловища. x_1 — длина среднего отдела туловища — проекционное расстояние от нижнегрудинной точки до пупковой (см), измеряется в положении лежа;

x_2 — обхват живота по пупковой линии (см);

x_3 — тазо-гребневый диаметр, измеряемый между двумя тазо-гребневыми точками (см);

Таблица VI

Коэффициенты линейных уравнений множественной регрессии вида $y = B_0 + B_1x_1 + B_2x_2 + \dots + B_nx_n$ для вычисления МИХ по наиболее прогностическим антропометрическим признакам

Характеристика	B_0	B_1	B_2	B_3	R	σ
Стопа						
Масса	-0,6286	0,066	-0,0136	0,0048	0,723	0,099
ЦТ	-1,267	0,519	0,176	0,061	0,711	0,92
I_1	-91,17	5,25	-0,335	0,386	0,810	6,0
I_2	-89,1	4,788	0,477	0,271	0,835	5,0
I_3	-11,9	0,771	0,047	0,243	0,518	2,8
Голень						
Масса	-6,017	0,0675	0,0145	0,205	0,963	0,121
ЦТ	0,0937	0,396	0,064	-0,041	0,645	1,1
I_1	-1437	28,64	3,202	21,6	0,964	24,3
I_2	-1489	28,97	6,48	21,5	0,968	23,1
I_3	-194,8	0,214	-3,64	8,9	0,583	20,5
Бедро						
Масса	-17,819	0,153	0,230	0,367	0,933	0,572
ЦТ	-3,655	0,478	-0,07	0,088	0,800	0,99
I_1	-6729	87,8	50,3	75,3	0,893	206
I_2	-6774	88,4	38,6	78	0,896	205
I_3	-1173	4,06	6,0	26,8	0,878	52
Кисть						
Масса	-0,594	0,041	-0,035	0,029	0,744	0,054
ЦТ	-3,005	0,596	0,264	0,091	0,687	0,887
I_1	-41,05	2,29	-1,62	1,27	0,743	2,9
I_2	-26,6	1,818	-1,083	0,527	0,782	1,85
I_3	-14,9	0,596	-0,814	0,818	0,540	1,72

Продолжение

Характеристика	P_0	B_1	B_2	P_3	B_4	R	σ
Предплечье							
Масса	-2,04	0,05	-0,0049	0,087	—	0,874	0,08
ЦТ	0,732	0,588	-0,0857	-0,0187	—	0,691	0,89
l_1	-229	7,12	-0,049	+5,066	—	0,910	6,0
l_2	-220	7,06	-0,082	4,544	—	0,930	5,1
l_3	-39,2	0,560	-0,972	1,996	—	0,676	2,7
Плечо							
Масса	-2,58	0,0471	0,104	0,0651	—	0,889	0,144
ЦТ	-2,004	0,566	0,056	-0,016	—	0,924	0,618
l_1	-359	10,2	6,4	8,5	—	0,913	14,4
l_2	-331	10,3	5,5	5,6	—	0,927	13,6
l_3	-106	0,4	3,8	4,2	—	0,648	11,2
Верхний отдел туловища							
Масса	-18,91	0,421	0,199	0,078	0,065	0,928	0,715
ЦТ	-2,854	0,567	0,0067	0,032	0,0152	0,927	0,51
l_1	-5175	105,4	45,8	4,01	8,65	0,888	201
l_2	-2650	65,6	17,12	5,83	9,8	0,908	96
l_3	-4149	54,8	43,7	8,88	9,63	0,867	184
Средний отдел туловища							
Масса	-13,62	0,444	0,195	-0,017	0,0887	0,93	0,694
ЦТ	-0,742	0,485	0,0007	-0,002	0,001	0,93	0,440
l_1	-3271	76,7	30,3	10,2	18,3	0,91	141
l_2	-2354	65,3	21,5	-2,3	10,57	0,94	82
l_3	-2657	43	33,3	1,6	20,6	0,88	145
Нижний отдел туловища							
Масса	-15,18	0,182	0,243	0,0216	—	0,791	0,938
ЦТ	0,205	0,064	0,134	-0,08	—	0,388	0,970
l_1	-2354	22,6	34,37	4,41	—	0,745	144
l_2	-1816	18,0	23,6	7,29	—	0,766	111
l_3	-2009	20,1	24,9	11,2	—	0,824	105
Голова							
Масса	-7,385	0,146	0,071	0,0356	0,199	0,793	0,245
ЦТ	0,201	0,503	0,0027	0,043	-0,158	0,745	0,53
l_1	-987	23,74	3,97	3,46	18,58	0,748	31,1
l_2	-983	19,9	8,43	3,22	10,2	0,740	30,9
l_3	-721	7,36	6,14	2,28	18,25	0,602	31,6

x_4 — жировая масса (см).

Нижний отдел туловища. x_1 — обхват бедер, измеряемый горизонтально, через выступающие области ягодичных мышц (избегать сильного нажима ленты);

x_2 — диаметр подвздошно-остистый, измеряемый между двумя соответствующими точками (см);

x_3 — жировая масса (кг).

Стандартная антропометрическая процедура измерения обычно включает полный набор признаков, необходимых для оценки МИХ, однако для сегментов конечностей необходимо измерять дополнительные признаки:

обхваты голени (проксимальный и дистальный), бедра (средний и над коленом), предплечья (средний и в наиболее узком месте), живота (по пупковой линии);

продольные размеры — длину головы с шеей (проекционное расстояние от верхушечной точки до остистого отростка седьмого шейного позвонка), длину верхнего отдела туловища (от седьмого шейного позвонка до нижнегрудинной точки), длину среднего отдела туловища (от нижнегрудинной точки до пупочной), длину плеча (от акромиальной точки до плечелучевой при отведенной в сторону руке).

После регистрации антропометрических признаков можно по уравнениям табл. VI вычислить необходимые МИХ. Например, нужно определить вес головы. Тогда измеряют у испытуемого:

x_1 — длину сегмента от верхушечной точки до остистого отростка седьмого шейного позвонка (26 см);

x_2 — обхват головы, наибольший (56,8 см);

$x_3 = \frac{P_1 + P_2}{2}$; для определения x_3 необходимо измерить еще обхват шеи P_2 — по горизонтальной линии под щитовидным хрящом (41,2 см), P_1 равно x_2 — это обхват головы; таким образом, $x_3 = \frac{56,8 + 41,2}{2} = 50$ см;

x_4 — диаметр головы — наибольшее расстояние в теменной области (18,5 см).

После измерения необходимых признаков находят в табл. VI коэффициенты, относящиеся к сегменту «голова», и из строчки «масса» выписывают коэффициенты следующим образом: $y = -7,385 + 0,146 x_1 + 0,071 x_2 + 0,356 x_3 + 0,199 x_4 = -7,385 + 0,146 \cdot 26 + 0,071 \cdot 56,8 + 0,356 \cdot 50 + 0,199 \cdot 18,5 = -7,385 + 3,8 + 4,18 + 6,83 = 7,425$ кгс.

БИБЛИОГРАФИЯ

- Александр А. Биомеханика. М., «Мир», 1970.
- Алешинский С. Ю. Моделирование пространственных движений человека. Автореф. канд. дисс. М., 1977.
- Арвин Г. И., Блинов Н. И., Ланэ С. А., Максименкова Т. И. В сб.: Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений. М., ВНИИФТРИ, 1976, с. 124—126.
- Аруин А. С. В сб.: Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений. М., Изд. ВНИИФТРИ, 1974, с. 120—123.
- Аруин А. С. В сб.: Проблемы биомеханики спорта. Киев, 1976, с. 8—9.
- Аруин А. С., Райцин Л. М., Ширковец Е. А. «Теор. и практ. физич. культ.», 1976, № 5, с. 21—23.
- Аруин А. С., Волков Н. И., Зацнорский В. М., Райцин Л. М., Ширковец Е. А. «Физиология человека», 1977а, т. 3, № 3, с. 519—525.
- Аруин А. С., Зацнорский В. М., Райцин Л. М. «Теор. и практ. физич. культ.», 1977б, № 9, с. 8—14.
- Аруин А. С., Зацнорский В. М., Райцин Л. М. В сб.: Влияние вибрации на организм человека. М., «Наука», 1977в, с. 129—132.
- Аруин А. С., Зацнорский В. М., Пановко Г. Я., Райцин Л. М. «Физиология человека», 1978а, т. 4, № 6, с. 1072—1079.
- Аруин А. С., Зацнорский В. М. «Ортопедия, травматология и протезирование», 1978б, № 6, с. 83—88.
- Аруин А. С., Прилуцкий Б. И., Райцин Л. М., Савельев И. А. «Физиология человека», 1979, т. 5, № 4, с. 589—599.
- Аруин А. С., Зацнорский В. М. Биомеханические свойства мышц и сухожилий. М., изд. ГЦОЛИФК, 1981.
- Банах Л. Я., Перминов М. Д. В сб.: Влияние вибрации на организм человека и проблемы виброзащиты. М., «Наука», 1974, с. 64—72.
- Березкин А. Г. Доповиди АН УРСР, 1967б, № 2, с. 154—156.
- Березкин А. Г. В сб.: Материалы I Всесоюз. семинара «Локомоция животных и биомеханика опорно-двигательного аппарата». Киев, «Наукова думка», 1979, с. 46—52.
- Бернштейн Н. А. Биомеханика для инструкторов. М., «Новая Москва», 1926.
- Бернштейн Н. А. О построении движений. М., Медгиз, 1947.
- Биодинамика спортивной техники. Под ред. В. М. Зацнорского. Сб. научных трудов ГЦОЛИФК. М., 1978.
- Богданов В. А., Гурфинкель В. С. В сб.: Некоторые вопросы механики роботов и биомеханики. М., Изд. МГУ, 1978, с. 9—16.
- Болонкин Г. С. и др. Труды МИРЭА, 1973, в. 63, с. 194—222

- Болховских Р. П., Коц Я. М. «Теор. и практ. физич. культ.», 1972, № 12, с. 66—68.
- Буевич В. А. В сб.: Влияние вибрации на организм человека и проблемы виброзащиты. М., «Наука», 1974, с. 85—89.
- Буевич В. А., Мельникова Г. М. В сб.: Влияние вибрации на организм человека и проблемы виброзащиты. М., «Наука», 1974, с. 90—92.
- Бушак В. В. Антропометрия. М., Изд. Наркомпроса РСФСР, 1941.
- Буравцев В. Н. Экспериментальные исследования и моделирование нестационарных режимов мышечного сокращения. Автореф. канд. дисс. М., 1977.
- Бурханов А. И. В сб.: Материалы конф. молодых научн. сотр. ВНИИФКа за 1972 г. М., изд. ВНИИФКа, 1973, с. 148—149.
- Васильев Ю. М., Готлиб Я. Г., Смирнов В. А. В сб.: Влияние вибраций различных спектров на организм человека и проблемы виброзащиты. М., изд. ИМАШ, 1972, с. 211—215.
- Васюков Г. В. Исследование механических свойств скелетных мышц человека. Автореф. канд. дисс. М., 1967.
- Великсой М. В. В кн.: Биомеханика. Труды РНИИТО, вып. XIII. Рига, 1975, с. 330—337.
- Верхошанский Ю. В. Основы специальной силовой подготовки в спорте. М., ФиС, 1970.
- Виноградов М. И. Очерки по энергетике мышечной деятельности человека. Л. Изд. Наркомпроса РСФСР, 1941.
- Гернет М. М., Тихонов В. Н. «Теор. и практ. физич. культ.», 1967, № 11, с. 27—30.
- Гурфинкель В. С., Коц Я. М., Шинк Л. М. Регуляция позы человека. М., «Наука», 1965.
- Гурфинкель В. С., Сафронов В. А. Устройство для измерения моментов инерции различных частей тела человека. Авторское свидетельство № 255483. Бюллетень «Изобретения, пром. образцы и товарные знаки», 1969, № 33.
- Гусев Н. Г. Справочник по радиоактивным излучениям и защите. М., Медгиз, 1956.
- Дамир А. М. Докл. Акад. наук СССР, т. XVII, № 2, 1944, с. 28.
- Дариданова А. В., Корякина А. Ф. В кн.: Проблемы физиологии в спорте, 1960, вып. 2, с. 135.
- Дещеревский В. И. Математические модели мышечного сокращения. М., «Наука», 1977.
- Дешин Д. Ф., Коваленко В. Н., Летунов С. П., Мотылянская Р. Е. Врачебный контроль. М., ФиС, 1965.
- Евгеньева Л. Я. Исследования изменений движений гимнаста при овладении приемами на брусках. Автореф. канд. дисс., М., 1951.
- Зацнорский В. М. Физические качества спортсмена. М., ФиС, 1966, 1970.
- Зацнорский В. М. Кибернетика, математика, спорт. М., ФиС, 1969.
- Зацнорский В. М. Основы спортивной метрологии. М., ФиС, 1979.
- Зацнорский В. М., Индиченко П. Г., Колобов Г. Г., Никитин А. Ф. «Теор. и практ. физич. культ.», 1973а, № 8, с. 54—57.

- Зацнорский В. М., Хвостиков В. П., Индиченко И. Г., Красноперцев Б. В. «Теор. и практ. физич. культ.», 1973, № 12, с. 51—59.
- Зацнорский В. М., Сарсания С. К., Серода М. Г. Способ измерения моментов инерции неоднородных несвободных тел. Авторское свидетельство № 427693 с приоритетом от 9 июня 1972 г. «Бюллетень изобретения, пром. образцы и товарные знаки», 1976, № 19.
- Зацнорский В. М., Алешинский С. Ю. В сб.: Биомеханика физических упражнений. Рига, 1974, вып. I, с. 60—121.
- Зацнорский В. М., Алешинский С. Ю. «Теор. и практ. физич. культ.», 1974, № 11, с. 5—9.
- Зацнорский В. М., Алешинский С. Ю., Бартошкетц К. и др. В кн.: Биомеханика. Труды РНИИТО, вып. XIII. Рига, 1975, с. 537—548.
- Зацнорский В. М., Алешинский С. Ю. «Биофизика», 1975, № 6, с. 1121—1126.
- Зацнорский В. М., Аруин А. С. «Теор. и практ. физич. культ.», 1978, № 9, с. 21—35.
- Зацнорский В. М., Селуянов В. Н. «Вопросы антропологии», 1979, вып. 62, с. 91—103.
- Зацнорский В. М., Якунин Н. А. «Физиология человека», 1980, № 4, с. 4—16.
- Иваницкий М. Ф. «Труды IV Всесоюзного съезда анатомов и гистологов». Киев, 1930, с. 64.
- Иваницкий М. Ф. Движения человеческого тела. М., ФИС, 1938.
- Иваницкий М. Ф. «Труды V Всесоюзного съезда анатомов, гистологов и эмбриологов». Л., 1951, с. 161—163.
- Иваницкий М. Ф. Анатомия человека. М., ФИС, 1965.
- Ипполитов Ю. А., Митина Н. Ф. Труды ВНИИФК. Проблемы биомеханики спорта. Вып. I. М., 1974, с. 51—62.
- Козырев Г. С. Центр тяжести человека в норме и при некоторых заболеваниях опорно-двигательного аппарата. Автореф. докт. дисс. Харьков, 1962.
- Коренев Г. В. Введение в механику управляемого тела. М., «Наука», 1964.
- Коренев Г. В. Введение в механику человека. М., «Наука», 1977.
- Коц Я. М. Баланс тонуса покоя мышц-антагонистов (у детей и взрослых). Автореф. канд. дисс. М., 1961.
- Коц Я. М., Болховских Р. Н. «Физиология человека», 1975, т. 1, № 2, с. 366—370.
- Крейвис В. Л., Рагульскис К. М. В сб.: Влияние вибраций различных спектров на организм человека и проблемы виброзащиты. М., изд. ИМАИИ, 1972, с. 67—71.
- Лапутин А. Н. Биомеханика физических упражнений (Лабораторные занятия). Киев, 1976.
- Лебедева М. В., Тетяева М. Б. Изд. НИИ им. П. Ф. Лесгафта, 1936, т. XX, вып. 1, с. 167—181.
- Лебедневский А. В., Михельсон Н. И. «Физиологический журнал СССР», 1947, т. 23, № 4, с. 505—511.
- Липовский В. И., Морейнис П. Ш. Биомеханика. Труды РНИИТО, вып. XIII. Рига, 1975, с. 232—234.

- Лифшиц И. Б. Изучение упруго-вязких свойств тела человека (биодинамические исследования). Автореф. канд. дисс. М., 1971.
- Лифшиц И. Б. В сб.: Влияние вибраций на организм человека и проблемы виброзащиты. М., «Наука», 1974, с. 42—48.
- Лукин М. С. «Теор. и практ. физич. культ.», 1964, № 9, с. 26—28.
- Мартыросов Э. Г. и др. В кн.: Материалы итоговой конференции за 1975 г. ВНИИФК. М., 1976, с. 142—144.
- Мартыянов В. А. В сб.: Доклады II Всероссийской конференции «Управление процессом спортивной тренировки». Л., 1974, с. 302—307.
- Масальгин В. В сб.: Физиологическая характеристика высокой спортивной работоспособности. М., ФиС, 1966, с. 31—41.
- Морецки Я., Фиделюс К. «Машиноведение», 1972, № 1, с. 3—8.
- Назаров В. Т. В сб.: Биомеханика физических упражнений. Рига, 1974, вып. 1, с. 26—59.
- Обысов А. С. Надежность биологических тканей. М., «Медицина», 1971, с. 63—81.
- Осипова С. П., Васильев Ю. М., Борисов Л. П. В сб.: Научные работы институтов охраны труда ВЦСПС. М., Профиздат, 1970, вып. 65, с. 76—80.
- Павлова В. Н., Зубрикова С. В., Лузин В. Н. «Архив анатомии, гистологии и эмбриологии», 1968, т. 55, № 12, с. 102—109.
- Палкин П. В., Готлиб Я. Г., Васильев Ю. М. В сб.: Научные труды институтов охраны труда ВЦСПС. М., Профиздат, 1976, вып. 101 (3), с. 52—58.
- Пановко Г. Я. Построение динамических моделей тела человека-оператора при вибрационных воздействиях. Автореф. канд. дисс. М., 1973.
- Пасечник В. И., Сарвазян А. П. В сб.: Механизмы мышечного сокращения. М., 1972, с. 220—229.
- Пахомова Т. Г. О взаимосвязи между твердостью, вязкостью, силой и биоэлектрической активностью мышц человека. Автореф. канд. дисс. Л., 1973.
- Петренко В. Г. В сб.: Научные работы Днепропетровск. мед. ин-та. Днепропетровск, 1956, т. 1, с. 27.
- Петренко В. Г. «Педиатрия», 1962, № 7, с. 30—33.
- Писаренко Г. С. Рассеяние энергии при механических колебаниях. Киев. Изд. АН УССР, 1962.
- Писаренко Г. С., Яковлев А. П., Матвеев В. В. Вибропоглощающие свойства конструкционных материалов. Киев, 1971.
- Поляков Э. И. Исследование некоторых особенностей биомеханики коленного сустава. Автореф. канд. дисс. Л., 1972.
- Райцин Л. М. Влияние положения тела на проявление и тренировку силовых качеств. Автореф. канд. дисс. М., 1972.
- Райцина Л. П. Морфологические особенности и положение центра тяжести тела у некоторых групп спортсменов. Автореф. канд. дисс. М., 1976.
- Ратов И. П., Федоров В. Л. Материалы к итоговой сессии института за 1963 г. М., изд. ЦНИИФК, 1964, с. 260—262.
- Ратов И. П. Исследование спортивных движений и возможностей управления изменением их характеристик с использованием технических средств. Автореф. докт. дисс. М., 1972.

- Ромадановский О. А., Щербин Л. А., Савостин Г. А., Дербяглав В. В. Материалы конф. 1-го Мед. ин-та. М., 1972, с. 256—259.
- Рескомсидации по стандартизации. Терминология. М., Изд. СЭВ, 1975.
- Сарсания С. К., Серсда М. Г., Райцни Л. М. и др. В сб.: Материалы I Всесоюзн. науч. конф. по биомеханике спорта. М., 1974, ч. I, с. 57—58.
- Сафронов В. А. «Вопросы психологии». М., 1969, № 3, с. 156—162.
- Сафронов В. А. Исследование мышечного тонуса в динамике. Автореф. канд. дисс. М., ИППИ, 1975.
- Селуянов В. Н. В сб.: Биодинамика спортивной техники. Ред. В. М. Зациорский, М., изд. ГЦОЛИФК, 1978, с. 9—48.
- Спирidonov В. П. Материалы конф. молодых ученых ГЦОЛИФК. М., 1974, с. 93—96.
- Галышев Ф. М., Васюков Г. В., Федина Г. И. и др. В сб.: Физиологические основы управления движениями. М., Изд. ВНИИФК, 1977, с. 130—147.
- Тихонов В. И. «Теор. и практ. физич. культ.», 1973, № 4, с. 22—24.
- Ткачева В. М. В кн.: Сборник трудов врачей Тамбовской области. Тамбов, 1955, с. 19—28.
- Тутевнич В. Н. Теория спортивных метаний. М., ФИС, 1969.
- Уфлянд Ю. М. «Гигиена труда», 1927, № 8, с. 3—8.
- Ухтомский А. А. Физиология двигательного аппарата. Л., 1927.
- Федоров В. Л. «Теор. и практ. физич. культ.», 1970, № 1, с. 32—34.
- Фиделюс К. Функция некоторых двусуставных мышц бедра в спортивных упражнениях. Автореф. канд. дисс. М., 1959.
- Филиппов Б. В., Трегубов В. П. В сб.: «Труды Всесоюзного симпозиума по биомеханическим проблемам управления спортивными движениями человека». Тбилиси, 1978, с. 145—148.
- Филиппов Б. В., Трегубов В. П. Тезисы докладов II Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики. Рига, «Знание», 1979, т. 3, с. 170—172.
- Хилл Н. Механика мышечного сокращения: старые и новые опыты. М., «Мир», 1972.
- Шабашова А. С. В сб.: Тезисы докладов конф. по вопросам физиологии спорта. Л., 1955, с. 110—111.
- Штранкфельд И. Г. «Биофизика», 1957, т. 2, № 2, с. 166—169.
- Янанис С. В. Ученые записки ГДОИФК им. П. Ф. Лесгафта. Л., 1949, вып. 4. Цит. по К. Фиделюс, 1959.
- Akazawa K., Fujii K., Kasai T. Tech. Repts., Osaka Univ. 1969, 19, p. 577—595.
- Akazawa K., Kajiyama S., Fujii K. Technol. Repts. Osaka Univ., 1973, 1172, p. 163—178.
- Alexander R. McN., Vernon A. J. Human Movements Studies, 1975, v. 1, N 3, p. 115—123.
- Alexander R. McN., Bennet-Clark H. C. Nature, 1977, v. 265, N 5590, p. 114—117.
- Amis A. A., Dowson D., Wright V. Eng. Med., 1979, v. 8, N 1, p. 41—48.

- Amar J. *The human motor*. — New York: E. P. Dutton and Co., 1920.
- Asmussen E. F., Bond-Petersen. *Acta Physiol. Scand.* 1974, v. 91, N 3, p. 385—392.
- Aubert X. *Le couplage energetique de la contraction musculaire*. Brussels, Arscia, 1956, p. 1—315.
- Bahler A. S., Amer J. *Physiology*, 1967, v. 213, p. 1560—1564.
- Bahler A. S., Fales J. T., Lierler K. L., *J. Gen. Physiol.*, 1968, v. 51, p. 369—384.
- Barbenel J. C. *J. Biomechanics*, 1972, v. 5, p. 251—256.
- Barnett C. H., Cobbold A. F. *Ann. Rheum. Diseases*, 1969, v. 28, N 6, p. 652—654.
- Barter J. T. *Estimation of the mass of body segments: WADC Technical Report 57—260*. — Wright — Patterson Air Force Base, Ohio, 1957.
- Basler A. *Pflüger's Archiv.*, 1929, Bd. 221, S. 768—774.
- Basler A. *Fortschritte der Medizin*, 1931, Bd. 11, S. 310—328.
- Basmadjan J. V. *Muscle alive*. — 2nd Ed. Baltimore: Williams and Wilkins Co., 1978.
- Baster C. M. In: R. C. Nelson (Ed): *Proceedings of the Pennsylvania State University biomechanics conference*. University Park, Penn., 1971.
- Belotti P., Fucci S. *Atletico*, 1973, N 7, 8, p. 45.
- Bethe A. *Pflüger's Archiv.* 1924, Bd. 205, S. 63.
- Blange T., Karemaker J. M. A. E. *Pflüger's Archiv.*, 1972, Bd. 336, S. 277—288.
- Blix M. *Scand. Arch. Physiol.*, 1895a, v. 5, p. 476.
- Blix M. *Arch. Surg.*, 1895b, v.13, p. 112—117.
- Boon K. L., Hof A. L., Wallinda-deJonge W. In: *Biomechanics III. International Seminar*. Rome, 1972, Karger, Basel, 1973, p. 243—248.
- Booth F., Gould E. In: *Exercise and sport sciences reviews*, 1975, N. Y. — London, v. 3, p. 83—112.
- Borelli J. A. *De motu animalum*. — Lugduni Batavorum, 1680.
- Botwinick J. a. Thompson L. — *J. of Exper. Physiology*, 1966, v. 71, N 1, p. 9—15.
- Bouisset S., Pertuzon E. In: *Biomechanics*, 1969, *Medizin and Sport*, v. 2, Karger, Basel, p. 106—109.
- Braune W., Fischer O. In: *Abhandlunger der mathematisch-physischen Class der Konigl. Sachsischen Gesellschaft der Wissenschaften*. 1889, Bd. 26, S. 561—672.
- Bressler B. H., Clinch H. *J. Physiology*. 1974, v. 237, N 3, p. 477—504.
- Broocs C., Jacobs A. *Med. Sci. in Sports* 1975, v. 7, p. 290—294.
- Brunstrom S. *Clinical Kinesiology*, Philadelphia, Lea a. Febiger, 1962.
- Buchthal F. A., 1942 (Cited by Buchthal F. A., Kaiser F., 1951).
- Buchthal F. A., Kaiser E. *Acta physiolog. Scand.* 1944, v. 8, p. 38—74.
- Buchthal F. A., Kaiser E. *The rheology of the cross striated muscle fibre with particular reference to isotonic conditions*. — *Dan. Biol. Med.*, 1951, v. 21, p. 1—318.

- Buchthal F. A., Weis F. T. *Acta Physiol. Scand.*, 1956, v. 35, p. 345.
- Butler D., Grood E., Noyes F., Zernicke R. In: *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 1978, v. 6, p. 25—182.
- Carlson F. D., Wilkie D. R. *Muscle physiology*. Englewood, Prentice Hall, 1974.
- Casella C. *Acta physiol. Scand.*, 1951, v. 21, p. 380.
- Casper R. M. On the use of gamma ray images for determination of human body segment parameters. — Unpublished master's thesis, Pennsylvania State University, 1971.
- Cavagna G. A. *Accademia Nazionale dei Lincei — Rend. Sc. fis. mat. e nat.*, 1965, v. XXXVIII, F. 3, b. 427—442.
- Cavagna G. A. *J. Physiology*, 1970, v. 206, N 2, p. 252—262.
- Cavagna G. A., Dushman B., Margaria R. *J. appl. Physiology*, 1968, v. 24, N 1, p. 21—32.
- Cavagna G. A., Kaneko M. *J. Physiology (Eng.)* 1977, v. 268, p. 467.
- Cavanagh P. R., Gregor R. J. In: *Biomechanics IV*/Ed. by R. Nelson a. Ch. Morehouse, 1974, University Park Press, Baltimore, p. 524—537.
- Caygill J. C., West G. H. *Med. and Biol. Eng.*, 1969, v. 7, N 5, p. 507—516.
- Charnley J. *Ann. Rheum. Diseases*, 1960, v. 19, N 1, p. 10—20.
- Chockaert J. C., Pertuzon E., Goubel F., Lestienne F. In: *Biomechanics VI-A*, /Ed. by E. Asmussen a. K. Jørgensen. 1978, University Park Press, Baltimore, p. 73—78.
- Clauser C., McConville J., Young J. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL T.R. 69—70, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- Contini R. Body segment parameters. Technical Report, 1584.03. New York. — Univer. School. of Engin. and Science, June, 1970.
- Contini R. *Artificial limbs*, 1972, part II, v. 16, N 1, p. 1—19.
- Cotton M. *Australian J. Experim. Biology and Medical Science*, 1931, v. 8 (1), p. 53—67.
- Croskey M. J., Dawson P. M., Luessen A. C. *American J. Physiology*, 1922, v. 61, p. 171—185.
- Crowninshield R. D. *Transactions of the ASME, J. Biomech. Engineering*, 1978, v. 100, p. 88—92.
- Crowninshield R. D., Johnston R. C., Andrews J. G., Brand R. A. *J. Biomechanics*, 1978, v. 11, p. 75—85.
- Davies D. V., Palfrey A. J. *J. Biomechanics*, 1968, v. 1, N 2, p. 79—88.
- Dawson T. J., Taylor C. R. *Nature*, 1973, v. 246, N 5431, p. 313.
- Dempster W. T. *Annals of the N. Y. Acad. Science*, 1955a, v. 63, p. 559—585.
- Dempster W. T. Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report 55—159. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955b.
- Diamant J., Keller A., Baer E., Litt M., Arridge R. *Proceed. Roy. Soc. London. ser. B.*, 1972, v. 180, p. 293—315.
- Dintenfuss L. J. *Bone and Joint Surgery*, 1963, v. 45, p. 1241—1256.
- Dowson D. In: *Lubrication and Wear in Joints*/Ed. by V. Wright, Sector, London, 1969.

- Dowson D., Unsworth A., Wright V. J. *mech Engng*
Se., 1970, v. 12, p. 364—369.
- Drillis R., Contini R., Bluestein M. *Artificial Limbs*, 1964,
v. 8, N 1, p. 44—64.
- Du Bois-Reymond R. *Archiv. fur Anatomie und Physiolo-*
gie, 1900, Bd. 23, S. 462—564.
- Duca C. J., Forrest W. J. *J. Biomechanics*, 1973, v. 6, p. 385—393.
- Duchenne G. B. A. *Physiologie des mouvements*, 1867, transl.
by E. B. Kaplan, 1949, /W. B. Saunders Co., Philadelphia a. London.
- Duggai B. C. *Human Factors*, 1962, v. 4, N 3, p. 131—148.
- Elftman H. *Amer. J. Physiology*, 1940, v. 129, p. 672—684.
- Elftman H. *J. Bone and Joint Surgery*, 1966, v. 48-A, p. 363—377.
- Ellis M. J., Sheedhow B. B., Amis A. A., Dowson D.,
Wright V. J. *Engin. med.*, 1979, v. 8, N 1, p. 33—40.
- Ernst E. *Die Muskeltätigkeit*, Budapest, 1958.
- Fein R. S. *Proceed. Inst. Mech. Eng.*, 1967, v. 181, p. 125—128.
- Fenn W. O. *J. Physiology*, 1924, v. 58, p. 373—395.
- Fenn W. O., Brody A., Petrilli A. *Amer. J. Physiology*,
1931, v. 97, p. 1—14.
- Fenn W. O., Garvey P. H. *J. Clin. Invets.*, 1934, v. 13, p. 383—
397.
- Fenn W. O., Marsch B. S. *J. Physiology*, 1935, v. 85, p. 277—
297.
- Fick A., 1867. /Cited by Fick R. 1911.
- Fick A. *Mechanische Arbeit und Wärmeentwicklung bei der*
Muskeltätigkeit, Leipzig, 1882.
- Fick R. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke.*
Dritter Teil. Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Jena, Gustav
Fischer, 1911.
- Fidelus K. *Biomechaniczne parametry conczyn gornych czto-*
wieka. Warszawa, 1971.
- Fischer K. *Z-t Anat.* 1927, Bd. 83, N 5, S. 752.
- Fischer O. *Arch. f. Anat. u. Physiol., Anat. Abteil.* 1894/Cit.
nach Fischer K., 1927.
- Fischer O. *Theoretische Grundlagen fur eine Mechanik der*
lebenden Körper mit Speziellen Anwendungen auf einige Bewegungsvor-
gange an Maschinen. Berlin, B. G. Taubner, 1906.
- Fitz H. J. *Math. Biol.*, 1977, v. 4, N 3, p. 203—236.
- Frigo C., Pedotti A. T.—J.—T. *Journal of Life Sciences.*
Tower Internat. Technomedical Institute, 1978, v. 8, p. 29—35.
- Frigo C., Pedotti A. In: *Biomechanics VI-A*/Ed. by E. As-
mussen and K. Jørgensen. University Park Press, Baltimore, 1978,
p. 355—360.
- Fujikava K. *Okajimas Folia Anatomica Japonica*, 1963, v. 39,
p. 117—125.
- Fujiwara M., Basmadjian J. V. *Amer. J. Phys. Med.*, 1975,
v. 54, p. 234—242.
- Gasser H. S., Hill A. V. *Proceed. of the Royal Society, London,*
1924, Ser. B, v. 96, p. 394.
- Glantz S. A. *J. Biomechanics*, 1974, v. 7, p. 137—145.
- Gordon A. M., Huxley A. F., Julian F. J. *J. Physiology,*
1966, v. 184, p. 170—192.
- Goubel F. *Les propriétés mécaniques du muscle au cours du*
mouvement sous-maximal. Thèse Doctorat d'Etat, Université des Scien-
ces et Techniques de Lille. 1974, 1 vol, 217 p. ronéot.

- Goubel F., Boulisset S., Lestienne F. *Biomechanics II*, 2nd Int. Seminar, Eindhoven 1969, Karger, Basel, 1971, p. 154—158.
- Goubel F., Pertuzon E. *Arch. Int. Physiol. Bioch.* 1973, v. 81, p. 697—707.
- Griève D. W., Pleasant S., Cavanagh P. R. In: *Biomechanics VI-A*,/Ed. by E. Asmussen and K. Jorgensen. University Park Press, Baltimore, 1978, p. 405—412.
- Hamerman D. and Schubert M. *Amer. J. Med.*, 1962, v. 43, p. 555—590.
- Hanavan E. P. A mathematical model of the human body. — AMRL Technical Report 64—102, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1964.
- Harding M. L., Harding L. Gondeffellow J. W. J. *Biomechanics*, 1977, v. 10, p. 517—523.
- Harless E. *Abhandlungen der Mathemat. — Physikalischen Classe der Koeniglichen Bayerischen Akademie der Wissenschaften*, 1860, Bd. 8, S. 69—96, 257—294.
- Harris E. H., Walker L. B., Bass B. R. *J. Med. and Biol. Engineer.*, 1966, v. 4, p. 253—259.
- Hartmann H. (Hrsg). *Biopolimere und Biomechanik von Bindegewebsystemen*, Berlin, Springer Verlag, 1974.
- Haut R. C., Little R. W. J. *Biomechanics*, 1969, v. 2, p. 289—298.
- Hatze H. *Europ. J. appl. Physiology*, 1975, v. 34, p. 217—226.
- Hatze H. *Mathematical Biosciences*, 1976, v. 28, p. 99—135.
- Hay J. G. *Kinesiology III*, 1973, p. 20—45.
- Hay J. G. *Kinesiology IV*, 1974, p. 43—52.
- Hay J., Dapena J. et al. *J. Biomechanics*, 1977, v. 10, p. 269—277.
- Hertzberg H. T., Daniels G. S., Churchill E. *Anthropometry of flying personnel — 1950*. WADC Technical Report 52—321, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1954.
- Hertzberg H. T., Dupertius C. V., Emanuel J. *Photogrammetric Engineering*, 1957, v. 23, p. 942—947.
- Hill A. V. *Proceed. Roy. Soc. B.*, 1938, v. 126, p. 136—195.
- Hill A. V. *Proceed. Roy. Soc. B.*, 1949, v. 136, p. 399—420.
- Hill A. V. *Proceed. Roy. Soc. B.*, 1950a, v. 137, p. 273—280.
- Hill A. V. *Science Progress*, 1950b, v. 38, p. 209—230.
- Hill A. V. *Proceed. Roy. Soc. B.*, 1953, v. 141, p. 104—117.
- Hill A. V. *Proceed. Roy. Soc. B.*, London, 1964, v. 159, p. 247—324.
- Hirsch D., Page D., Miller D., Dumbleton L., Miller E. *J. Biomechanics*, 1974, v. 7, p. 343—348.
- Hochmuth G. *Biomechanik sportlicher Bewegungen*. Sport-Verlag, 1967.
- Huxley A. F. *Progr. Biophys.*, 1957, v. 7, p. 255—318.
- Huxley A. F., Simmons R. M. *J. Physiology*, 1970, v. 208, p. 52—53.
- Ikai M., Fukunaga T. *Internat. Z-t angew. Physiologie*, 1968, v. 26, p. 26—32.
- Jackson K. M., Joseph J., Wyard S. J. *J. Biomechanics*, 1977, v. 10, N2, p. 97—106.
- Jamakawa Y. *The Annual Report of Physical Education*, 1967, v. 1, p. 61—69.
- Jansen J. K. S., Rack P. M. H. *J. Physiology*, 1966, v. 183, p. 15—36.

- Jenkins R., Little R. J. *Biomechanics*, 1974, v. 7, p. 397—402.
- Jensen R. II., Metcalf W. K. *J. Anatomy*, 1975, v. 119, p. 209—221.
- Jensen R. II., Davy D. T. *J. Biomechanics*, 1975, v. 5, p. 103—110.
- Jewel B. R., Wilkie D. R. *Physiology*, 1958, v. 143, p. 515—540.
- Jones E. S. *Lancet*, 1934, vol. 226, N 5783, p. 1426—1427.
- Joyse G. C., Rack P. M. H., Westbury D. R. *J. Physiology*, 1969, v. 204, p. 461—474.
- Joyse G. C., Rack P. M. H., Ross H. F. *J. Physiology*, 1974, v. 240, p. 351—374.
- Kapandji J. A. *The physiology of the joints*. Edinburg — London, 1970.
- Katz B. *J. Physiology*, 1939, v. 96, p. 45.
- Kazai N., Kumamoto M., Jamashita N., Maruyama H., Tokuhara Y. In: *Biomechanics VI—A*/Ed. by E. Asmussen and K. Jørgensen. University Park Press, Baltimore, 1978, p. 413—418.
- Kennedy J., Hawkins R., Willis R., Danylchuk K. J. of *Bone and Joint Surgery*, 1976, v. 58A, p. 350—355.
- Kiiskinen A., Heilkinen E. *Proceed. Int. Symp. Exercise Bioch.*, 2nd, 1973, Abstracts, p. 25.
- King B., Path C., Shinkman P. *Weightlessness-training requirement and solutions*. NAVIRADEVICEN — Technical Report 560-1, Part, Washington, N 4, New York, 1961.
- Kintzel G. L., Hall A. S., Hillberry R. M. *J. Biomechanics*, 1972, v. 5, p. 93—105.
- Kjeldsen K. *Body segment weights, limb lengths and the location of the center of gravity in college women*. — M. S. Thesis. University of Massachusetts, 1972.
- Klausen K., Rasmussen B. *Acta Physiol. Scand.*, 1968, v. 72, p. 45—52.
- Komi P. V., Bosco C. *Medic. and Sci. in Sports*, 1978a, v. 10, N 4, p. 261—265.
- Komi P. V., Bosco C. In: *Biomechanics VI—A*. /Ed. by E. Asmussen and K. Jørgensen, University Park Press, Baltimore, 1978b, p. 79—85.
- Kulwicki P. V., Schlei E. J., Vergamini P. L. *Weightless man: Self-rotation techniques*. AMRL Technical Report, 1962, p. 62—129.
- Lanz T., von Wachsmuth W. *Praktische Anatomie*, Berlin: Springer Verlag, 1955—1972.
- Levin A., Wyman J. *Proceed. Roy. Soc. B.*, 1927, v. 101, p. 218.
- Lew W. S., Lewis J. L. *J. Biomechanics*, 1977, v. 10, N 3, p. 171—181.
- Lew W. S., Lewis J. L. *J. Biomechanics*, 1978, v. 11, N 8—9, p. 365—377.
- Linn F. C. *J. Bone and Joint Surgery*, 1967, v. 49, N 6, p. 1078—1096.
- Little T., Freeman M. A. R., Swanson S. A. V. In: *Lubrication and Wear in Joints*/Ed. V. Wright, Sector, London, 1969, p. 110.
- Liu Y. K., Laborde J. M., Van Buskirk W. C. *Aerospace Med.*, 1971, v. 42, p. 650—657.
- Longfield M. D., Dowson D., Walker P. S., Wright V. *Biomechanics Engineering*, 1969, v. 4, N 11, p. 517—522.
- MacConaill M. A. *Irish. J. Med. Sci.*, 1946, v. 6, p. 160—164.

- MacConaill M. A. *J. Bone and Joint Surgery*, 1949, v. 31-B, p. 100—104.
- MacConaill M. A. *Bio-Med. Engineering*, 1966, v. 1, N 11, p. 498—503.
- MacConaill M. A. In: *Studies on the Anatomy and Function of Bones and Joints*. /Ed. by Evans F. G., Springer, 1969, p. 69—80.
- MacCrorey H. L., Gale H. H., Alpert N. R. *Amer. J. Physiology*, 1966, v. 210, p. 114—120.
- MacCutchen C. W. *Federation proceedings*, 1966, v. 25, p. 1061—1068. Cited by Renaudeau J. 1978.
- MacCutchen C. W. *Wear*, 1962, v. 5, p. 1—17.
- MacCutchen C. W. *Nature*, 1959, v. 184, p. 1284.
- MacPherson L. J. *Physiology*, 1953, v. 122, p. 172—177.
- Mangold E. *Pflüg. Arch. ges. Physiol.*, 1922, Bd. 106, S. 200—212.
- Margaria R., Cavagna G. A., Saibene F. *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.*, 1963, v. 39, fasc. 23, bis. 1815—1816.
- Markee J. E., Logue J. T., Williams M., Stanton W. B., Wreen R. N., Walker L. B. *J. Bone and Joint Surgery*, 1955, v. 37-A, p. 125—142.
- Mashima H., Kushima H. *Jap. Heart. J.*, 1971, v. 12, p. 545—561.
- Mateyka I. *Amer. I. Phys. Anthropology*, 1921, v. 4, N 3.
- Matsui H. A new method to determine the center of gravity of a human body by somatometry. Tokyo: Taiiku no Kagakusha, (Japanese), 1958.
- Matsumoto G., Furukawa T., Tsuchida Y. *IIIth Int. Congress Biothelemry — Academic Press. NY.*, 1976, p. 267—270.
- Matsumura M., Nagai T. *Japan. J. Physiol.*, 1963, v. 13, p. 246—259.
- Meeh C. *Z-t. Biol.*, 1895, Bd. 31, S. 125—147.
- Meyer H. *Die wechselnde Lage des Schwerpunktes In dem menschlichen Körper*. Leipzig, 1863.
- Miller D., Nelson R. *Biomechanics of sport*, Lea a Febiger, Philadelphia, 1973.
- Morecki A., Ekiel J., Fidelus K. *Bionika ruchu*, Warszawa, 1971.
- Mori M., Yamamoto W. *Acta Anat.*, 1959, v. 37, p. 305—388.
- Morrison J. B. *J. Biomechanics*, 1970, v. 3, N 4, p. 431—451.
- Morton D. J. *Human Locomotion and Body Form*. /Williams a Wilkins Co., Baltimore, 1952.
- Mosso A. *Archives Italiennes de Biologie*. 1884, v. 5, p. 130—143.
- Myers R. R., Negami S., White R. K. *Biorheology* 1966, 3, N 4, p. 197—209.
- Neilson P. D. *Med. Electron, and Biol. Engin.* 1972, v. 10, p. 450—459.
- Nigg B., Neikomm P. A. *Biomechanik. Ausgewählte Kapitel*, Zürich, ETH, 1973, p. 39—51.
- Noyes F., Delucas J., Torvik P. *J. Bone and Joint Surgery*, 1974a, v. 56A, p. 236—253.
- Noyes F., Torvik P., Hyde W., Delucas J. *J. Bone and Joint Surgery*, 1974b, v. 56A, p. 1406—1418.
- Noyes F., Grood E. *J. Bone and Joint Surgery*, 1976, v. 58A, p. 1074—1082.

- Noyes F., Grood E., Nussbaum N., Cooper S. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1977, v. 123, p. 197—209.
- Nubar J. Rotating platform method of determining moments of inertia of body segments. — Unpubl. Report, Research Division, College of Engineering, N. Y. University, 1962.
- Nubar G., Contini R. *Bulletin of Math. Biophysics*, 1961, v. 23, N 4, p. 377—393.
- Olson V. L., Smidt G. L., Jonnston R. C. *Physical Therapy*, 1972, v. 52, N 2, p. 149—157.
- Page H. L. *Ergonomics*, 1974, v. 17, p. 603—612.
- Pagowski S., Piekarski K. *J. Biomechanics*, 1977, v. 10, p. 205—209.
- Palfrey A. J., White J. B. *Biorheology*, 1968, v. 5, p. 189—199.
- Palmer C. E. *Amer. J. of Physical Anthropology*, 1928, v. 11, p. 423—455.
- Palmer C. E. *Child Development*, 1944, v. 15, p. 99—180.
- Panjabi M. M., White A. A., Brand R. A. I. *Biomechanics*, 1974, v. 7, N 4, p. 385—387.
- Parks J. L. J. An electromyographic and Mechanical Analysis of selected abdominal exercises. Unpublished Doctoral Thesis, University of Michigan, 1959. /Cited by Plagenhoef, 1971.
- Parmley W. W., Sonnenblick E. H. *Circulat. Res.* 1967, v. 20, p. 112—123.
- Parmley W. W., Yotman L. A., Sonnenblick E. H. *Amer. J. Physiology*, 1970, v. 219, p. 546—550.
- Partridge L. D., Glaser G. H. *J. Neurophysiology*, 1960, v. 23, p. 257—268.
- Pauwels F. *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Berlin: Springer-Verlag, 1966.
- Payne A. H., Blader F. B. *Bulletin of Physical Education*, 1971, V. 8 (2), p. 21—30.
- Pedotti A. *Biol. Cybernetics*, 1977, v. 26, p. 53—62.
- Penrod D. D., Davy D. T., Singh D. P. *J. Biomechanics*, 1974, v. 7, N 2, p. 123—129.
- Pertuzon E. *Trav. Humain*, 1968, v. 31, p. 303—308.
- Pertuzon E. La contraction musculaire dans le mouvement volontaire maximal. Thèse Doctorat d'Etat, Université des Sciences et Techniques de Lille, 1972, p. 208, ronéot.
- Pierson W. R. *Annals New York Academy of Sciences*, 1963, v. 110 (1), p. 109—112.
- Plagenhoef S. *Patterns of human motion — a cinematographic analysis*. Engelwood Cliffs, N. Y. Prentice Hall, 1971.
- Polissar M. J. *Am. J. Physiology*, 1952, v. 168, p. 766—811.
- Pollock L. J., Davis L. *Arch. Neurol. Psychiat.*, 1932, v. 28, p. 586—602.
- Poppelle R. E., Terzuolo C. A. *Science*, 1968, v. 159, p. 743—745.
- Rack P. M. H., Westbury D. R. *J. Physiology*, 1974, v. 240, p. 331—350.
- Ralston H. J., Polissar M. J., Inman V. T., Close J. R., Feinstein B. *J. Appl. Physiology*, 1949, v. 1, p. 526—533.
- Rash P. J., Burke R. K. *Kinesiology and applied Anatomy*. Philadelphia, Lea and Febiger, 1963, p. 120—130.
- Reichel H. *Muskelelastizität*. *Ergebnisse der Physiologie*, 1952, Bd. 47, S. 469—554.

- Renaudeaux J. P. *La Houille blanche*, 1978, v. 33, N 3-4, p. 203-210.
- Renaudeaux J. P. *Mechanics materials electricite*, 1976, N315, p. 28-32.
- Reuleaux F. *The Kinematics of Machinery: Outline of the Theory of Machines*. MacMillan, London, England, 1876.
- Reynolds E., Louett R. *Am. J. Physiology*, 1909, v. 24, p. 286-293.
- Richer R. *Compt. rend. Soc. de Biol.*, 1894. Cit. by Rieser P. *Protoplasma*, 1949, Bd. 39, S. 95.
- Risher M. *Traite de physique biologique*. T. I. *Locomotion humaine*, 1901.
- Roberts T. O. M. Q. *J. Exp. Physiol.*, 1968, v. 48, p. 328-345.
- Roberts W. J., Rosenthal N. P., Terzuolo C. A. *J. Neurophysiol.*, 1971, v. 34, p. 620-634.
- Sandow A. *Science*, 1958, v. 127, p. 760.
- Santschi W. I., Du Bois J., Omoto C. *Moments of inertia and centers of gravity of the living human body*. — AMRL TDR, 1963, p. 63-136.
- Sasada T., Maezawa H. *J. of Japan Society of Lubrication Engineers*, Tokio, 1973, v. 18, N 12, p. 21-26.
- Scheidt W. *Zeitschrift für ges. Anat.*, 1921, Abt. 2, H. 3.
- Scheidt W. *Zeitschrift für Konstitutionslehre*, 1922, Bd. 8, s. 259-268.
- Schumacher G. H., Wolff E. *Anat. Anz.*, 1966, Bd. 119, N 3, S. 259-269.
- Seireg A., Arvikar R. *J. Biomechanics*, 1973, v. 6, N 3, p. 313-326.
- Seireg A., Arvikar R. *Internat. Symp. "Man under Vibration"*, Udine, Italy, 1979, p. 3-6.
- Shah J., Jonyson M., Hampson W. *Ann. Rheum. Diseases*, 1977, v. 36, p. 139-145.
- Sheedhom B. B., Terajama K. *J. Biomed. Engineering* 1976, v. 11, p. 278-282.
- Shoup T. E. *Biomechanics* 1976, v. 9, p. 241-242.
- Smidt G. L. *J. Biomechanics*, 1973, v. 6, N 1, p. 79-92.
- Soechting J. F., Stuart P. A., Hawleg R. M., Paslay P. R., Duffy J. ADME Paper No. 71 — Wa/Aut-7, 1971./Cited by: Viviani P., Terzuolo C. A., 1973.
- Spiegel E. A. *Der Tonus der Skelcttmuskulatur*. Berlin, 1927.
- Stanier D. J. *J. Anat.*, 1977, v. 3, p. 827-830.
- Sten-Knudsen O. *Acta physiol. scand.*, 1953, v. 28, Suppl., p. 104.
- Stern J. T. *Biomechanics*, 1971, v. 1, N 5, p. 437-453.
- Storck H. *Beilageheft zur Zeitschrift für Orthopädie*, 1951, Bd. 81.
- Stromberg D., Wiederhielm C. *J. Appl. Physiology*, 1969, v. 26, p. 857-862.
- Swearingen J. J. *Determination of centers of gravity of men*. Report 62-114, Civil Aeromedical Research Institute, Federal Aviation Agency, Oklahoma, 1962.
- Taleisnic J., Linscheid R. L. *Archives of Phys. Med. and Rehab.* 1965, v. 46, N 8, p. 553-561.
- Thys H., Faraggiana T., Margaria R. *J. Appl. Physiology*, 1972, v. 32, p. 491-494.

- Thys H., Cavagna G. A., Margaria R. *Pflügers Arch.* 1975, Bd. 354, S. 281-286.
- Tipton C., James S., Mergner W., Tcheng T. *Amer. J. Physiology*, 1970, v. 218, p. 894-901.
- Tipton C., Tcheng T., Mergner W. *Amer. J. Physiology*, 1971, v. 221, p. 1144-1150.
- Tipton C., Matthes R., Sandage O. *J. Appl. Physiology*, 1974, v. 37, p. 758-761.
- Tipton C., Matthes R., Maynard J., Carey R. *Med. and Sci. in Sports*, 1975, v. 7, p. 165-175.
- Toshisuke N. *Ind. Health*, 1975, v. 13, N 1, p. 22.
- Truong X. T. *J. Acoust. Soc. of America*, 1972, v. 51, N 4 (part 2), p. 1352-1356.
- Truong X. T. *J. Physiology*, 1974, v. 226, N 2, p. 256-264.
- Unsworth A., Dowson D., Wright V. *Transactions ASME*, 1974, v. 38, p. 39.
- Viidik A. In: *Studies on the Anatomy and Function of Bones and Joints.* /Ed. by Evans G. F. Berlin: Springer, 1966, p. 17-39.
- Viidik A. *Scand. J. Plastic Reconstruction Surgery*, 1967, v. 1, p. 141-147.
- Viidik A. 1973. Cited by Butler, 1978.
- Viviani P., Terzuolo C. A. *Kybernetik*, Springer Verlag, 1973, Bd. 14, N 1, S. 35-62.
- Walker L. B., Harris E. H., Benedicts J. W. *Med. Electron. Biol. Eng.*, 1964, v. 2, p. 31-38.
- Walker P. S., Dowson P., Longfield M. D., Wright V. *Amer. J. Rheum. Diseases*, 1968, v. 27, p. 512.
- Waterland J. C., Shamos G. M. *Perceptual and Motor Skills*, 1970, v. 30, p. 511-514.
- Weber E. *Wagners Handwörter d. Physiol.*, 1846, Bd. 3, Abt. II, S. 81.
- Weber W., Weber E. *Mechanik der menschlichen Gewerzeuge*. Göttingen, 1836.
- Webster D. *Neurology*, 1960, v. 10, N 2, p. 157-163.
- Wertheim F. 1847. /Cited by Blix, 1895.
- Whitsett C. E. Some dynamic response characteristics of weightless man.—AMRL Technical Report 63-118, W.—P. Air Force Base, Ohio, 1963.
- Wilkie D. R. *J. Physiology*, 1950, v. 110, p. 249-280.
- Wilkie D. R. In: *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, London, Pergamon Press, 1954, v. 4, p. 288-325.
- Wilkie D. R. *Brit. med. Bull.*, 1956a, v. 12, p. 368.
- Wilkie D. R. *Brit. med. Bull.*, 1956b, v. 12, p. 177-182.
- Williams M., Lissner H. *Biomechanics of human motion*. Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1962, p. 129-138.
- Williams E., Swolus P. In: *Biomechanics*, 1968, *Medizin in Sport*, N 2, Karger, Basel, p. 72-77.
- Wright V., Dowson D. *Bio-Medical Engineering* 1969, v. 4, N 1, p. 8-15.
- Wright V. In: *Biopolimere und Biomechanik von Bindegewebsystemen*, Berlin, Springer Verlag, 1974.
- Wright W. *Muscle Function*. New York, 1928.
- Yeo B. R. J. *Biomechanics* 1976, v. 9, p. 413-416.
- Young Y., Jørgensen D. L., Flatt A. E., Sprague B. L.

- Proc. 4th New Engl. Bioeng. Conference, New Haven, Conn. New York, 1976, p. 85—88.
- Zatsiorsky V. M. In: Biomechanics IV /Ed. by R. C. Nelson a. Ch. Morehouse, University Park Press, Baltimore, 1974, p. 273—275.
- Zatsiorsky V. M. In: Biomechanics of sports and Kinanthropometry. Book 6. The International Congress of physical activity sciences. /Ed. by F. Landry a W. A. R. Orban, Quebec, 1978, p. 11—18.
- Zatsiorsky V. M., Aleshinsky S. In: Biomechanics V-B. /Ed. by P. Komi, University Park Press, Baltimore, 1976, p. 387—394.
- Zatsiorsky V. M., Aruin A. S., Raitsin L. M., Panovko G. J. International Symposium "Man under Vibration". "Suffering and protection", Udine, Italy, 1979, p. 1—8.
- Zatsiorsky V. M., Bulgakova N., Chaplinsky N. International series on sport sciences. Vol. 8./Ed. by J. Terauds, University Park Press, Baltimore, 1979, p. 197—204.
- Zatsiorsky V. M., Seluyanov V. N. VII International congress of biomechanics. Abstracts, Warsaw, September, 1979, p. 218—219.
- Zook D. E. Amer. J. Dis. Children, 1932, v. 43, p. 1347—1432.
- Zucherman J., Stull G. J. Appl. Physiology, 1969, v. 26, p. 716—719.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие	3
Глава 1. Кинематическое описание движений и биомеханика суставов	5
1.1. Кинематическое описание положения тела человека	—
1.2. Кинематика движений в суставах	8
1.2.1. Описание поз и движений в суставах	—
1.2.2. Геометрия и алгебра движений в суставах	10
1.3. Типы движений и суставные оси	12
1.4. Степени свободы	14
1.5. Трибология суставов	15
1.5.1. Измерение трения в суставе	16
1.5.2. Теории (механизмы) смазки в суставах	17
1.5.3. Влияние тренировки на пассивное сопротивление движению в суставах	18
Глава 2. Геометрия масс тела человека	19
2.1. Методы исследования геометрии масс тела человека	—
2.1.1. Исследования на трупах	—
2.1.2. Исследования на живых людях	22
2.1.3. Косвенные методы	23
2.2. Определение геометрии масс тела радиоизотопным методом	24
2.2.1. Идея метода	—
2.2.2. Конструкция радиоизотопной установки	27
2.2.3. Принцип работы установки	28
2.2.4. Сегментирование испытуемого	—
2.2.5. Точность радиоизотопного метода	29
2.2.6. Эксперименты	31
2.3. Данные о геометрии масс тела	32
2.3.1. Положение общего центра масс	—
2.3.2. Моменты инерции тела	36
2.3.3. Веса (массы) сегментов тела	37
2.3.4. Положение центров масс сегментов тела	41
2.3.5. Моменты и радиусы инерции сегментов тела	44
Глава 3. Биомеханика сухожильно-связочного аппарата	45
3.1. Реакция связок и сухожилий в ответ на растягивание	—
3.2. Зависимость механических свойств связок и сухожилий от времени действия нагрузки	47
3.3. Факторы, влияющие на механические свойства связок и сухожилий	49
Глава 4. Биомеханика мышц	50
4.1. Основы биомеханики изолированных мышц	—
4.1.1. Мышца как трехкомпонентная система	—
4.1.2. Зависимость между силой и длиной мышцы	52
4.1.2.1. Зависимость «сила — длина» пассивных мышц	—

4.1.2.2. Зависимость «сила — длина» последовательных упругих компонентов	53
4.1.2.3. Зависимость «сила — длина» активных мышц	56
4.1.3. Активное состояние мышц	—
4.1.4. Зависимость «сила — скорость»	60
4.1.5. Биомеханика перистых мышц	61
4.2. Функционирование мышц в организме	—
4.2.1. Актония	63
4.2.2. Биомеханические аспекты управления активностью мышц	70
4.2.3. Биомеханика двусуставных мышц	74
4.2.4. Морфометрия мышц (биомеханический аспект)	—
4.2.4.1. Проблема обобщения данных	75
4.2.4.2. Плечи сил мышц	78
4.2.4.3. Линии действия силы мышечной тяги	83
4.2.4.4. Физиологические поперечники мышц	84
4.2.4.5. Длины мышц и их изменение	85
4.2.4.6. Производные морфометрические показатели	89
Глава 5. Биомеханические свойства скелетных мышц	—
5.1. Проблема	91
5.2. Жесткость мышц	91
5.2.1. Методы определения собственно-механической жесткости	93
5.2.2. Методы изучения биомеханической жесткости мышц	—
5.2.3. Результаты измерения жесткости мышц	97
5.2.4. Зависимость жесткости мышц от различных факторов	99
5.3. Демпфирование мышц	101
5.3.1. Методы определения характеристик рассеяния энергии	105
5.3.2. Результаты измерения демпфирования мышц	—
5.3.3. Зависимость демпфирования мышц от различных факторов	106
5.4. Другие биомеханические свойства мышц	107
5.5. Влияние биомеханических свойств мышц и сухожилий на эффективность движений	113
Приложение	127
Библиография	—

Серия «Наука — спорту»
(Биомеханика)

Владимир Михайлович Зациорский
Александр Семенович Аруин
Виктор Николаевич Селуянов

БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

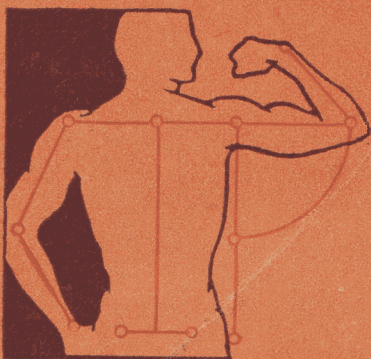
Заведующая редакцией *Л. И. Кулешова*. Редактор *А. С. Иванова*. Художник *В. С. Лыдин*. Художественный редактор *В. А. Галкин*. Технические редакторы *С. С. Басипова, О. П. Макеева*. Корректоры *И. А. Зайцева, Т. П. Романова*.

ИБ № 1086. Слано в набор 31.07.80. Подписано к печати 18.02.81. А 06947. Формат 84×108/16. Бумага тип. № 2. Гарнитура «Литературная». Высокая печать. Усл. п. л. 7,56. Ус. кр. отт. 7,875. Уч.-изд. л. 7,54. Тираж 23 000 экз. Издат. № 6542. Зак. № 676. Цена 45 коп.

Ордена «Знак Почета» издательство «Физкультура и спорт» Государственного комитета СССР по делам издательства, полиграфии и книжной торговли. 101421, ГСП, Москва, К-6, Каляевская ул., 27.

Ярославский полиграфкомбинат Союзполиграфпрома при Государственном комитете СССР по делам издательства, полиграфии и книжной торговли. 150014, Ярославль, ул. Свободы, 97.

биомеханика



В. М. Зациорский
А. С. Аруин
В. Н. Селуянов

**БИОМЕХАНИКА
ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА
ЧЕЛОВЕКА**

45 коп.

Книга «Биомеханика двигательного аппарата человека» открывает раздел биомеханики спорта в серии «Наука — спорту».

Она обобщает результаты многочисленных научных исследований и содержит следующие разделы:

кинематическое описание движений и биомеханика суставов, геометрия масс тела, биомеханика сухожильно-связочного аппарата, биомеханика мышц.

В приложении приведены упрощенные способы оценки масс-инерционных характеристик тела на основе измерения легкодоступных антропометрических признаков.

Биомеханика двигательного аппарата является как бы основой биомеханики движений. Именно поэтому последующие книги серии будут в значительной мере опираться на сведения, изложенные здесь.

