

Министерство образования Республики Беларусь

Учреждение образования
«Гомельский государственный университет
имени Франциска Скорины»

К. К. БОНДАРЕНКО

ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ

Рекомендовано УМО по образованию
в области физической культуры
для специальности 6-05-0115-01
«Образование в области физической культуры»,
в качестве учебно-методического пособия

Гомель
ГГУ им. Ф. Скорины
2024

УДК 796.012(075)
ББК 75.00я73
Б77

Рецензенты:

кандидат физико-математических наук С. Ф. Ничипорко,
кандидат педагогических наук Г. В. Новик

Рекомендовано к изданию научно-методическим советом
учреждения образования «Гомельский государственный
университет имени Франциска Скорины»

Бондаренко, К. К.

Б77 Основы биомеханики : учебно-методическое пособие /
К. К. Бондаренко ; М-во образования Республики Беларусь,
Гомельский гос. ун-т им. Ф. Скорины. – Гомель : ГГУ
им. Ф. Скорины, 2024. – 148 с.
ISBN 978-985-32-0054-6

Учебно-методическое пособие по основам биомеханики призвано в доступной форме объяснить биомеханические концепции и принципы движения, наглядно показывая, как наука связана с реальными спортивными ситуациями. Оно позволяет познакомиться с биомеханикой спорта и физических упражнений. Материал предназначен, в первую очередь, для студентов факультетов физической культуры, но он также подходит и для студентов других специальностей, изучающих движение человека. Большинство примеров, представленных в учебно-методическом пособии, взяты из спорта или физической культуры. Цель издания – представить основы биомеханики человеческого движения в ясной, краткой и удобной для пользователя манере.

Адресовано студентам специальности 6-05-0115-01 «Образование в области физической культуры».

**УДК 796.012(075)
ББК 75.00я73**

ISBN 978-985-32-0054-6

© Бондаренко К. К., 2024
© Учреждение образования
«Гомельский государственный университет
имени Франциска Скорины», 2024

ПРЕДИСЛОВИЕ

Структура учебного пособия соответствует последовательности изучения дисциплины «Биомеханика».

В первой главе дается введение в биомеханику, где обосновывается необходимость изучения биомеханики, определяются цели и задачи дисциплины. Она также включает историю развития биомеханики, её основные направления, а также проблемы и пути их решения.

Вторая глава посвящена кинематическим характеристикам движения, или внешним формам перемещения тела и его частей в пространстве и во времени.

Динамические характеристики движения тела являются основной темой третьей главы учебного пособия. Динамика – одна из самых сложных тем для понимания студентами, изучающими движение человека. Поэтому это самая важная и большая часть учебного пособия, иллюстрированная большим количеством примеров. Порядок изложения тем в этой части не отличается от порядка изложения в большинстве учебников по биомеханике.

В первом разделе представлены понятия инерционных характеристик.

Второй раздел главы рассматривает силы и их действие на тело человека. На примере сил в этой главе также вводится сложение векторов.

В третьем разделе рассматриваются энергетические характеристики движения. В заключительных разделах главы описываются действия сил в движениях человека и эффективность выполнения двигательной деятельности.

В четвёртой главе учебного пособия подробно рассматриваются вопросы строения и функций биомеханической системы двигательного аппарата человека. В ней разбирается строение тела целиком и его частей с оценкой влияния изменения положения его звеньев на характер перемещения тела человека в пространстве и во времени. На примерах классической механики показаны условия движения звеньев тела как рычагов и маятников.

Заключительная пятая глава подробно рассматривает характер мышечной деятельности для обеспечения эффективности движений человека. В ней описаны структурные элементы человеческого тела, а мышцы являются двигателями, которые приводят в движение эту структуру. Понимание того, как силы, создаваемые костями и связками, поддерживают тело, и как силы и крутящие моменты, создаваемые мышцами, совершают работу по перемещению конечностей, требует знания сил и их действия.

1 БИОМЕХАНИКА КАК УЧЕБНАЯ ДИСЦИПЛИНА

1.1 Основы изучения биомеханики

Биомеханика является наукой, изучающей законы механики в живых существах. Своё название она получила от слияния греческих слов *bios* – жизнь и *mechané* – механизм. Наряду с изучением характера движений и сил, вызывающих движение физических тел, биомеханика изучает и анализирует многогранные и разносторонние движения живых существ, поскольку они относятся к структуре, функциям и движению любой биологической системы.

Несмотря на то, что биомеханика является отдельной областью науки, она связана со многими другими областями, включая физику, анатомию и физиологию. Основными разделами биомеханики являются кинематика, динамика и кинезиология. Кинематика определяется как описание движения, включая последовательность и скорость движения сегментов тела, что «выражается в степени координации». Динамика – это изучение причин движения, особенно сил. И кинематика, и динамика позволяют описать движение, но ключевой отличительной чертой является то, что динамика связана с силами, тогда как кинематика просто описывает движение. Кинезиология связана с изучением движения в живых существах на основе характеристик мышечной деятельности. Она позволяет определить механические причины улучшения функций движения частей тела или определить критерии движения, способствующие предотвращению травм.

1.2 Цель, задачи и методы биомеханики

Основной целью биомеханики является изучение механических явлений в живых системах. В отличие от физической механики, в которой изучается механическое движение тел в пространстве и во времени с учётом данных о массе, силе, положении и скорости в предыдущий момент времени, в биомеханике движение человека имеет более сложные условия. Это определяется строением человеческого тела как сложного двигательного аппарата, состоящего из структурного скелета, в котором более 200 костей, более 600 мышц и нескольких сотен сухожилий, позволяющих выполнять более 250 возможных движений. При этом непосредственно работа мышц обеспечивается энергией, получаемой в результате биохимических реакций и физиологических процессов.

Изучение движений в биомеханике определяется возможностью не только найти наиболее совершенные способы двигательных действий, но найти точки взаимодействия индивидуальных возможностей человека с возможностью наиболее рационального и оптимального выполнения движения. Этим определяется общая задача биомеханики как оценка эффективности приложения сил для более совершенного достижения поставленной цели.

Решение конкретных задач определяется сферой деятельности человека. Очень тесное взаимодействие биомеханики отмечается с различными направлениями научной и прикладной деятельности, как, например, с космонавтикой, дающее возможность снижать негативное влияние на организм человека невесомости и поддерживать работоспособность посредством подбора средств и методов двигательной деятельности. С медициной у биомеханики связано восстановление двигательных функций после травм и хирургического вмешательства, равно как и после трансплантации органов и тканей и протезировании. Инженерная биомеханика позволяет создавать роботов, способных заменить человека в условиях действия агрессивных сред и радиации. Сюда же следует отнести и разработку тренажёрных устройств, позволяющих ускорить процесс формирования навыка двигательной деятельности и развития физических качеств и двигательных способностей. Задачи оптимизации и рационализации двигательных действий при выполнении спортивных упражнений решает биомеханика спорта.

Частные задачи биомеханики спорта решают следующие вопросы:

- определение строения, свойств и двигательных функций тела спортсмена;
- определение рационализации спортивной техники в зависимости от индивидуальных способностей спортсмена;
- определение средств и методов совершенствования спортивной техники.

Решение данных задач подразумевает моделирование наиболее рациональных вариантов движения, обеспечение биомеханического контроля с целью предотвращения формирования ошибок и их исправления, прогнозирование тенденций изменения технических параметров движения в зависимости от возрастных изменений и роста спортивного мастерства, а также разработку биомеханически целесообразных тренажёров и совершенствование спортивного инвентаря.

Основными методами биомеханики спорта являются *системный анализ* и *системный синтез* действий. Системный анализ определяет состав движения по количественным характеристикам. Системный синтез

определяет взаимодействие частей движения друг с другом. Данные методы составляют теорию биомеханики спорта, включающую в себя системно-структурный подход к изучению движений человека.

В теорию системно-структурного подхода заложены основные принципы движения, а именно:

- принцип *структурности* построения систем движения – все движения в системе взаимосвязаны, что определяет целостность и совершенство действий;

- принцип *целостности действия* – все движения в двигательном действии образуют целостную систему движений, направленную на достижение цели;

- принцип *сознательной целенаправленности* систем движений определяет сознательный выбор цели, применение целесообразных движений и управление ими для достижения цели.

1.3 История развития биомеханики

Развитие любой науки своими корнями уходит к древним грекам, которые первыми оставили запись человеческих исследований о природе мира. История донесла до нас имя **Сократа** (469–399 гг. до н. э.) (рисунок 1.1), который 2400 лет назад пытался понять окружающий его мир и искал понимание движения (механики) в характере изменения положения людей и других живых существ.

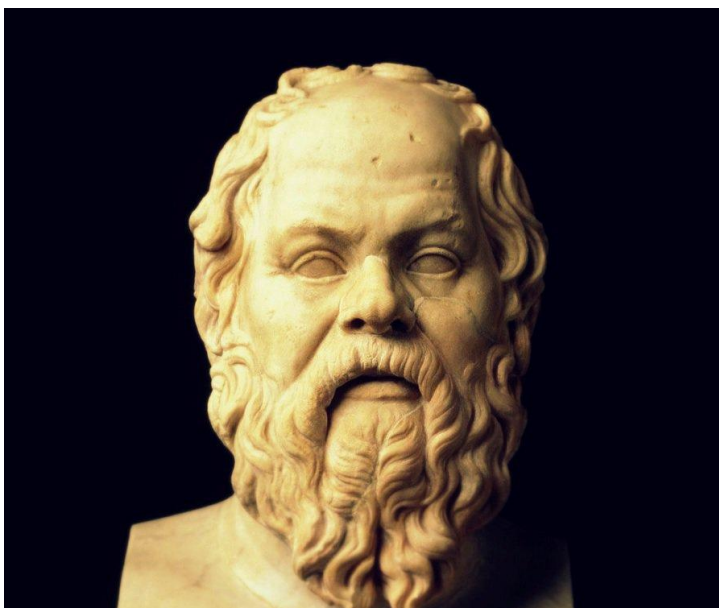


Рисунок 1.1 – Сократ (бюст)

Чуть позже, греческий философ **Платон** (424/423–348/347 до н. э.) (рисунок 1.2) изложил большинство важных проблем и концепций философии, и постулировал идеи, которые существовали независимо от чувственного мира. Он считал наблюдения и эксперименты бесполезными. Тем не менее, он также считал, что математика является лучшим инструментом для погони за знаниями. Его концептуализация математики как жизненной силы науки создала необходимые предпосылки для зарождения и развития механики.

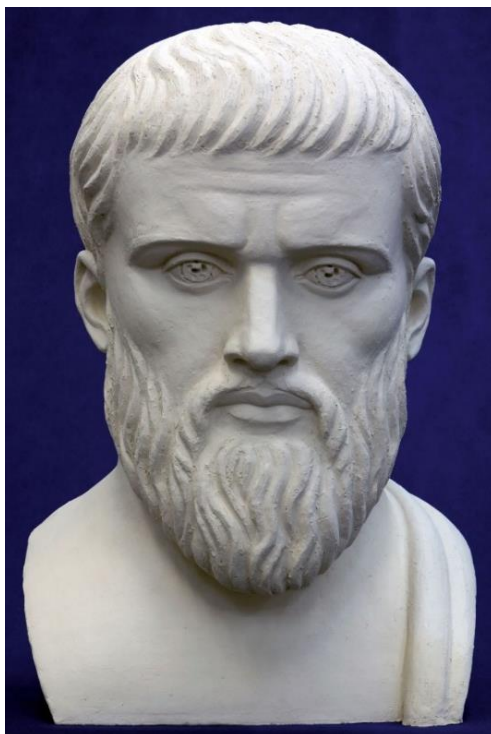


Рисунок 1.2 – Платон (бюст)

Одним из учеников Платона является **Аристотель** (384–322 гг. до н. э.) (рисунок 1.3), который в возрасте 17 лет отправился в Афины, чтобы учиться в академии Платона. Аристотель обладал недюжинным талантом к наблюдению и был очарован анатомией и строением живых существ. Аристотеля можно считать первым биомехаником, так как он написал первую книгу о движении животных. Он рассматривал тела животных не только как механические системы, но и пытался определить характер выполнения движения с точки зрения физиологических процессов. В последствии Аристотель отошел от философии Платона и стал приверженцем «качественной науки здравого смысла, очищенной от математики». Его представления о логике, построении выводов из предполагаемых постулатов дали дедуктивный метод современной науки. Таким образом, в течение столетия, закончившегося

2300 лет назад, три человека определили фундаментальные научные инструменты дедукции и математики, на основании которых зародилась биомеханика.

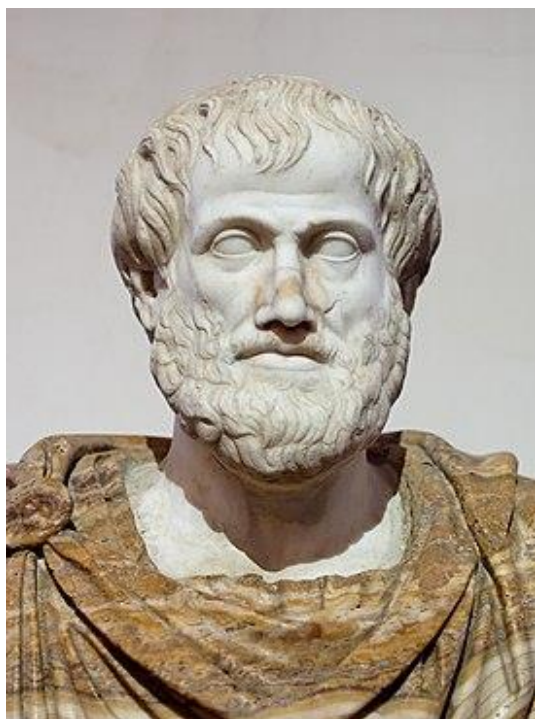


Рисунок 1.3 – Аристотель.

Римская копия бюста греческого бронзового оригинала (после 330 г. до н. э.).

Автор оригинала – Лисипп

Древнегреческий математик, физик и инженер **Архимед** (287–212 гг. до н. э.) родился и большую часть жизни прожил в городе Сиракузы на Сицилии. Он заложил основы механики, гидростатики, был автором ряда важных изобретений. Широкую известность получила легенда о том, как Архимед сумел определить, сделана ли корона царя Гиерона II из чистого золота или ювелир подмешал туда значительное количество серебра. На основании этого была открыта вытесняющая сила (Архимедова сила) как равнодействующая всех сил давления, действующих на поверхность тела со стороны жидкости. Согласно другой легенде, благодаря открытию теории рычага и созданию полиспаста, Архимед один смог с минимальными усилиями сдвинуть с места огромный корабль. Ошеломленным соотечественникам ученый сказал, что будь у него точка опоры, он бы перевернул земной шар (рисунок 1.4). Архимед сформулировал закон рычага, где: *«Соизмеримые величины уравниваются на длинах, которые будут обратно пропорциональны тяжестям. Если величины будут несоизмеримы,*

то они точно так же уравновесятся на длинах, которые обратно пропорциональны этим величинам». В том же труде Архимед дал определение центра тяжести тела как: «Некоторая расположенная внутри него (тела) точка – такая, что если за нее мысленно подвесить тело, то оно остается в покое и сохраняет первоначальное положение».

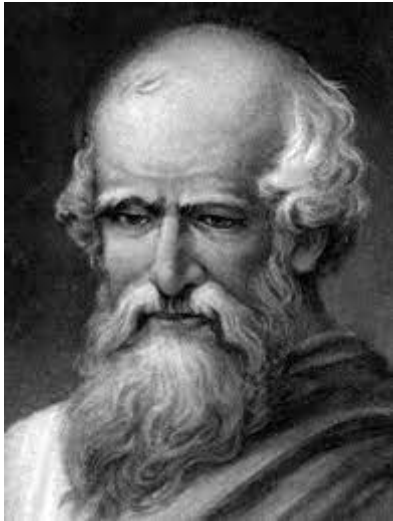


Рисунок 1.4 – Архимед и гравюра на его высказывание о свойстве рычага

Весомый вклад в развитие биомеханики двигательных возможностей тела внёс римский врач **Клавдий Гален** (129–216 гг. н. э. (по другим источникам: 131–201 гг. н. э.)) (рисунок 1.5). Будучи врачом римских гладиаторов во времена правления императора Марка Аврелия, он определил характер влияния скелетных мышц на двигательные возможности человека, ввёл понятие мышечных синергий. Его труд «О функции частей человеческого тела» в качестве стандартного медицинского постулата использовался в последующие 1400 лет.

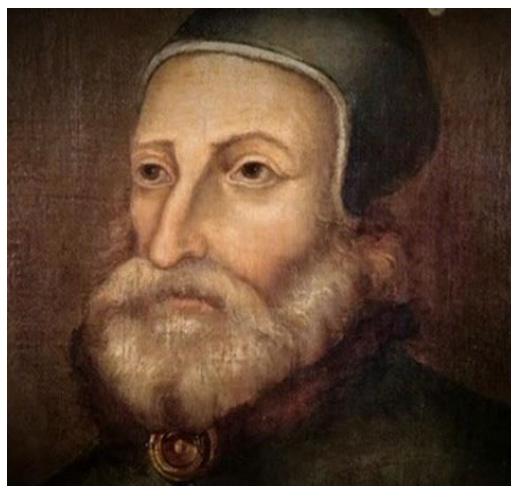


Рисунок 1.5 – Клавдий Гален

Итальянский ремесленник **Леонардо да Винчи** (1452–1519) (рисунок 1.6) прославился не только как искусный мастерской, но и как художник, ученый и изобретатель. Родившийся бедным и в значительной степени получивший самообразование, да Винчи внес существенный вклад в механику в ходе своей многочисленной военной и гражданской деятельности. Он создал инженерные проекты и творческие изобретения, начиная от водных лыж и заканчивая дельтапланами. У него было понимание компонентов векторов силы, коэффициентов трения и ускорения падающих объектов. Изучая анатомию в контексте механики, да Винчи также получил некоторое представление о биомеханике, с помощью которой он проанализировал действия мышечных сил, описал топографию мышц и их значение для обеспечения движения и изучил функцию сустава. К сожалению, многие его научные изыскания не были опубликованными на протяжении веков и его блестящие мечты не были реализованы.



Рисунок 1.6 – Леонардо да Винчи и его анатомический рисунок

В 1514 году **Николай Коперник** (1473–1543) (рисунок 1.7) ввел концепцию гелиоцентрической Солнечной системы, но беспокойство по поводу реакции церкви на эту теорию помешало ее публикации вплоть до момента, когда Коперник не оказался при смерти. В его произведении «Революция небесных сфер», революция произошла не только в астрономии, но и произвела революцию в науке, вновь введя математические рассуждения, антитезу аристотелевской физике здравого смысла. Это имело прямые последствия и для биомеханики, потому что желание объяснить орбиты небесных сфер привело непосредственно к развитию механики.



Рисунок 1.7 – Николай Коперник (рисунок Эрнеста Ковальчука)

В 1543 г. фламандский врач **Андреас Везалий** (1514–1564) (рисунок 1.8) опубликовал свой прекрасно иллюстрированный текст «О строении человеческого тела». В нём он представил анатомию человеческого тела, отличающуюся от того, что было представлено в трудах Клавдия Галена. Несмотря на это, миру потребовалось еще более столетия, чтобы принять тот факт, что Гален допустил ошибки, исправленные Везалием. Существует история о том, как анатом сказал студенту, что причина, по которой труп не соответствовал описанию Галена, заключалась в том, что анатомия человека изменилась в промежуточные тысячи лет.



Рисунок 1.8 – Андреас Везалий (портрет XVI–XVII вв.) и обложка его книги «О строении человеческого тела»

Отцом механики, как и основных положений биомеханики, считается **Галилео Галилей** (1564–1642) (рисунок 1.9). В возрасте 17 лет Галилей, сын музыканта-математика с небольшим достатком, был отправлен в Пизанский университет для изучения медицины. Однако, план отца Галилея не увенчался успехом, так как последний всегда подвергал сомнению все утверждения обучавших его профессоров и требовал, чтобы каждый факт был доказан. Галилей получил прозвище «спорщик» за своё требование всё аргументировать. Такое отношение к науке было неприемлемым в медицинской школе, и он был отчислен из университета. В возрасте 21 года он вернулся домой во Флоренцию и еще больше разочаровал своего отца, обратившись к математике, где также требовал, чтобы преподававшие её профессора доказывали всё, чему они учили.

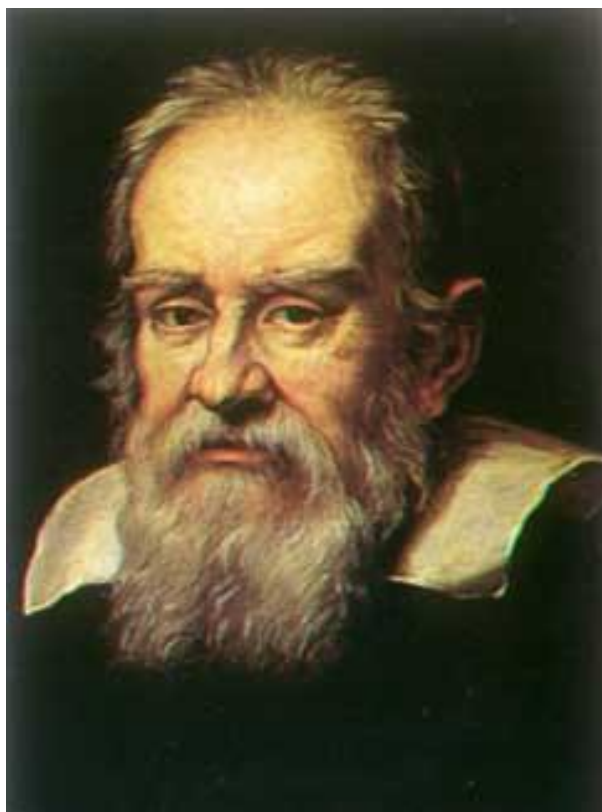


Рисунок 1.9 – Галилео Галилей на портрете 1636 года работы Ю. Сустерманса

В возрасте 25 лет Галилей вернулся в Пизанский университет в качестве преподавателя математики. Его вьедливое остроумие в течение трёх лет привлекло так много учеников с других факультетов, что он был вынужден снова уйти. Он перешёл на должность профессора математики в более престижный Падуанский университет. В возрасте 45 лет он услышал об изобретении телескопа и бросил все

остальные занятия, чтобы сделать свой собственный телескоп и использовать его для «обозрения невидимого». Его наблюдения с помощью этого инструмента позволили увидеть и спутники Юпитера, и горы на спутнике Земли – Луне.

Галилей внес важный вклад в биомеханику. Он описал механические особенности костной структуры и основные принципы неравномерности роста частей тела – аллометрии. Он отметил, что:

- массы животных увеличиваются непропорционально их размеру, и их кости должны, следовательно, также непропорционально увеличиваться в объёме;

- прочность на изгиб трубчатой структуры, такой как кость, увеличивается по отношению к ее весу, делая ее полой и увеличивая ее диаметр;

- морские животные могут быть крупнее наземных животных, потому что вязкость воды снижает вес их тканей.

Гениальность Галилея как математического теоретика и навязчивого экспериментатора позволила ему внести свой самый фундаментальный вклад в науку, в суть того, что мы теперь называем научным методом: необходимость критически исследовать факты и экспериментально воспроизводить известные явления, чтобы определить причину и следствие и прийти к объяснениям того, что наблюдается. Кроме того, и это самое главное, он стремился сформулировать физические законы математически, еще больше освободив научные выводы от неправильного восприятия чувств.

Родоначальником биомеханики как науки считается **Джованни Альфонсо Борелли** (1608–1679) (рисунок 1.10). Сын испанского солдата и матери-итальянки, Борелли родился в Неаполе. В возрасте 16 лет Борелли отправился в Рим, где стал учеником бывшего ученика Галилея Бенедетто Кастелли, основателя науки гидравлики. Борелли также знал и самого Галилея и, вероятно, был в Риме в 1632–1633 годах во время суда над Галилеем инквизицией. Несколько лет спустя рекомендация Кастелли помогла Борелли получить лекционный курс по математике в городе Мессине, на северо-восточном побережье Сицилии. Там он работал, пока в возрасте 50 лет не перевёлся на кафедру математики в Пизанский университет. В Пизанском университете Борелли тесно сотрудничал с **Марчелло Мальпиги** (1628–1694) (рисунок 1.11), который заведовал кафедрой теоретической медицины. Мальпиги был одним из величайших первых микроскопистов и отцом эмбриологии. Борелли и Декарт были ключевыми фигурами в установлении астрофизического подхода в медицине, считающие, что механика, а не химия является ключом к пониманию функции человеческого тела.

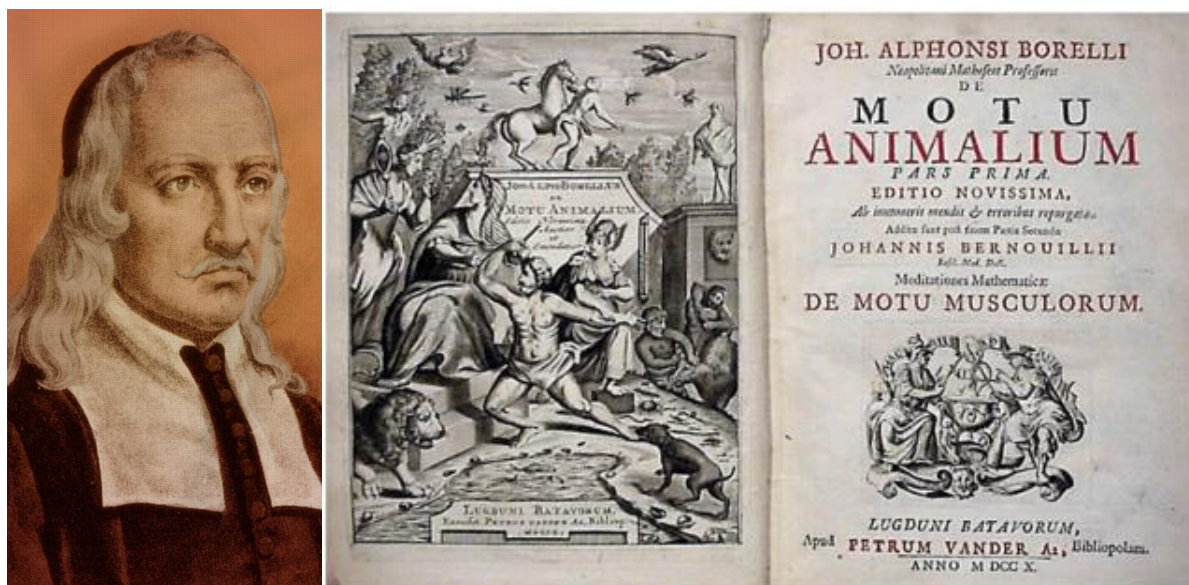


Рисунок 1.10 – Джованни Альфонсо Борелли
и его книга «О движении животных»



Рисунок 1.11 – Прижизненный портрет Марчелло Мальпиги
кисти Карло Чиньяни

Между Борелли и Мальпиги произошла ссора, в результате которой Борелли покинул Пизу и вернулся в Мессину, а позже, в возрасте 67 лет, переехал в Рим, где умер в канун Нового года в 1679 г. Его великий трактат под названием *De Motu Animalium* (О движении

животных, 1679) был опубликован вскоре после его смерти (рисунок 1.12). Борелли был первым, кто понял, что рычаги костно-мышечной системы увеличивают движение, а не силу, а мышцы должны создавать гораздо большие силы, чем те, которые сопротивляются движению. Основываясь на работе Галилея в интуитивном понимании статического равновесия, Борелли вычислил силы, необходимые для равновесия в различных суставах человеческого тела, задолго до того, как Ньютон опубликовал законы движения. Он также определил положение человеческого центра тяжести, рассчитал и измерил объемы вдыхаемого и выдыхаемого воздуха и показал, что вдох управляется мышцами, а выдох обусловлен эластичностью тканей.

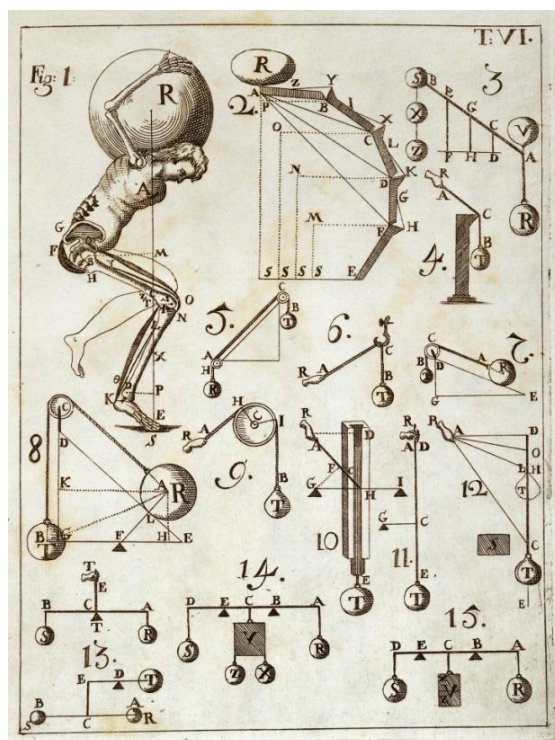


Рисунок 1.12 – Печатная форма книги Джованни Альфонсо Борелли
“De motu animalium”, 1680–1681 гг.

Борелли также внес значительный вклад в астрономию, улучшив некоторые результаты Галилея. Например, Галилей никогда не сталкивался с эллиптическими орбитами Кеплера, вместо этого выводил круговые. Борелли позаботился об этом, постулировал, что кометы следуют по параболическим орбитам и попытался предсказать орбиты спутников Юпитера, учитывая влияние как Юпитера, так и Солнца. Последняя работа предвосхитила ньютоновскую концепцию всемирного тяготения. Он также был первым, кто описал движение планет вокруг Солнца в терминах центробежных и центростремительных сил.

Идея исследования двигательных локомоций с использованием кинематографии в XIX в. была предложена французским астрономом Янссеном, но впервые она было научно использована **Этьеном-Жюль Мареем** (1830–1904), сопоставившего силы реакции земли с движением и ставшего пионером современного анализа движения (рисунок 1.13).

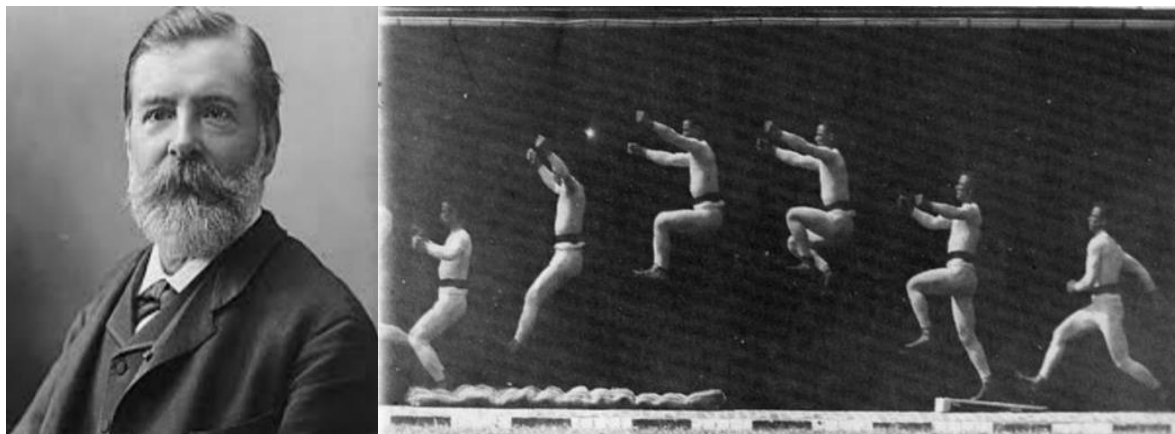


Рисунок 1.13 – Этьен-Жюль Марей
и его кинограмма прыжка в длину с разбега (1886 г.)

В Германии братья **Вильгельм Эдуард** (1804–1891) и **Эдуард Фридрих** (1806–1871) **Веберы** выдвинули много гипотез о походке человека, где тело человека они сравнивали с маятником, а процесс ходьбы рассматривался как обусловленное силой тяжести падение тела вперед и торможение падения, под весом и перемещением другой части маятника – опорной конечности. Они выполнили первые количественные измерения укорочения отдельных сокращающихся скелетных мышц, измерили скорость распространения пульсовых волн в артериях человека и установили пропорциональность силы, развиваемой мышцей, и площади ее сечения. В их трудах “*Die Mechanik Der Menschlichen Gerverzeuge*” (Механика человеческого организма – 1836 г.) и “*Quaestiones physiologicae de phaenomenis galvanomagneticis in corpore humano observatis*” (Физиологические вопросы о гальваномагнитных явлениях, наблюдаемых в организме человека – 1838 г.), были впервые описаны последовательные перемещения центра масс тела при выполнении различных движений, проведены расчеты динамики отдельных кинематических звеньев тела человека как систем рычагов, определены параметры сегментов тела человека. Авторы считали, что поддержание вертикального положения тела обеспечивается натяжением связок при относительно небольшом участии

мышечного напряжения. Между тем, именно **Кристиан Вильгельм Браун** (1831–1892) и его ученик **Отто Фишер** (1861–1917) значительно продвинули науку, используя последние достижения в области инженерной механики (рисунок 1.14).



Рисунок 1.14 – Вильгельм Вебер (слева),
Вильгельм Браун (по центру) и Отто Фишер (справа)

В тот же период инженерная механика материалов начала процветать во Франции и Германии в соответствии с требованиями промышленной революции. Немецкие инженеры узнали об основных напряжениях от Августина Коши и фактически вычисляли напряжения в железнодорожных мостах, когда они их проектировали. Это привело к возрождению биомеханики костей, когда инженер железной дороги **Карл Кульманн** (1821–1881) и анатом **Герман фон Мейер** (1801–1869) собрались вместе в один день и сравнили характеристики напряжения в бедренной кости человека с таковыми у журавля аналогичной формы. Затем **Юлиус Вольф** (1834–1910) услышал об их небольшом разговоре и закон Вольфа о ремоделировании костей стал руководящим принципом в ортопедической медицине XX в. Немецкий физиолог **Курт Ваххольдер** (1893–1961) в начале XX в. определил способность центральной нервной системы влиять на возможность расслабления мышц в различных позах. Кроме того, он открыл трёхфазный паттерн электромиографии во время выполнения односуставных движений в мышцах агонистах и антагонистах.

Отцом кинематики по праву считается немецкий инженер-механик и преподаватель Берлинской Королевской технической академии, а в последствии и президент Академии **Франц Рёло** (1829–1905). В своей монографии «Теоретическая кинематика» (1875) он изложил основные положения кинематических характеристик движения и сформулировал понятие биокинематических пар и цепей (рисунок 1.15).

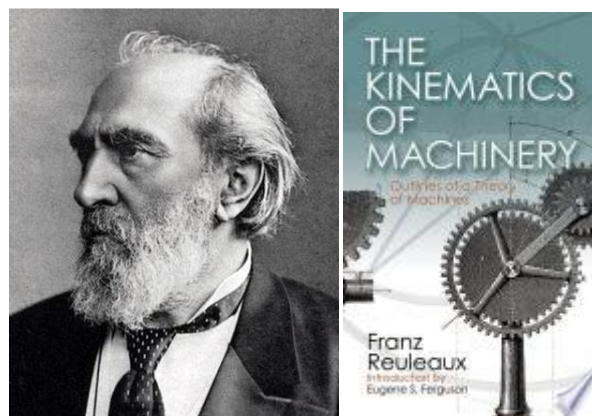


Рисунок 1.15 – Франц Рёло и его книга «Теоретическая кинематика»

Русский физиолог **И. М. Сеченов** (1829–1905) внес важный вклад в биомеханику рабочих движений (рисунок 1.16). Его научные исследования касались физиологии дыхания, обмена веществ, газообмена, нервно-мышечной физиологии. Сеченов активно изучал физиологию мышечной деятельности и мышечного утомления, проводил исследования газообмена у человека в разных условиях, на основе которых оцениваются энергетические траты организма, исследовал механизм спинномозговых рефлексов, центры, задерживающие рефлекс, иннервацию сердца. В 1901 г. опубликовал книгу «Очерк рабочих движений человека», в которой впервые подробно рассмотрел вопросы работы опорно-двигательного аппарата (формы суставов, плечи сил тяги мышц), механику мышечного сокращения (факторы, определяющие силу мышцы), биомеханические свойства мышцы (в частности, упругие свойства мышцы), функции верхней и нижней конечностей человека. Кроме того, детальному биомеханическому анализу были подвергнуты некоторые физические упражнения: сгибание рук в висе – подтягивание (рисунок 1.17 (а, б)), присед и вставание на одной ноге «пистолет» (рисунок 1.17 (в)).

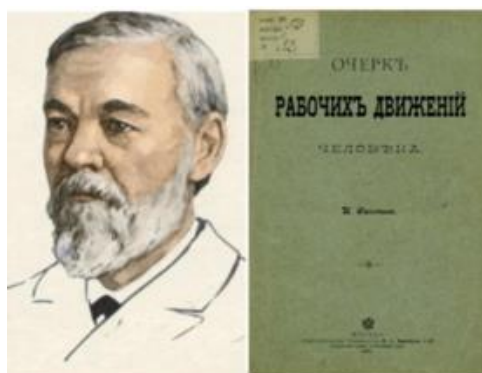


Рисунок 1.16 – И. М. Сеченов и его книга «Очерк рабочих движений человека»

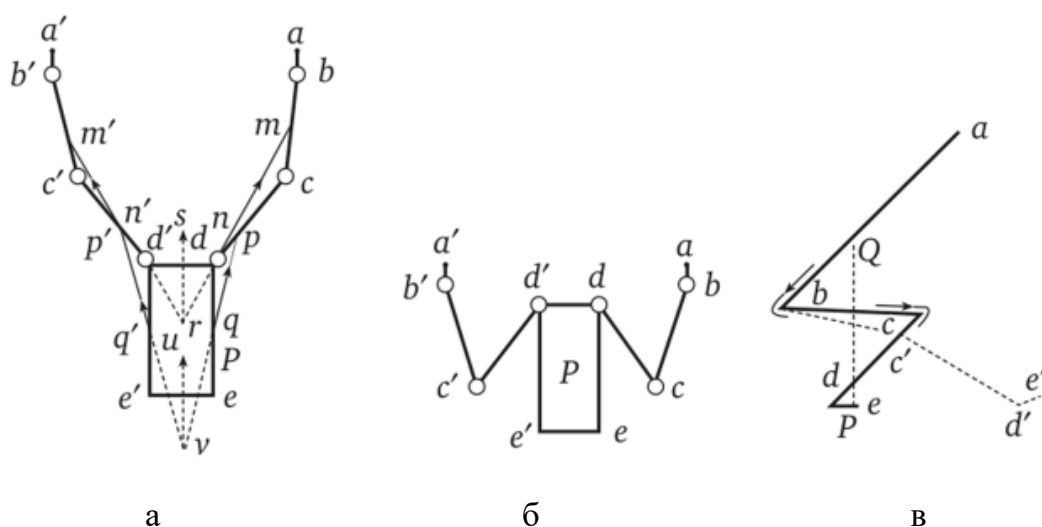


Рисунок 1.17 – Биомеханический анализ двигательных действий
(И. М. Сеченов, 1901 г.)

В конце XIX в. большой вклад в биомеханику физических упражнений внёс **Пётр Францевич Лесгафт** (1837–1909). Его учебный курс по «теории телесных движений» дал новые положения в биомеханику двигательных действий. Он установил взаимосвязь между строением и функцией различных органов человеческого тела – единстве формы и функции, разработал и обосновал функциональную анатомию. Это нашло отражение в его работах об архитектуре костей, строении и функции суставов и мышц. В этих работах он доказал, что на развитие организма оказывают влияние среда и упражнения: *«Все, что упражняется, развивается и совершенствуется, что не упражняется – распадается»*. Лесгафт считал возможным воздействовать функцией, «направленным упражнением», на развитие органов человеческого тела и всего организма. Так же, как и И. М. Сеченов, он считал, что движения и физические упражнения являются средством развития физических возможностей. П. Ф. Лесгафт создал биомеханику физических упражнений, разработанную на основе динамической анатомии. Им была опубликована работа «Основы естественной гимнастики» (1874), заложив тем самым основы нового предмета «Теория телесных движений» – прообраз современной биомеханики физических упражнений. С 1877 г. «Теория телесных движений» как самостоятельная учебная дисциплина читалась П. Ф. Лесгафтом наряду с анатомией на Курсах подготовки специалистов по физическому воспитанию. В Институте физического образования им. П. Ф. Лесгафта этот курс вначале входил в предмет «Физическое образование», а в 1927 г. был выделен в самостоятельный предмет под названием «Теория движения», в 1931 г. переименован в курс «Биомеханика физических упражнений» (рисунок 1.18).

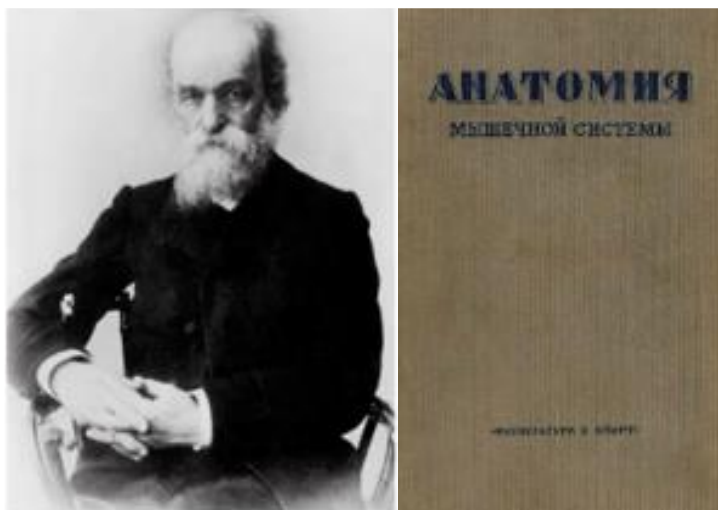


Рисунок 1.18 – П. Ф. Лесгафт и его книга «Анатомия мышечной деятельности»

Ещё один великий русский учёный князь **А. А. Ухтомский** (1875–1942) исследовал физиологию нервно-мышечного двигательного аппарата и деятельности нервных центров. Созданное им учение о доминанте, является одним из основных законов деятельности нервной системы. Значительную роль в развитии отечественной биомеханики сыграла его книга «Физиология двигательного аппарата», изданная в 1927 г. В книге А. А. Ухтомский подробно рассмотрел вопросы, посвященные механическим свойствам мышц, а также зависимость силы мышцы от анатомических и физиологических факторов (рисунок 1.19).

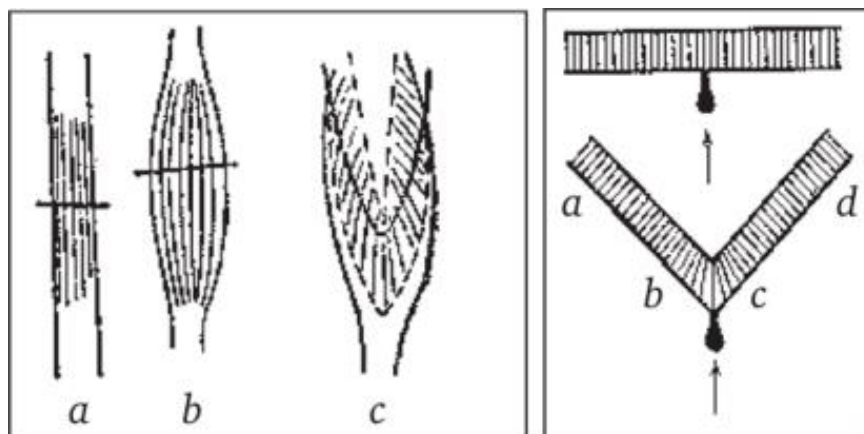


Рисунок 1.19 – Определение рабочего размера сечения мышцы от ее строения (А. А. Ухтомский, 1927 г.)

А. А. Ухтомский (рисунок 1.20) впервые описал вопросы биомеханики опорно-двигательного аппарата, а звенья человека рассмотрены с позиций «Механического аппарата» как рычаги первого и второго рода. Соединение звеньев опорно-двигательного аппарата человека

представлено в виде механических кинематических пар и цепей, передающих усилие. Им дана классификация суставов по степеням свободы и предложена формула расчета степеней свободы. Одним из первых А. А. Ухтомский высказал мысль о том, что управление движениями есть устранение избыточных степеней свободы. Он писал: *«Для каждого отдельного момента движения нашего тела более или менее правильно действующие механизмы достигаются настолько, насколько устраняются все свободы перемещения, за исключением одной, а это достигается распределением тонуса, титанического сокращения и расслабления (торможения) в мускулатуре»*. Пытаясь обозначить предмет биомеханики как науки, он указывал: *«Биомеханика изучает ту же систему нервно-мышечных приборов как рабочую машину, то есть задается вопросом, каким образом полученная механическая энергия движения и напряжения может приобрести определенное рабочее применение»*. А. А. Ухтомский ставил своей задачей найти в нервно-мышечном препарате принципиальные пути для постижения общих закономерностей жизнедеятельности органов, систем органов и организма в целом.



Рисунок 1.20 – А. А. Ухтомский

Большой вклад в изучение механизмов мышечного сокращения внес английский ученый **Арчибальд Вивиен Хилл** (1886–1977) (рисунок 1.21). Лауреат Нобелевской премии по физиологии и медицине (1922 г., совместно с Отто Мейергофом) за труды в области термодинамики мышечной деятельности, Хилл предложил описание зависимости скорости укорочения мышцы от значений внешней нагрузки (уравнение Хилла). Его труд явился физиологической основой биомеханики мышечного сокращения, который и до настоящего времени

используется при биомеханическом анализе двигательных действий (кривая Хилла). Он занимался исследованиями измерения теплоты, которая выделяется во время мышечных сокращений и механической работы. Им была выяснена взаимосвязь данных биомеханических действий с биохимическими аспектами мышечной активности.



Рисунок 1.21 – А. В. Хилл

В XX в. наибольший вклад в развитие биомеханики внёс советский учёный **Николай Александрович Бернштейн** (1896–1966) (рисунок 1.22).



Рисунок 1.22 – Н. А. Бернштейн

На основе теоретического и эмпирического анализа естественных движений человека в норме и патологии, им была создана концепция физиологической активности. Бернштейн разработал новые методы регистрации движений, которые послужили основой для понимания механизмов формирования двигательных навыков и уровней построения движений в норме и их коррекции при патологии. Им был усовершенствован циклограмметрический метод регистрации движений. В 1926 г. он выпустил свою первую книгу «Общая биомеханика», где были рассмотрены основные способы передвижения человека ходьба и бег. Им были открыты фундаментальные явления в управлении движения, известные как «обратные связи». В книге «О ловкости и её развитии» Н. А. Бернштейн изложил основы к решению проблем физиологии движений.

1.4 Направления развития биомеханики

Существует три направления в биомеханике: механическое, функционально-анатомическое и физиологическое.

Механическое направление, определяющее количественную меру двигательных процессов, отражали в своих работах Д. Борелли, В. Браун, О. Фишер и другие биомеханики. Данное направление раскрывает строение, свойства опорно-двигательного аппарата и движения человека с точки зрения законов физики. Наряду с тем, что физика является основополагающей наукой, и поэтому данный подход никогда не утратит своей актуальности, это ограничивает возможности познания действительной сложности движений человека и их дальнейшего совершенствования с учётом влияния физиологических и биохимических процессов, протекающих в организме.

Функционально-анатомическое направление определяется описанием участия мышц в обеспечении различных положений тела и движений. К нему же следует отнести и влияние на движение функционального состояния скелетных мышц, определяемое с помощью электромиометрии и электромиографии, а также, кинезиологию мышечной деятельности, определяющую степень участия скелетных мышц в обеспечении движения. Яркими представителями данного направления являлись П. Ф. Лесгафт, М. Ф. Иваницкий, И. М. Сеченов и другие биомеханики.

Физиологическое направление в биомеханике основывается на идеях нервизма и учении о высшей нервной деятельности. К этому направлению следует отнести работы И. М. Сеченова по рефлекторной природе управления движениями посредством чувствительных

сигналов. В работах Н. А. Бернштейна изложен принцип управления движениями, определяемый приспособлением импульсов нервной системы к конкретным условиям выполнения движения и коррекцией возникающих отклонений. Его нейрофизиологическая концепция является основой современной теории биомеханики движения человека.

1.5 Проблемы биомеханики и их решение

По мере развития общества и повышения его потребностей возникают новые задачи, решение которых лежит и в биомеханической плоскости. Огромное значение в последнее время придаётся математическому моделированию движений на основе учёта максимально возможных факторов противодействия двигательному действию. В этой связи исследователи пытаются выявить закономерности управления движением.

Решением ещё одной проблемы, связанной с конструированием управляемых роботов, в точности, повторяющих возможности движения человека, занимается инженерная биомеханика. Такие разработки будут способствовать замене человека при выполнении двигательных задач в условиях среды, оказывающей негативное воздействие на живой организм (радиация, химическое и бактериологическое загрязнение и т. п.).

Медицинская биомеханика призвана решать задачи профилактики травматизма, поиска причин, приводящих к невозможности обеспечить двигательные функции организма в заданном режиме, определение наиболее эффективных материалов для протезирования органов и тканей, способных не только обеспечить функционирование имплантата, но и возможность данного имплантата находиться во взаимодействии с внутренней средой организма максимально длительное время.

Проблемы взаимодействия человека с предметами окружающей среды, а также, разработкой спортивного инвентаря, тренажёров и оборудования призвана решать эргономическая биомеханика. Её задачей является повышение конструктивных параметров инвентаря и оптимизация взаимодействия его с двигательной деятельностью человека.

Спортивная биомеханика решает задачи оптимальных и рациональных двигательных действий в зависимости от индивидуальных особенностей спортсмена и характера соревновательной деятельности.

Формирование движений в массовых формах физического воспитания различных слоёв населения призвана решать биомеханика физических упражнений.

Решением широкого круга проблем инвалидного спорта, связанных с разработкой режимов движения и вспомогательных устройств для повышения двигательных возможностей, а также с повышением адаптации к условиям окружающей среды занимается биомеханика адаптивной физической культуры.

Контрольные вопросы

- 1 Из каких основных разделов состоит биомеханика?
- 2 Каковы общая и частные задачи биомеханики?
- 3 Какие Вы знаете основные принципы движения?
- 4 Кто считается родоначальником биомеханики как науки?
- 5 Кто является родоначальником современного анализа движения?
- 6 Кто создал концепцию физиологической активности?
- 7 Какие существуют направления в биомеханике?
- 8 Какие задачи решаются в биомеханике?

2 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДВИЖЕНИЯ

Кинематика определяет пространственную форму движения и его временные параметры без учета сил, действующих на тело.

Кинематический анализ – это процесс измерения кинематических величин, которые используются для описания движения. Кинематический анализ часто используется для изучения движения тела и его конечностей в суставах, а также движения внешних объектов, таких как спортивное оборудование или вспомогательные устройства, связанные с движением человека (рисунок 2.1). Этот метод анализа можно использовать для оценки функциональных показателей в нормальных и аномальных условиях, что может служить основой для улучшения техники спортивного движения, а также для предотвращения травм или проведения реабилитации после травмирования.

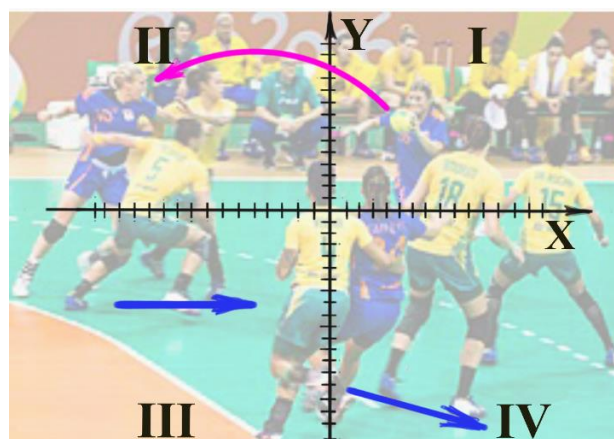


Рисунок 2.1 – Кинематический анализ игровой деятельности

2.1 Кинематические составляющие характеристик движения

Для описания пространственных и временных характеристик движения человека используется пять кинематических переменных. Это время, расстояние, траектория, скорость и ускорение. Время и расстояние являются основными параметрами, поскольку они не зависят от других переменных. Траектория, скорость и ускорение более сложны и основаны на изменении времени и расстояния. Положение тела, его перемещения, скорости и ускорения могут быть как линейными, так и угловыми.

При рассмотрении конкретных кинематических характеристик важно отметить единицы измерения, используемые для их количественной оценки. Международная система единиц (единицы СИ), которая является современной формой метрической системы, используется для выражения каждой из кинематических переменных.

Система отсчёта расстояния и времени определяется началом и единицами отсчёта. За единицу отсчёта времени принимают секунду (с). Существуют кратные единицы отсчёта времени, включающие одну минуту (60 с) и час (60 мин) и дольные – десятая, сотая и тысячная доли секунды. Единицы отсчёта расстояния подразделяют на линейные и угловые. Основной линейной единицей отсчёта является метр (м). Кратной единицей отсчёта метру является километр (1 000 м), дольными – сантиметр (0,01 м) и миллиметр (0,001 м). Основной угловой единицей отсчёта является градус ($^{\circ}$). Дольными градусу единицами являются минута ($'$) и секунда ($''$). Один градус включает $60'$, одна минута – $60''$. Кратными единицами изменения углового положения являются оборот (360°), пол-оборота (180°) и четверть оборота (90°). Для расчёта по формулам используется радиан (рад) – угол между двумя радиусами круга, вырезающий на окружности дугу, равную по длине радиусу ($57^{\circ} 17' 44''$). 1 градус равен 0,01745 радиана.

За начало отсчёта времени в бытовых условиях принимают полночь (при 24 часовом отсчёте времени суток) и полдень (при 12 часовом отсчёте времени суток – до полудня и после полудня). В условиях соревнований за начало отсчёта принято нулевое значение времени секундомера. В биомеханических исследованиях за начало отсчета времени принимается либо момент времени начала движения или его части, либо момент времени начала наблюдения за движением.

В некоторых странах, как в бытовой, так и спортивной деятельности, наряду с метрической, используется дюймовая система отсчёта (1 дюйм – 2,54 см; 1 фут – 30,48 см; 1 ярд – 91,44 см; 1 миля – 1 609 м). У некоторых народов соревнования проводятся с измерением устаревших единиц отсчёта (верста, сажень, пядь и т. д.).

2.2 Временные характеристики

Временные характеристики помогают характеризовать движение, а именно: они дают возможность определить меру показателей движения во времени. Определение времени начала или окончания

фазы движения, узлового элемента или любых других мгновенных положений тела называется *моментом времени*. Продолжительность выполнения как целого движения, так и его частей характеризует длительность движения. Количество выполняемых движений за обозначенную временную единицу определяет их темп. Временная структура выполняемого движения характеризует его ритм.

Время – один из самых основных аспектов кинематического анализа, необходимое для описания временных характеристик человеческого движения. Есть несколько разных способов описания временных характеристик. Во-первых, мы можем описать время как относительное или абсолютное. Относительное время описывает характер движения в процентах от времени движения, тогда как абсолютное – это фактическое измерение времени – миллисекунды, секунды, минуты, часы (рисунок 2.2). Для описания абсолютного времени в кинематических расчетах необходимо использовать секунду как единицу отсчёта (с).



Рисунок 2.2 – Пример абсолютного (с) и относительного времени (%)

При описании движения с использованием абсолютного или относительного времени часто используют его составные части – фазы. Фазы движения – это общепринятые его компоненты. В частности, в броске мяча классически выделяют три фазы: подготовительную, основную и заключительную. При определении фазовой структуры броска мяча в игровой ситуации добавляют предварительную фазу как элемент передвижения игрока к месту выполнения стандартного действия (рисунок 2.3).



Рисунок 2.3 – Фазы движения

В зависимости от задач анализируемого действия, могут применяться узловые положения движения, которые не подчиняются жестким требованиям деления на части, а зависят от задач, которые необходимо решить в конкретном узловом моменте движения (рисунок 2.4).



Рисунок 2.4 – Узловые моменты движения

Моментом времени (t) принято называть временную меру положения точки (например, точки местоположения общего центра масс (ОЦМ) на теле спортсмена), тела (определяющее положение тела в пространстве по координатам трёх точек, не лежащих на одной прямой) или системы тел (по изменению положений звеньев тела).

Длительностью движения (Δt) называют временную меру между двумя ограничивающими его моментами времени – начала и окончания.

Темп движения (N) определяется мерой повторности движений. Принято определять количество движений, произведённых в течение одной минуты.

Ритм движения ($\Delta t_1: \Delta t_2: \Delta t_3 \dots$) является временной мерой соотношения длительности частей движения. Ритмичность или не ритмичность движения определяется характеристиками его структуры.

2.3 Пространственные характеристики

Наряду с временными характеристиками, положение тела в пространстве является одним из самых основных кинематических параметров. Положение тела описывается как расположение в пространстве относительно некоторой неподвижной точки. Для того, чтобы описать положение, обычно применяется прямоугольная система координат – её ещё называют *декартовой* (по имени французского математика **Рене Декарта** (1596–1662)) или аффинной системой координат (она может включать и не обязательно перпендикулярные оси) (рисунок 2.5). В прямоугольной системе координат определяют место положения точки на плоскости с помощью числового значения, полученного при опускании перпендикулярных линий из точки на оси координат. Прямоугольная система координат может быть расположена в любом месте, но, как правило, она ориентирована по отношению к движению.

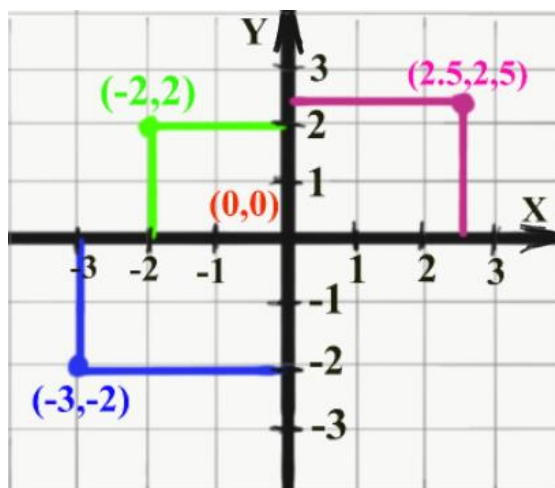


Рисунок 2.5 – Декартова система координат

Прямоугольная система координат в пространстве образуется тремя взаимно перпендикулярными числовыми прямыми (осями). Оси определяются координатами X ($0x$ – ось абсцисс), Y ($0y$ – ось ординат) и Z ($0z$ – ось аппликат). Точка пересечения осей координат (0) называется *началом координат*.

Движение можно описать как двухмерное (на плоскости – при помощи двух осей – X и Y (2D)) или трехмерное (в пространстве – при помощи трёх осей – X , Y и Z (3D)). Для простоты в биомеханике часто анализируют плоское движение (двухмерное). Например, при беге или ходьбе обычно исследуется только движение в сагиттальной плоскости.

Координатные оси разбивают плоскость на четыре *квадранта*, нумерация которых показана на рисунке 2.6. На нём же указана расстановка знаков координат точек в зависимости от их расположения в том или ином квадранте.

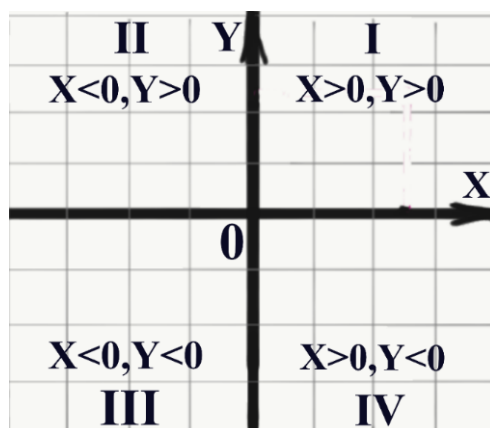


Рисунок 2.6 – Координатные оси

Три взаимно перпендикулярные оси в пространстве (координатные оси) с общим началом 0 и одинаковой масштабной единицей образуют прямоугольную систему координат в пространстве (рисунок 2.7).

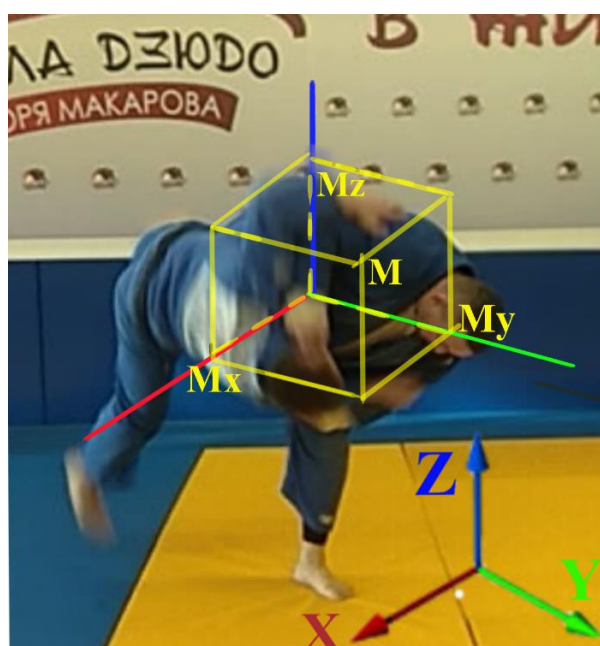


Рисунок 2.7 – Пространственное определение движения в системе координат

Угловое положение определяется углом, на который точка или линия изменила своё положение относительно заданной оси в прямоугольной системе координат. Основной единицей, используемой для

описания углового положения, является радиан (рад). Однако, в повседневной жизни для описания движения часто используются градусы (°). Следует отметить, что при выполнении многих вычислений необходимо использовать радианы, поэтому в биомеханических исследованиях переводят градусы в радианы.

Линейное и угловое перемещения – это меры того, как далеко переместился объект от исходной точки. Линейное и угловое перемещения выражаются как линейными, так и угловыми значениями. Угловое перемещение – это изменение движения относительно начала координат, тогда как линейное перемещение – это движение в любом месте прямоугольной системы координат. Данные виды перемещения относятся к кинематическим переменным, которые основаны на изменении положения тела в пространстве и во времени.

Перемещение (S) определяется как окончательное изменение положения и рассчитывается следующим образом.

Линейное перемещение:

$$d = \Delta x = x_a - x_b;$$

где d – линейное перемещение (м);

Δ – изменение;

x – положение (a – начальное, b – конечное).

Угловое перемещение:

$$\varphi = \Delta x = x_a - x_b;$$

где φ – угловое перемещения (угол поворота) (рад);

Δ – изменение;

x – положение (a – начальное, b – конечное).

Угловое перемещение обозначается знаком «–», если движение осуществляется по часовой стрелке со стороны смотрящего и без знака, если перемещение выполняется против часовой стрелки со стороны смотрящего.

Расстояние определяется как сумма изменений положения тела и рассчитывается путем сложения, как далеко объект переместился в различных направлениях.

В качестве примера линейного перемещения можно привести выполнение спортсменом прыжка тройным с места (рисунок 2.8). Первый шаг спортсмен заканчивает в положении А на расстоянии 1,2 м от начала координат (0 м), второй шаг – в положении Б на расстоянии 2,5 м

от начала координат, а прыжок заканчивается в положении В – на расстоянии 4,6 м от начала координат, поэтому линейное перемещение второго шага (d_1), прыжка (d_2) и суммарное перемещения «второй шаг-прыжок» (d_3) рассчитывается как:

$$d_1 = x_6 - x_a;$$

$$d_1 = 2,5 \text{ м} - 1,2 \text{ м} = 1,3 \text{ м}.$$

$$d_2 = x_B - x_6;$$

$$d_2 = 4,6 \text{ м} - 2,5 \text{ м} = 2,1 \text{ м}.$$

$$d_3 = x_B - x_a;$$

$$d_3 = 4,6 \text{ м} - 1,2 \text{ м} = 3,4 \text{ м}.$$

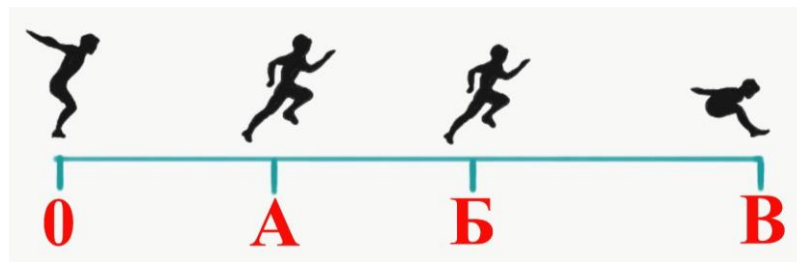


Рисунок 2.8 – Линейное перемещение в тройном прыжке с места

Угловое перемещение можно представить в виде изменения положения предплечья при сгибании-разгибании руки в локтевом суставе (рисунок 2.9).

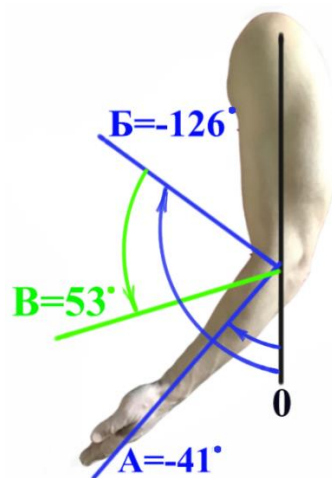


Рисунок 2.9 – Угловое перемещение

В момент движения в первом узловом положении угол отклонения от оси плеча составил -41° (А), во втором узловом положении при продолжении сгибательного движения угол отклонения от оси плеча составил -126° (Б), в третьем узловом положении спортсмен выполнил разгибание предплечья относительно предыдущего положения на 53° (В). В данном случае следует внимательно отнестись к расчёту изменения положения, учитывая, что наличие или отсутствие знака «–», свидетельствует только о направлении движения относительно оси вращения. Угловое перемещение сгибания предплечья между первым и вторым узловыми положениями (φ_1) и суммарное изменение положения предплечья относительно оси плеча (φ_2) рассчитывается следующим образом:

$$\varphi = x_a - x_b.$$

В связи с тем, что в первом случае нам необходимо определить разницу между изменением положения предплечья при сгибании, уравнение будет иметь вид:

$$\varphi_1 = -41^\circ + 126^\circ = -85^\circ$$

или

$$\varphi_1 = -0,71545 \text{ рад} + 2,1987 \text{ рад} = -1,48325 \text{ рад}.$$

Разгибание предплечья приведёт к уменьшению угла отклонения звена от проекции оси плеча и, следовательно, угол отклонения будет:

$$\varphi_2 = -126^\circ + 53^\circ = 73^\circ$$

или

$$\varphi_2 = -2,02325 \text{ рад} + 0,92485 \text{ рад} = -1,0984 \text{ рад}.$$

Основное различие между мерами перемещения и расстояния состоит в том, что перемещение является векторной *величиной*, а расстояние – *скалярной величиной*. Разница между скалярными и векторными величинами определяется тем, что скалярные величины описываются только величиной, а векторная величина описывается как величиной, так и направлением.

К пространственным характеристикам относится траектория движения (рисунок 2.10). Это геометрическое место положений движущейся точки в рассматриваемой системе отсчёта. Траекторию можно

представить как линию, вдоль которой движется тело. Элементами траектории является путь (L), определяющий её длину (расстояние, преодоленное телом) и перемещение (S) – направление движения из начальной в конечную точку траектории. Основной единицей измерения является 1 м. Различают прямолинейные и криволинейные траектории.



Рисунок 2.10 – Траектория движения ударной части стопы при выполнении прямого удара ногой

Разницу между перемещением и расстоянием можно представить как бег спортсмена по пересечённой местности. Он пробежит дистанцию, которую можно будет выразить в виде преодоленного расстояния, а перемещением от исходной до конечных точек будет расстояние по прямой – от начала до конца движения (рисунок 2.11).



Рисунок 2.11 – Пример перемещения и преодоленного расстояния

Форма движения точки в пространстве определяется по кривизне траектории. Кривизна траектории характеризуется её радиусом. С уменьшением радиуса кривизна увеличивается, а с увеличением – уменьшается. В случае, когда тело или его часть перемещается по окружности, радиус кривизны будет постоянным.

2.4 Пространственно-временные характеристики

2.4.1 Скорость и быстрота перемещения

Скорость и быстрота перемещения (значение скорости) являются пространственно-временной мерой того, насколько быстро движется объект. Скорость – это векторная версия этой величины, а быстрота перемещения – это скалярная величина. Скорость и быстрота перемещения могут быть выражены как в линейных, так и в угловых значениях с той лишь разницей, что с угловой скоростью или быстротой перемещения движение представляет собой вращательное движение относительно оси. *Скорость* рассчитывается как расстояние, на которое переместился объект, делённое на соответствующее изменение во времени. Уравнение для скорости выглядит следующим образом.

Линейная скорость:

$$V = \frac{d}{\Delta t},$$

где V – линейная скорость (м/с);
 d – линейное перемещение (м);
 Δ – изменение;
 t – время (с).

Угловая скорость:

$$\omega = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t},$$

где ω – угловая скорость (рад/с);
 φ – угловое перемещение (рад);
 Δ – изменение;
 t – время (с).

Следует различать *мгновенную* скорость – это скорость в данной точке траектории движения в данный момент времени и *среднюю*

скорость – это скорость, которая зависит от величины пройденного расстояния и времени, затраченного на его преодоление без учёта характера быстроты перемещения на отдельных участках дистанции.

В качестве примера рассмотрим параметры скорости линейного перемещения в тройном прыжке с места (рисунок 2.12).

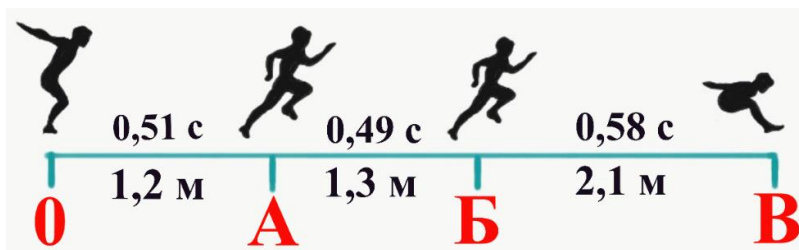


Рисунок 2.12 – Линейное перемещение в тройном прыжке с места

Нам известны перемещения между первым шагом, вторым шагом и прыжком (1,2 м; 1,3 м; 2,1 м). Предположим, что время при перемещении во время первого шага составило 0,51 с, второго шага – 0,49 с, а время фазы прыжка – 0,58 с. Линейная скорость в каждой фазе движения рассчитывается следующим образом:

$$V = \frac{d}{t};$$

$$V_1 = \frac{1,2 \text{ м}}{0,51 \text{ с}} = 2,35 \text{ м/с};$$

$$V_2 = \frac{1,3 \text{ м}}{0,49 \text{ с}} = 2,65 \text{ м/с};$$

$$V_3 = \frac{2,1 \text{ м}}{0,58 \text{ с}} = 3,62 \text{ м/с}.$$

Зная всю длину перемещения ($d_1 + d_2 + d_3 = 4,6 \text{ м}$) и затраченное время ($t_1 + t_2 + t_3 = 1,58 \text{ с}$), находим среднюю скорость перемещения:

$$V_{\text{ср}} = \frac{\Delta d}{\Delta t};$$

$$V_{\text{ср}} = \frac{4,6 \text{ м}}{1,58 \text{ с}} = 2,91 \text{ м/с}.$$

Пример определения угловой скорости движения в различные моменты сгибания-разгибания руки в локтевом суставе представлены на рисунке 2.13.

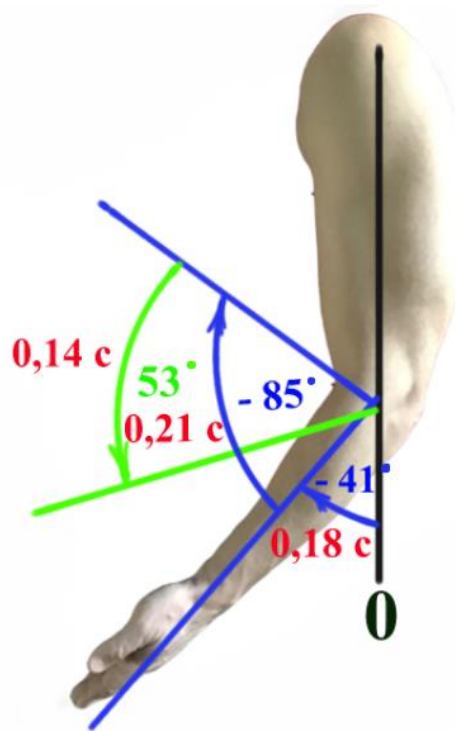


Рисунок 2.13 – Угловая скорость движения руки в локтевом суставе

Первое перемещение составило $-0,71545$ рад, второе – $-1,48325$ рад, конечное перемещение – $(53^\circ) -0,92485$ рад. Предполагая, что первое перемещение происходило за $0,18$ с, второе – за $0,21$ с, а разгибание – $0,14$ с, скорость будет рассчитана как:

$$\omega = \frac{\varphi}{\Delta t};$$

$$\omega_1 = \frac{-0,71545 \text{ рад}}{0,18 \text{ с}} = -3,98 \text{ рад/с};$$

$$\omega_2 = \frac{-1,48325 \text{ рад}}{0,21 \text{ с}} = -7,06 \text{ рад/с};$$

$$\omega_3 = \frac{0,92485 \text{ рад}}{0,14 \text{ с}} = 6,61 \text{ рад/с}.$$

Следует не забывать, что положительные и отрицательные знаки указывают на противоположные направления. В этом случае отрицательное значение указывает на движение по часовой стрелке (сгибание), а положительное – на движение против часовой стрелки (разгибание).

2.4.2 Ускорение

Ускорение – это мера того, насколько быстро изменяется скорость, и рассчитывается как изменение скорости, деленное на соответствующее изменение во времени. Подобно другим кинематическим переменным, ускорение может быть выражено как в линейных, так и в угловых терминах, с той лишь разницей, что *угловое ускорение* – это вращение, а *линейное ускорение* – это линейная траектория. Ускорение – это векторная величина, означающая, что оно имеет как величину, так и направление, и для этой переменной нет скалярного эквивалента. В действительности, во многих случаях ускорение постоянно изменяется, но часто эти небольшие изменения ускорения игнорируются, и для простоты мы предполагаем, что ускорение является постоянным. Уравнения для линейного ускорения следующие.

Линейное ускорение:

$$a = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{V_a - V_b}{\Delta t},$$

где a – линейное ускорение (м/с²);

V – линейная скорость (м/с; a – начальная, b – конечная);

Δ – изменение;

t – время (с).

Расчёт линейного ускорения представим следующим образом (рисунок 2.14).

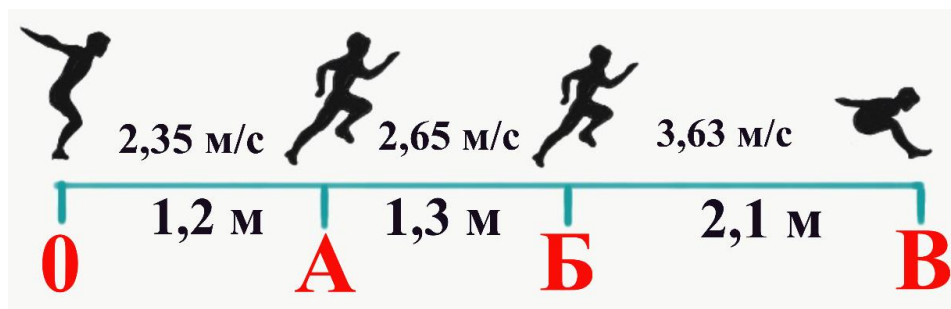


Рисунок 2.14 – Пример линейного ускорения

Первоначально мы рассчитали скорость на первом отрезке движения, равную 2,35 м/с, а скорость на втором отрезке составила 2,65 м/с. Время, затраченное на преодоление двух отрезков, составило 1 с (0,51 с + 0,49 с). Рассчитываем линейное ускорение, развиваемое спортсменом на отрезке 2,5 м:

$$a = \frac{V_2 - V_1}{\Delta t};$$

$$a = \frac{2,65 \text{ м/с} - 2,35 \text{ м/с}}{1,0 \text{ с}};$$

$$a = 0,3 \text{ м/с}^2.$$

Скорость, развиваемая спортсменом на третьем отрезке, составила 3,62 м/с. На выполнение всего упражнения спортсмен затратил 1,58 с. Ускорение, развиваемое спортсменом при выполнении всего упражнения в этом случае, составит:

$$a = \frac{V_3 - V_1}{\Delta t};$$

$$a = \frac{3,62 \text{ м/с} - 2,35 \text{ м/с}}{1,58 \text{ с}};$$

$$a = 2,1 \text{ м/с}^2.$$

Уравнение для углового ускорения имеет следующий вид.
Угловое ускорение:

$$\alpha = \frac{\Delta \omega}{\Delta t} = \frac{\omega_a - \omega_b}{\Delta t},$$

где α – угловое ускорение (рад/с²);

ω – угловая скорость (рад/с; a – начальное, b – конечное);

Δ – изменение;

t – время (с).

Угловое ускорение предплечья относительно локтевого сустава вычисляем следующим образом (рисунок 2.15).

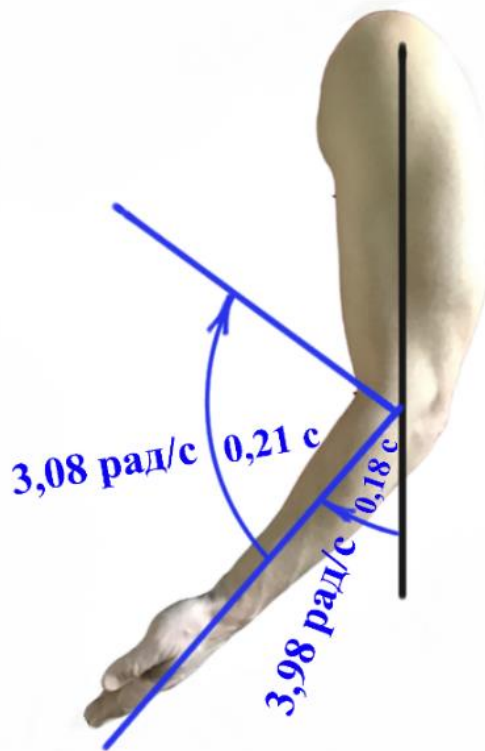


Рисунок 2.15 – Определение углового ускорения

Скорость при первом изменении положения предплечья относительно проекции плеча составила 3,98 рад/с. Предположим, что изменение положения предплечья было начальным движением и, следовательно, начальная скорость равнялась 0 рад/с. Время, затраченное на изменение места положения предплечья, составило 0,18 с.

$$\varepsilon = \frac{\omega_b - \omega_a}{\Delta t};$$

$$\varepsilon = \frac{3,98 \text{ рад/с} - 0 \text{ рад/с}}{0,18 \text{ с}} = 22,1 \text{ рад/с}^2.$$

Угловая скорость второго изменения положения составила 7,06 рад/с. Время изменения положения – 0,21 с.

$$\varepsilon = \frac{7,06 \text{ рад/с} - 3,98 \text{ рад/с}}{0,21 \text{ с}} = 14,67 \text{ рад/с}^2.$$

Данные расчёта угловых скоростей свидетельствуют, что наблюдается замедление движения предплечья (торможение).

Контрольные вопросы

- 1 Что определяет кинематика?
- 2 Что определяют временные характеристики движения?
- 3 На какие составные части подразделяются движения в биомеханике?
- 4 Что относится к пространственным характеристикам движения?
- 5 Какие пространственно-временные характеристики движения Вы знаете?
- 6 Что определяется в прямоугольной системе координат?
- 7 Зачем нужно выбирать систему отсчета и как ею пользоваться?
- 8 Дайте определение основных пространственных и временных характеристик движений, скорости и ускорения точек тела и звеньев тела.

3 ДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДВИЖЕНИЯ

Две широкие области биомеханики, которые имеют непосредственное отношение к движению человека – это кинематика и динамика. В предыдущей главе мы рассмотрели, что кинематика – это исследование движения безотносительно к его причине, и что кинематическими параметрами являются временные, пространственные и пространственно-временные. В этой главе будут рассмотрены вопросы динамики, которые определяют причины, вызывающие движение, а именно: инерционные, силовые и энергетические характеристики. Хотя кинематика и динамика представляют собой две разные области в биомеханике, при определении характера движения они тесно связаны.

3.1 Инерционные характеристики

3.1.1 Инертность

Инертность проявляется в постепенном изменении скорости с течением времени под действием сил. Свойство инертности тел описывается в первом законе Ньютона, который гласит, что каждая система продолжает оставаться в состоянии покоя или в состоянии прямолинейного движения до тех пор, пока под действием внешних сил не изменит своё состояние. Проще говоря, тело будет продолжать делать то, что оно делает (либо оставаться неподвижным, либо двигаться), если на него не действует сила. Это совершенно очевидно для стационарного объекта, например, неподвижно лежащего мяча. Мяч будет находиться до тех пор на месте, пока к нему не будет приложена сила, например, удар. На движущийся объект в условиях Земли всегда действует внешняя сила. Например, в кёрлинге камень после придания ему движения будет двигаться в сторону мишени до тех пор, пока в результате трения и действия сил среды либо в результате столкновения с другим камнем, он не остановится. Продлить траекторию движения камня можно при помощи свипования, которое выполняют игроки перед камнем, разогревая лёд перед снарядом для уменьшения величины трения (рисунок 3.1).



Рисунок 3.1 – Сви́пование перед движущимся камнем в кёрлинге

3.1.2 Масса тела

Масса – это мера инертности тела при поступательном движении. Она измеряется отношением величины приложенной силы к вызываемому ею ускорению:

$$m = \frac{F}{a},$$

где m – масса системы в килограммах (кг);

F – сила, действующая на систему, измеренная в ньютонах (Н);

a – ускорение системы (м/с²).

Для характеристики параметров массы тела применяется второй закон Ньютона, свидетельствующий, что изменение движения тела прямо пропорционально приложенной действующей силе и обратно пропорционально его массе в направлении вектора её приложения. То есть, чем сильнее удар по мячу, тем больше дальность его полёта (рисунок 3.2). Данный закон характеризует движение тела в зависимости от его массы, а именно, сила, действующая на тело, вызовет больше ускорение у тела с меньшей массой, нежели с большей.



Рисунок 3.2 – Изменение положения мяча под воздействием по нему удара

Масса определяется как количество вещества, находящегося в теле. Не следует путать массу с весом тела. Вес зависит от массы тела и ускорения свободного падения, тогда как масса зависит только от количества вещества и распределения его в теле. Одно и то же тело будет иметь одинаковую массу и на Земле, и на Марсе, где нет гравитации, но вес будет значительно меньше на Марсе, где гравитация мала. Что особенно сложно, так это то, что весы сообщают вес в килограммах – стандартной единице массы. Параметры массы на Земле будут совпадать с параметрами веса в связи с действием гравитации.

3.1.3 Момент инерции тела

Момент инерции – это мера инертности тела при вращательном движении.

Относительно оси вращения, момент инерции тела равен сумме произведения масс всех частей тела на квадрат расстояния от центра масс части тела до оси вращения:

$$I = \sum m_n r_n^2.$$

Чем дальше располагается часть тела от оси вращения, тем больше момент инерции. При сравнении моментов инерции разных частей тела относительно оси вращения используют понятие «радиус инерции», измеряемый квадратным корнем отношения момента инерции к массе тела (рисунок 3.3):

$$R_{\text{ин}} = \sqrt{\frac{I}{m}}.$$



Рисунок 3.3 – Точки частей тела
с различными радиусами относительно оси вращения

3.2 Силовые характеристики

3.2.1 Сила

Сила – это мера механического действия одного тела на другое или нагрузка, действующая на тело.

Численно сила определяется произведением массы на ускорение:

$$F = ma,$$

где F – сила, действующая на систему, измеренная в ньютонах (Н);

m – масса системы в килограммах (кг);

a – ускорение системы (м/с^2).

Это уравнение обеспечивает связь между динамикой и кинематикой. С одной стороны уравнения у нас есть сила, которая соответствует динамике и может рассматриваться как причина движения. С другой стороны уравнения у нас есть ускорение, которое соответствует кинематике и является фактическим движением, которое является действием силы. Это уравнение объясняет единицу силы – ньютон (Н). Единица измерения массы в системе СИ – килограмм (кг), а единицей ускорения – метр в секунду в квадрате (м/с^2). Таким образом, уравнение силы $F = ma$, дает нам: $\text{кг} \cdot \text{м/с}^2$, что определяется как ньютон (Н).

Существует деление на внешние и внутренние силы, а также толкающие (направленные к телу) или тянущие (направленные от тела).

Измерение силы, равно как и измерение массы, основано на втором законе Ньютона. Ускорение движения тела с неизменной массой при столкновении вызывает большую силу воздействия на другое тело.

Действия противодействия характеризует третий закон Ньютона. Этот закон гласит, что всякий раз, когда одна система воздействует на другую систему, другая система оказывает на первую силу противодействия, равную по величине и противоположную по направлению. Это можно представить на примере пловца. Когда спортсмен выполняет продвижение вперёд в воде, отталкиваясь от подвижной опоры, возникает такая же по величине сила, действующая на тело со стороны воды (рисунок 3.4).

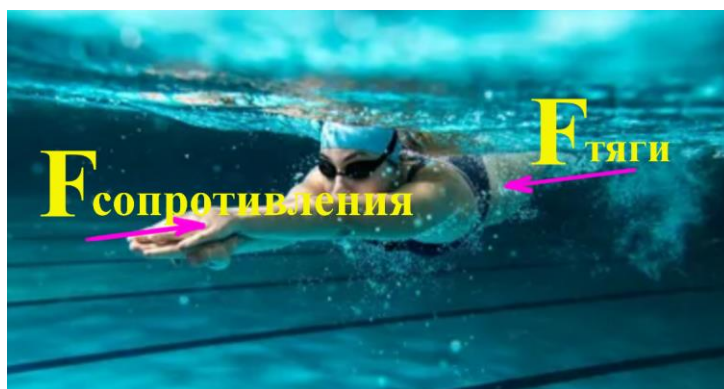


Рисунок 3.4 – Действующая и противодействующая силы при движении пловца в воде

3.2.2 Момент силы

Момент силы (также известный как крутящий момент) – это мера вращательного действия силы на тело. Численно момент силы определяется произведением модуля силы на кратчайшее расстояние от центра момента до линии действия силы на плечо силы:

$$M_c = Fd,$$

где M_c – момент силы (Н · м);

F – сила, действующая на систему, измеренная в ньютонах (Н);

d – кратчайшее расстояние от центра момента, относительно которого берётся момент силы, до линии действия силы (м).

Момент силы является векторной величиной, проявляющейся в виде вращательного действия, когда сила приложена на плече. На плоскости линия действия сил не проходит через ось вращения (рисунок 3.5).

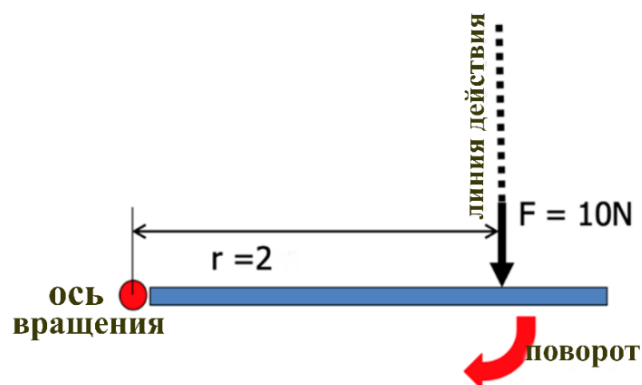


Рисунок 3.5 – Схема определения момента силы
 $(M_c = Fr = 10N \cdot 2 \text{ м} = 20N \cdot \text{м})$

Момент силы относительно сустава образуется за счёт тяги мышц. В зависимости от характера приложения сил, движение в суставе может вызывать не только угловое ускорение, но и линейное. Например, при сгибании руки в локтевом суставе, при приложении к оси сустава силы, по величине и направлению одинаковой с силой тяги двуглавой мышцы плеча – сгибателя предплечья (F_M) и добавлении к проекции сустава равную по величине и противоположно направленную силу (F_D), образуется пара сил, осуществляющая сгибание предплечья в локтевом суставе. Тягу в локтевом суставе вверх будет обеспечивать «перенесённая» сила (F_n) (рисунок 3.6).

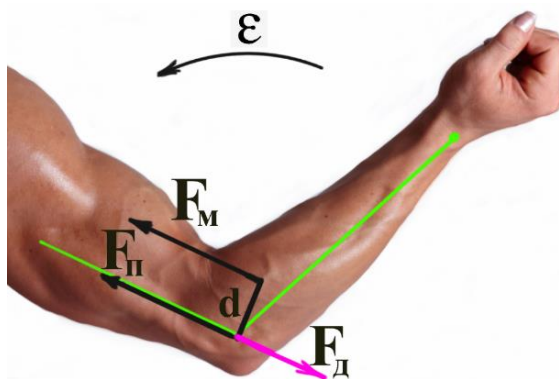


Рисунок 3.6 – Момент силы при движении в локтевом суставе

Рассматривая момент приземления спортсмена при выполнении прыжка в длину, можно увидеть, что опорная реакция (R), приложенная к ОЦМ тела прыгуна и добавленная сила (F_D) образуют момент пары сил, который может привести к движению по инерции верхней части туловища (перекат). Замедление движения ОЦМ тела вперёд и вниз определяет «переносная» сила (F_n) (рисунок 3.7).

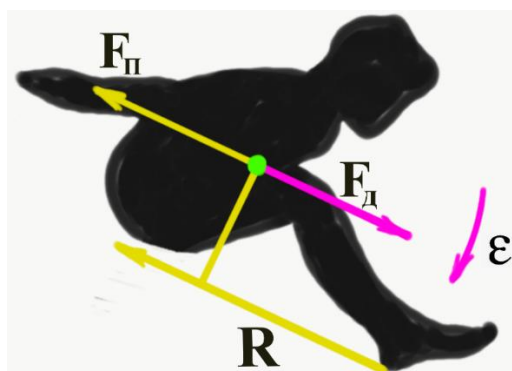


Рисунок 3.7 – Действие сил при выполнении прыжка в длину

Плечо момента силы – это перпендикулярное расстояние от линии действия силы до оси вращения. Линия действия представляет собой линию, вдоль которой действует сила (изображается пунктирной линией, чтобы ее не путать с величиной силы – сплошная стрелка). По мере изменения угла приложения силы изменяется и величина плеча момента силы (рисунок 3.8).

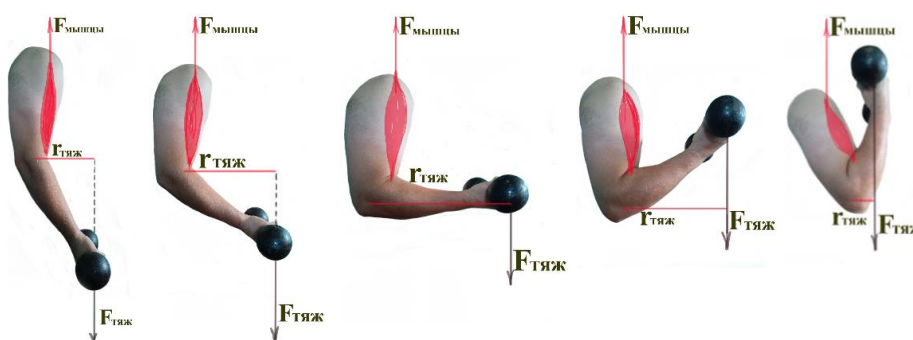


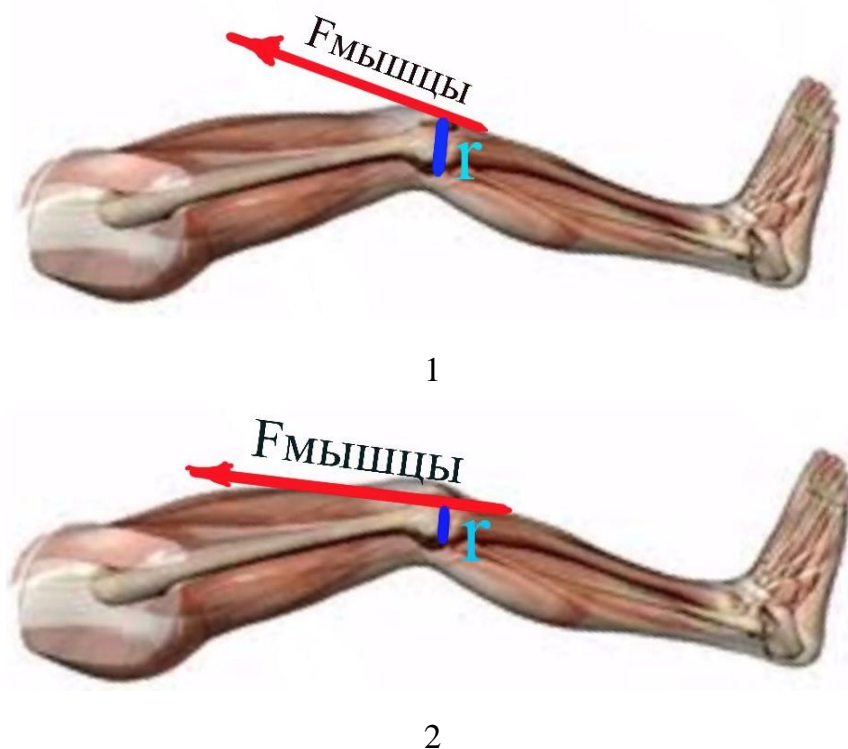
Рисунок 3.8 – Плечо момента силы

Важно отметить, что для силы, вызывающей вращение, должен быть момент рычага. Если линия действия силы проходит через ось, то вращения не произойдет.

Момент силы необходим для движения человека, потому что он создает движение в суставах. Когда сила прикладывается к кости на расстоянии от центра сустава и под таким углом, что сила не направляется через центр сустава, тогда это создает вращение (при условии, что это единственный крутящий момент, создаваемый в суставе). Момент рычага изменяется во всем диапазоне движения, и, следовательно, для данной силы величина крутящего момента также будет изменяться во всем диапазоне движения. Что касается момента силы мышцы, угол прикрепления мышцы не зависит от диапазона движения сустава и диапазон движения сустава не обязательно коррелирует

с величиной крутящего момента, который может создать мышца. Чтобы определить момент силы во всем диапазоне движения, необходимо определить величину мышечной силы и параметры плеча силы мышц. Увеличение мышечной силы является основным средством увеличения крутящего момента мышц.

Примером влияния момента плеча силы на момент силы мышцы служит влияние надколенника (коленная чашечка) на момент силы, создаваемый четырехглавой мышцей (рисунок 3.9). Надколенник увеличивает угол прикрепления мышцы к сухожилию четырехглавой мышцы, а также перемещает линию растяжения четырехглавой мышцы от сустава, тем самым увеличивая плечо момента силы четырехглавой мышцы и, следовательно, увеличивая величину крутящего момента, создаваемую четырехглавой мышцей.



- 1 – надколенник увеличивает плечо момента;
2 – без надколенника плечо момента уменьшается,
тем самым уменьшая разгибающий момент четырехглавой мышцы

Рисунок 3.9 – Схема влияния момента плеча силы на момент силы мышцы

Момент силы мышц в локтевом суставе представлен на рисунке 3.10. Вектор мышечной силы начинается с движущейся кости и распространяется вдоль большинства мышечных волокон. Осью вращения является центр сустава, который просто представлен точкой

в центре костей. *Плечо момента силы* (d) – это перпендикулярное расстояние от линии действия мышечной силы до оси вращения. *Направление вращения* – это направление, в котором дистальный сегмент мог бы вращаться, если бы прикладывалась только сила крутящего момента.



Рисунок 3.10 – Момент силы мышц в локтевом суставе

При исследовании движения в суставе важно понимать, что как сила мышечной тяги, так и внешние силы могут создавать вращение сустава. При этом, движущий момент создаёт движение, момент сопротивления противодействует движению. Баланс силы мышечной тяги и действия силы тяжести определяет, в каком направлении вращается сустав. Движение всегда будет осуществляться в направлении результирующего момента сил. *Результирующий момент* силы равен сумме всех сил, действующих вокруг общей оси вращения, и может изменяться при изменении одного или нескольких показателей отдельных моментов сил. Изменение одного из отдельных моментов сил, действующих на сустав, может произойти из-за изменения одной или нескольких переменных:

- величины силы;
- угла приложения силы (меняет плечо момента силы);
- точки приложения силы (меняет плечо момента силы).

При оценке движения простой суставной системы сравнивают момент силы, создаваемый мышцей, с моментом силы, создаваемым силой тяжести. Каждый момент силы будет иметь следующие структурные элементы:

- ось вращения (центр сустава) – одинакова для обоих моментов;
- сила (мышцы или тяжести);

– плечо момента силы (d) – перпендикулярное расстояние от линии действия силы до оси вращения;

– направление вращения – направление, в котором приложенная сила заставляет вращаться сустав.

Для определения, произойдет ли вращение в суставе и направления вращения, определяют относительные величины момента сил мышц и силы тяжести, которые действуют в противоположных направлениях относительно оси вращения (центра сустава). На рисунке 3.11 представлена схема момента силы двуглавой мышцы плеча и момента силы, создаваемого силой тяжести отягощения, удерживаемого в руке. Для того, чтобы увеличить сгибание в локтевом суставе, момент силы, создаваемый двуглавой мышцей плеча, должен быть больше, чем момент силы, создаваемый силой тяжести отягощения. При этом увеличение силы мышечной тяги увеличивает момент силы мышц до такой степени, что превышает момент силы, создаваемый весом отягощения. В этом случае мышца действует как движущий момент, а отягощение действует как момент сопротивления. В качестве альтернативы, чтобы добиться разгибания в локтевом суставе, момент силы, создаваемый весом отягощения, должен быть больше момента силы, создаваемого мышцей. Для создания разгибательного движения, необходимо уменьшить силу мышечной тяги до такой степени, чтобы момент силы тяжести превышал момент силы мышц. В этом случае вес отягощения действует как движущий момент, а мышца действует как момент сопротивления (замедляет действие силы тяжести).

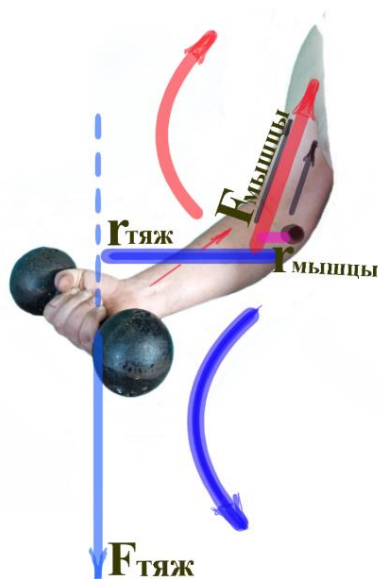


Рисунок 3.11 – Схема момента силы двуглавой мышцы плеча и момента силы, создаваемого силой тяжести отягощения, удерживаемого в руке

3.2.3 Импульс силы

Импульс силы – это мера воздействия силы на тело при поступательном движении за данный промежуток времени. Он равен произведению силы F на время её действия на коротком промежутке времени dt :

$$\vec{I} = \int_{t_1}^{t_2} \vec{F} dt,$$

где \vec{I} – импульс силы (в механике обозначается \vec{N}) (Н · с);

\vec{F} – сила (Н);

t – промежуток времени действия импульса силы (с);

$\int_{t_1}^{t_2}$ – интеграл моментов начала и конца промежутка времени

действия силы.

Любая сила, приложенная на мгновение к телу, имеет импульс. Например, при ударе по мячу, импульс силы определяет изменение его скорости.

3.2.4 Импульс момента силы

Импульс момента силы является мерой воздействия момента силы относительно оси вращения в течение определенного времени при вращательном движении. Он равен произведению момента силы относительно данной оси за данный промежуток времени.

Действия импульса силы и импульса момента силы приводят к изменению характера движения, а именно, скорости. При поступательном движении это выражается *количеством движения*, т. е. мерой движения тела, характеризующим способность передаваться другому телу в виде механического движения и измеряемое произведением массы тела на его скорость:

$$\vec{p} = mv.$$

При вращательном движении это выражается *кинетическим моментом*, т. е. мерой движения тела, характеризующее способность передаваться другому телу в виде механического движения и измеряемое произведением момента инерции относительно оси вращения на его угловую скорость:

$$L = I\omega.$$

3.2.5 Действие сил

Когда к любому объекту применяется сила, она может:

- деформировать тело, а значит, изменить его форму. Например, нажатие на пружину вызывает сжатие пружины, что является деформацией;

- изменить состояние тела, что означает ускорение или изменение направления. Например, приложение толкающей силы к ядру заставляет его перемещаться в пространстве, выполняя ускоряющее действие;

- вызвать как деформацию, так и изменение положения. Например, при выполнении удара по футбольному мячу происходит одновременное сжатие мяча (деформация) и ускорение (изменение положения).

Силы являются векторными величинами, что означает, что они имеют как величину, так и направление, и их можно описать с помощью четырех свойств – величины, направления, точки приложения и линии действия сил.

Комбинация нескольких сил создаёт общий эффект, приложенный к телу. Общий эффект приложенных сил представляется одним вектором силы, который называется *резльтирующей силой*. Можно разделять векторы сил, чтобы определить функцию одного или нескольких компонентов, действующих в определенных направлениях. Например, при постановке стопы на опору во время бегового шага можно представить силу, передаваемую от опоры к телу, как единый вектор силы, который называется *силой реакции опоры* (R) (рисунок 3.12). Можно разбить силу реакции опоры на части и по отдельности исследовать силы реакции опоры, действующие в каждом из трех направлений, а именно: вертикальную, горизонтальную (передне-заднее направление) и медианно-латеральную (боковое направление).

Процессы, с помощью которых мы разделяем или складываем силы, называют *векторным анализом*. *Векторный анализ* – это процесс замены одной силы на ее соответствующие перпендикулярные составляющие для определения их влияния на тело. Так же это может быть действие, с помощью которого мы объединяем две или более сил, для определения результирующей силы (рисунок 3.13).

Векторный анализ – это процесс, при котором вектор силы разбивается на его перпендикулярные составляющие. Его можно использовать и при кинематическом анализе движения снаряда, раскладывая скорость его полёта на горизонтальную и вертикальную составляющие. Это распространенный метод, используемый в области биомеханики для разделения сил на компоненты, перпендикулярные друг другу.



Рисунок 3.12 – Действие сил реакции опоры

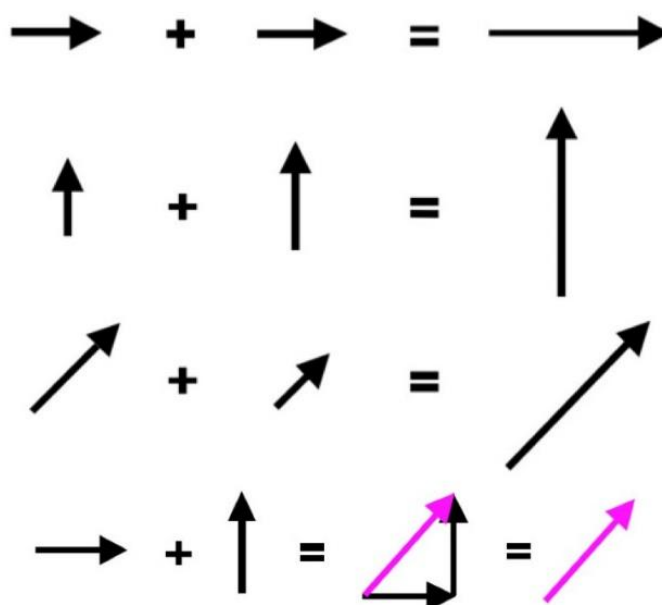


Рисунок 3.13 – Векторный анализ действия сил

Векторы могут быть разделены на перпендикулярные составляющие. Векторный состав каждой пары соединений дает исходный вектор. Исходный вектор называется *результующим вектором* (R) (рисунок 3.14).

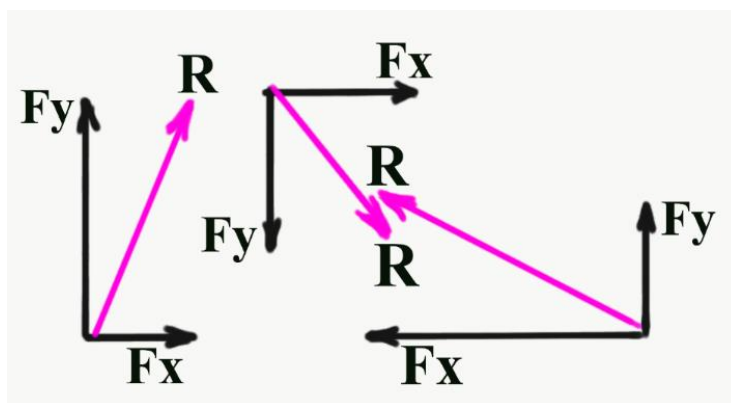


Рисунок 3.14 – Результирующий вектор

Результирующая сила также называется *вектором равнодействующей силы*. Её можно представить в виде сложения, вычитания или умножения векторов.

Для представления векторов силы используют стрелки. Четыре свойства сил представляют различными видами стрелок, используемых для представления векторов силы:

- величина силы равна длине стрелки. Чем больше сила, тем длиннее стрелка, и наоборот;
- направление приложения силы указывает острие стрелки;
- точку приложения силы к телу указывает хвост стрелки. Например, точка приложения вектора силы тяжести – это общий центр масс тела;
- линия действия сил обозначается пунктирной линией. Линия действия сил представляет собой линию, вдоль которой применяется сила. Важно ассоциировать пунктирную линию с линией действия силы и не путать её с величиной силы (рисунок 3.15).

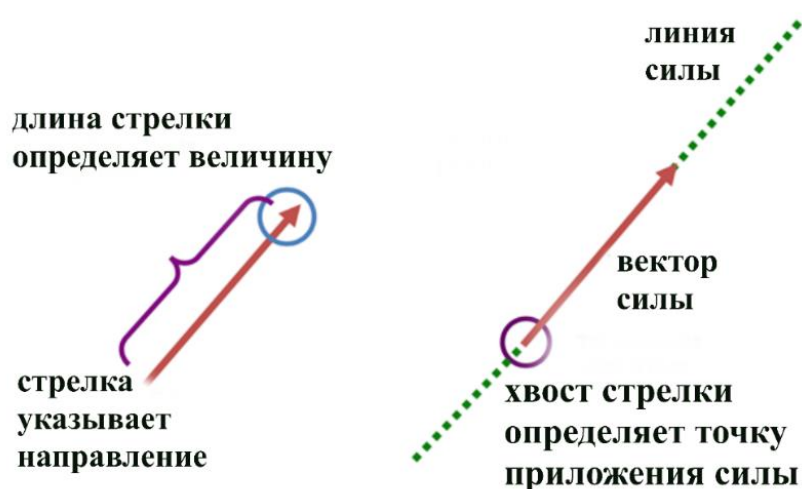


Рисунок 3.15 – Графическое изображение векторов силы

Композиция векторов довольно проста. В случае, когда векторы силы ориентированы вдоль одной и той же линии действия и указывают в одном направлении, их величины складываются. Когда векторы силы ориентированы вдоль одной и той же линии действия (пунктирная линия), но указывают в разных направлениях, величины сил вычитаются.

Если силы действуют в противоположных направлениях, результирующая сила равна разности сил – от большей силы отнимают меньшую. Результирующая сила действует в направлении большей силы.

Когда силы направлены в разные стороны, процесс композиции вектора усложняется. В этом случае используется процесс разделения сил на их перпендикулярные составляющие. Когда есть перпендикулярные компоненты, результат можно представить как диагональ прямоугольника, образованного перпендикулярными компонентами с двух сторон.

Действие сил можно показать на примере скалолаза, спускающегося по скале. В этом случае сила троса, тянущая альпиниста вверх, всегда действует прямо вниз, а сила реакции опоры – перпендикулярно скале. Для определения результирующей силы, действующую на скалолаза, необходимо определить силы, направленные вдоль перпендикулярных линий действия (рисунок 3.16).



Рисунок 3.16 – Силы, действующие на альпиниста

Разделим каждую силу на ее горизонтальную и вертикальную составляющие (рисунок 3.17). Для каждого направления (вертикального и горизонтального) складываем (для векторов силы, указывающих в одном направлении) или вычитаем (для векторов силы, указывающих в противоположных направлениях) величины. Определяем горизонтальную и вертикальную составляющие результирующего вектора силы в качестве сторон. Рисуем диагональ прямоугольника как единый вектор силы.



Рисунок 3.17 – Горизонтальная и вертикальная составляющие векторов силы

3.3 Энергетические характеристики

Ещё одним немаловажным показателем динамических параметров движения являются *энергетические характеристики*. Они включают работу силы, затраченную энергию и мощность выполняемого действия. Эти переменные очень тесно связаны между собой, поэтому важно понимать отношения и различия между каждой из них. Работа, энергия и мощность имеют прямую связь с физиологическими процессами, происходящими в организме при выполнении физических упражнений. Важно понимать взаимоотношения между механической рабочей энергией и мощностью, а также метаболической работой, энергией и мощностью.

3.3.1 Работа силы

Работа силы – это мера действия силы на тело и величины перемещения в направлении этой силы. Работа также является средством передачи энергии от одного объекта к другому. Учитывая, что существуют эти два определения работы, есть две соответствующие формулы для расчета работы:

$$A = Fd,$$

где A – механическая работа (Дж);

F – сила (Н);

d – перемещение в направлении силы (м).

$$A = \Delta \text{ энергия} = \text{энергия}_{\text{конечная}} - \text{энергия}_{\text{начальная}},$$

где A – механическая работа (Дж);

Δ (дельта) – изменение энергии.

При биомеханическом анализе используется потенциальная энергия (E_p) и кинетическая энергия (E_k). Единица работы – джоуль (Дж), представляет собой произведение единицы силы (ньютон) и единицы расстояния (метр).

Механическую работу можно наглядно представить при выполнении тяжелоатлетического упражнения – поднятие штанги (рисунок 3.18). В зависимости от роста штангиста, ему пришлось бы производить пропорционально больше или меньше работы, чтобы поднять штангу над головой (d в уравнении $A = Fd$ в этом случае можно представить как h – высоту подъёма снаряда). В связи с тем, что выполняется работа в вертикальном направлении, сила (F) в этом уравнении должна быть представлена как сила тяжести (mg). Если вес штанги составляет 200 кг и поднят на высоту 2,08 м, то выполненная работа равна: $A = (200 \cdot 9,81) \cdot 2,08 = 4\,080,96$ Дж.

В зависимости от условий выполняемых упражнений, изменяется и работа силы. Это можно представить на примере спортсменов пожарно-прикладного спорта, преодолевающих расстояние при подъёме по штурмовой лестнице дистанцию на учебной башне и забегая по сходне на бум при преодолении 100-метровой полосы препятствий (рисунок 3.19).



Рисунок 3.18 – Выполнение механической работы штангистом

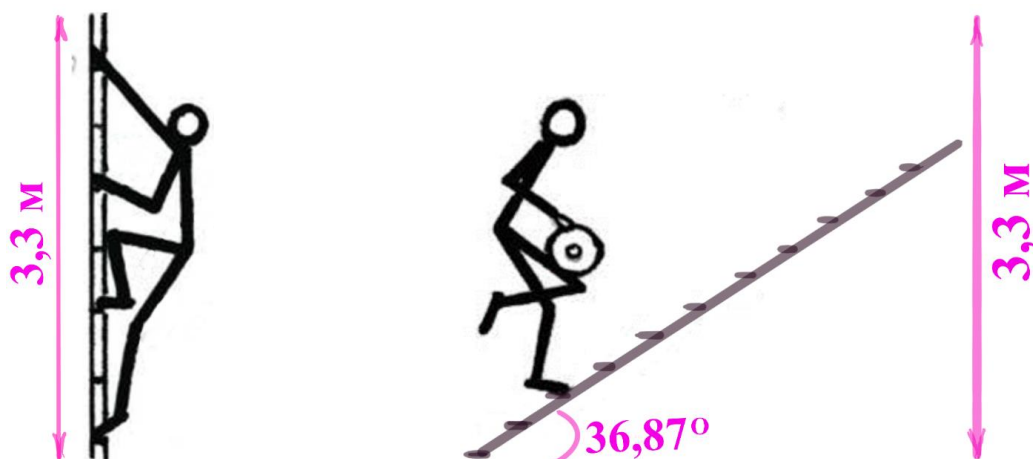


Рисунок 3.19 – Изменение работы силы в зависимости от характера подъёма на высоту

На первом рисунке спортсмен массой 70 кг преодолевает расстояние между подоконниками 2-го и 3-го этажей – 3,3 м. Определяем работу силы: $A = Fd = (70 \text{ кг} \cdot 9,81 \text{ м/с}^2) \cdot 3,3 \text{ м} = 2\,266,11 \text{ Дж}$.

На втором рисунке спортсмен забегает по сходне на бум. Высота бума составляет 1,2 м, длина сходни – 2 м, угол между дорожкой и сходней (α) – $36,87^\circ$. Приведём данные к одинаковым условиям подъёма на высоту. При высоте бума и такой же величине угла между дорожкой

и сходнями, длина сходней, а, следовательно, перемещение, должна составлять 5,61 м. Определяем работу силы: $A = Fd = (\sin 36,87^\circ \cdot 70 \text{ кг} \times 9,81 \text{ м/с}^2) \cdot 5,61 \text{ м} = 1\,236,06 \text{ Дж}$. Таким образом, спортсмен поднимается на такую же высоту, но за счет приложения меньших усилий.

Биомеханика рассматривает механическую работу в живых существах, поэтому механическая работа может использоваться для оценки расхода энергии. Двигательная деятельность приводит к утомлению в результате выполнения механической работы. Фактически, калории – это еще одна единица работы – 1 Джоуль равен 0,239 калории, или в пищевом эквиваленте – 0,000239 кКал. Существуют физиологические переменные, которые соответствуют механическим переменным. Например, если сравнивать механическую работу с метаболической, то метаболическая работа приводит к потреблению метаболической энергии. При выполнении механической работы, внешняя работа определяется затраченной энергией, необходимой для перемещения ОЦМ, а внутренняя работа – энергией, необходимой для движения конечностей относительно ОЦМ.

Первичный метод описания взаимосвязи между механической работой и метаболической работой – это переменная эффективности, которая представляет собой отношение механической работы к метаболической работе:

$$\text{Эффективность} = \frac{\text{механическая работа}}{\text{метаболическая работа}}.$$

Эффективность работы мышц человека составляет $\approx 26 \%$. Зная это значение, мы можем вычислить механическую работу и использовать эту информацию для оценки метаболической работы. Возьмем, к примеру, забегание спортсмена по сходне на бум при условно заданной высоте 3,3 м. Чтобы определить расход калорий при механической работе $A = 1\,236,06 \text{ Дж} \cdot 0,000239 \text{ кКал} = 0,295 \text{ кКал}$.

3.3.2 Мощность работы

Мощность работы (W) определяется мерой быстроты её приращения. Единица мощности – ватт, то есть джоуль в секунду. Мощность можно рассчитать несколькими способами, сначала просто как работу, разделенную на время:

$$W = \frac{A}{t},$$

где W – мощность (Вт) (в физике механическую мощность принято обозначать N , в расчётах мощности живых существ – биомеханике и физиологии W);

A – работа (Дж);

t – время (с).

Поскольку мы также знаем, что работу можно рассчитать как произведение силы и перемещения, мы можем заменить A на Fd :

$$W = \frac{Fd}{t},$$

где W – мощность (Вт);

F – сила (Н);

d – перемещение в направлении силы (м);

t – время (с).

Перемещение, делённое на время, определяет скорость движения, поэтому мы можем заменить $\frac{d}{t}$ на V :

$$W = FV,$$

где W – мощность (Вт);

F – сила (Н);

V – скорость (м/с).

3.3.3 Механическая энергия тела

Энергия тела определяет способность выполнять работу. В биомеханике, в первую очередь, определяют механическую энергию. Механическая энергия бывает двух видов: потенциальная и кинетическая, единицы измерения которых – $\text{кг} \cdot \text{м}^2/\text{с}^2 = \text{Нм} = \text{Дж}$. Работа и энергия используют одну и ту же единицу.

Закон сохранения энергии. Закон сохранения энергии гласит, что полная энергия изолированной системы не может изменяться. В частности, полная энергия (во всех формах) в «замкнутой» системе остается постоянной. Несмотря на то, что полная энергия остается постоянной в замкнутой системе, энергия может преобразовываться

из одной формы в другую. Возьмем, к примеру, движение скейтбордиста на рампе (рисунок 3.20). Хотя это не полностью замкнутая система, но она иллюстрирует сохранение энергии. В верхней части рампы скейтбордист находится высоко, поэтому он имеет большое количество потенциальной энергии. По мере того как скейтбордист съезжает с рампы, он теряет высоту, следовательно, его потенциальная энергия уменьшается, но он набирает скорость, что указывает на то, что его кинетическая энергия увеличивается. Это определяет переход потенциальной энергии в кинетическую. Внизу рампы потенциальная энергия самая низкая, потому что скейтбордист находится на самом низком уровне, но кинетическая энергия максимальна, потому что скорость спортсмена максимальна. При перемещении вверх по следующей кривой рампы, кинетическая энергия спортсмена будет преобразована в потенциальную, что приведет к замедлению скейтборда (уменьшению кинетической энергии), поскольку кинетическая энергия переходит в потенциальную энергию с повышением высоты тела спортсмена (увеличение потенциальной энергии).



Рисунок 3.20 – Движение скейтбордиста по рампе

Типы механической энергии. В биомеханике рассматриваются два основных типа механической энергии – это *потенциальная энергия* и *кинетическая энергия*.

Потенциальная энергия представляет собой способность объекта выполнять работу в зависимости от положения. Существует два основных типа потенциальной энергии:

- гравитационная потенциальная энергия – это энергия, обусловленная положением объекта относительно земли;
- упругая энергия, возникающая в результате деформации объекта.

Гравитационная потенциальная энергия – это энергия, обусловленная положением объекта относительно Земли. Уравнение для гравитационной потенциальной энергии:

$$E_{\text{п}} = mgh,$$

где $E_{\text{п}}$ – потенциальная энергия (Дж);

m – масса (кг);

g – ускорение свободного падения составляет $9,81 \text{ м/с}^2$;

h – вертикальная высота перемещения (м).

Следует отметить, что гравитационная потенциальная энергия зависит только от высоты перемещения по вертикали относительно земли, и не зависит от того, как эта высота была достигнута. Например, на рисунке 3.21, потенциальная энергия спортсмена массой 70 кг одинакова (824 Дж) во всех трех случаях, потому что работа, выполняемая при его подъёме на высоту 1,2 м, одинакова независимо от того, запрыгивает ли он на тумбу прямо вверх (рисунок 3.21 (а)), забегает ли по сходням длиной 2 м на бум (рисунок 3.21 (б)) или забегает по лестнице, наступая на каждую ступеньку, высотой 0,14 м (рисунок 3.21 (в)).

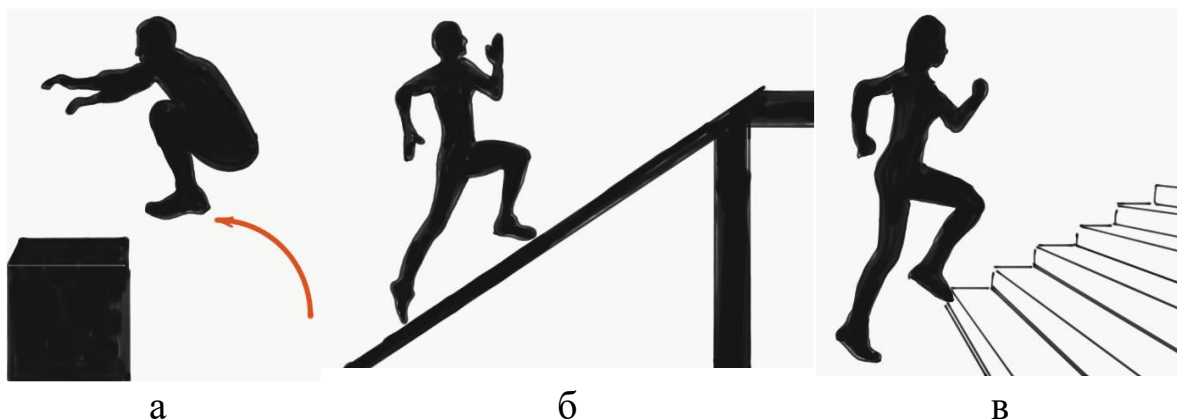


Рисунок 3.21 – Перемещение спортсмена на заданную высоту

Упругая энергия – это энергия деформации объекта. Рассмотрим несколько примеров упругой энергии.

Прыгун с шестом накапливает энергию деформации в шесте, когда сгибает шест, помещая его в яму. Эта энергия толкает прыгуна вверх и через планку. В момент отталкивания от опоры, у прыгуна происходит сокращение икроножной мышцы и растягивание сухожилий, в результате чего происходит генерация упругой энергии с последующей её диссипацией в следующем движении (рисунок 3.22).



Рисунок 3.22 – Примеры проявления упругой энергии

Кинетическая энергия – это энергия, которую тело получает при линейном перемещении. Уравнение кинетической энергии выглядит следующим образом:

$$E_k = \frac{mV^2}{2},$$

где E_k – кинетическая энергия (Дж);

m – масса (кг);

V – скорость (м/с).

Работа и энергия между собой тесно связаны. У них есть общая единица измерения (Джоуль), и каждый указан в определении другого. В частности, работа – это средство, с помощью которого энергия передается от одного объекта или системы (или изменение энергии), а энергия – это способность выполнять работу. В движении человека нас часто интересует изменение скорости тела (или части тела), что означает изменение кинетической энергии, или изменение высоты тела (или части тела), что означает изменение потенциальной энергии.

3.4 Силы в движениях человека

Сила – важный компонент многих движений человека, потому что часто дело не только в количестве приложенной силы, но и в скорости приложения силы. Как пример можно привести выполнение

взятия штанги на грудь в тяжелоатлетическом упражнении «толчок». Спортсмен не может создать достаточно силы, чтобы просто поднять вес с помоста на грудь, но, при помощи кратковременной взрывной силы, а затем быстрого подседа под штангу (высокая скорость), он может выполнить подъем веса. Эта комбинация силы и скорости подчеркивает важность силы во многих динамических движениях и является обоснованием плиометрической тренировки, которая направлена на улучшение как силовых, так и скоростных (и, следовательно, мощных) компонентов движения человека.

При концентрических мышечных движениях по мере увеличения силы скорость уменьшается и наоборот. Следовательно, если построить график мышечной силы как функцию скорости, то видно, что пиковая мощность достигается при промежуточном соотношении силы и скорости. Если сила слишком велика, скорость будет низкой, а, следовательно, и мощность мышцы. Точно так же, если скорость слишком высока – сила слишком мала. В этом случае, также можно наблюдать низкую мышечную силу. Следовательно, чтобы максимизировать мышечную силу, нам нужны промежуточные значения силы и скорости.

Чтобы сила (или силы) вызывала ускорение, она должна преодолеть все противодействующие силы (результатирующую силу), а также инерцию (массу) объекта. Даже если движение не происходит, при приложении силы произойдет деформация объекта. Эта деформация может быть очевидной, например, при сжатии мяча, или более тонкой, как изменение положения костей ладони относительно друг друга в момент нанесения удара по мячу.

Чтобы сила вызывала ускорение, она должна преодолевать противодействующие силы и инерцию.

Тело будет оставаться неподвижным, когда нет результирующей силы:

$$\sum F_{(x,y,z)} = 0,$$

где $\sum F_{(x,y,z)}$ указывает сумму сил в направлениях x , y и z .

Фактически, это означает, что все силы во всех плоскостях движения, приложенные к объекту, нейтрализуют друг друга. Когда есть суммарная сила, тогда объект будет двигаться, и движение будет в направлении результирующей силы:

$$\sum F_{(x,y,z)} \neq 0.$$

3.4.1 Нормальные и касательные силы

Силы можно прикладывать под разными углами по отношению к телу. Силы, которые действуют так, что они действуют «через» тело, называются *нормальными силами*. Примеры нормальных сил включают в себя силу тяжести и реакции опоры. Силы, действующие по касательной к поверхности тела, называются *тангенциальными силами*. Примеры касательных сил включают сопротивление и трение. Во многих случаях силы прикладываются под углом, а не действуют напрямую (нормальная составляющая) или вдоль тела (по касательной). В этих случаях мы часто используем векторный анализ для разделения силы на нормальную и тангенциальную составляющие, чтобы мы могли упростить наши вычисления для лучшего понимания функционального эффекта силы (рисунок 3.23).

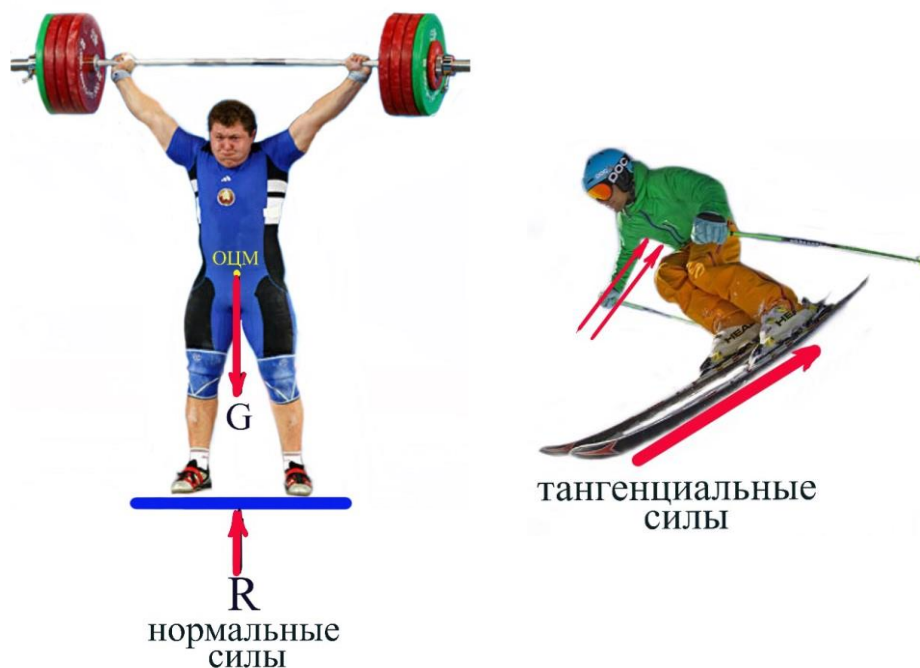


Рисунок 3.23 – Примеры нормальной и тангенциальной составляющей сил

3.4.2 Виды сил

Ранее были рассмотрены общие принципы силы. Вместе с тем, существует множество конкретных видов сил, которые обладают уникальными характеристиками. Часто для обозначения переменной

силы используется заглавная буква « F » с нижним индексом, обозначающим конкретный вид силы. Виды сил, которые будут рассмотрены в данном разделе включают:

- силу тяжести (в условиях гравитации) ($F_{\text{тяж}}$ или G) – меру притяжения тела к Земле;

- силу трения ($F_{\text{тр}}$ или T) – меру противодействия движущемуся телу;

- силу мышечной тяги ($F_{\text{т}}$ или M) – тянущую силу, создаваемую мышцей;

- силы действия среды ($F_{\text{сопр}}$) – силы, создаваемые при движении тела через жидкость или воздух;

- силы реакции, а именно: сила реакции опоры (R) как мера противодействия опоры действию на неё тела, находящегося с ней в контакте (в покое или движении), и сила реакции сустава ($R_{\text{суст}}$) как сила, создаваемая между двумя костями в суставе.

Сила тяжести и вес. *Сила тяжести тела* ($F_{\text{тяж}}$) – это мера притяжения тела к земле. Ранее была рассмотрен инерционный показатель – масса тела, которая определяет количество вещества в теле, а сила тяжести – это сила притяжения, которую Земля оказывает на тело. Обычно указывают «вес» тела в килограммах. По сути, весы снимают гравитацию, и вместо того, чтобы сообщать о силе тяжести, весы фактически показывают вес в статическом состоянии тела. Сила тяжести является произведением массы тела и ускорения свободного падения. Чтобы преобразовать значение массы, полученное на весах, в силу тяжести, нужно взять значение в килограммах и умножить на ускорение свободного падения, которое составляет $9,81 \text{ м/с}^2$. Например, для человека весом 70 кг :

$$F_{\text{тяж}} = mg = 70 \text{ кг} \cdot 9,81 \text{ м/с}^2 = 686,7 \text{ Н},$$

где $F_{\text{тяж}}$ – сила тяжести (Н);

m – масса человека (кг);

g – ускорение свободного падения, которое составляет $9,81 \text{ м/с}^2$.

Сила тяжести действует на каждую молекулу в теле. Однако мы упрощаем и представляем силу тяжести как единый вектор силы, действующий относительно общего центра масс тела. Поскольку сила тяжести является силой притяжения к Земле, она всегда направлена прямо вниз. Таким образом, мы помещаем точку приложения (хвост) вектора силы в центр масс механической системы, а затем рисуем вектор силы веса, действующий прямо вниз.

Важно отметить, что не имеет значения, находится ли объект на склоне, на земле или в воздухе, вектор силы тяжести всегда действует

прямо вниз. Также важно отметить, что точка приложения силы тяжести всегда находится в ОЦМ тела интересующей нас биомеханической системы. Если наша биомеханическая система представляет собой все тело, тогда сила тяжести действует на ОЦМ всего тела, которая расположена чуть ниже пупка для человека, стоящего в анатомическом положении основной стойки. В качестве альтернативы, если мы рассматриваем только руку как механическую систему, сила тяжести будет приложена к ОЦМ руки.

В некоторых случаях нас интересует сила тяжести, действующая относительно наклонной поверхности. Поскольку сила тяжести действует прямо вниз, такая ориентация не дает нам много информации относительно характера наклона. Следовательно, чтобы проанализировать силу тяжести, действующую вдоль склона, нам необходимо разбить её на составляющие, действующие параллельно (вниз) и перпендикулярно (внутрь) склона. Эти составляющие вектора определяются посредством процесса векторного анализа с учётом, что наш прямоугольник ориентирован относительно уклона, а не относительно плоской поверхности (рисунок 3.24).

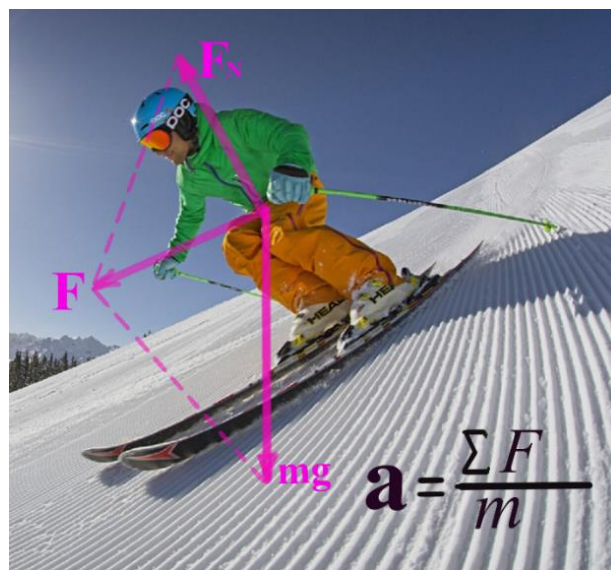
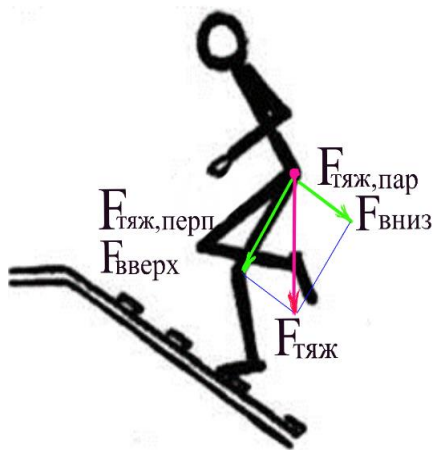


Рисунок 3.24 – Составляющие вектора силы тяжести при перемещении лыжника по склону

Разложим вектор силы тяжести на её составляющие, действующие вниз и параллельно уклону (рисунок 3.25). Для этого удлинняем каждый из составляющих векторов до точки, чтобы можно было сделать прямоугольник с исходной силой тяжести, являющейся диагональю. Этот прямоугольник гарантирует, что мы представили правильную величину этих компонентов вектора.



$F_{\text{тяж, пар}} = F_{\text{вниз}} =$ Составляющая силы тяжести, действующая параллельно уклону

$F_{\text{тяж, перп}} = F_{\text{вверх}} =$ Составляющая силы тяжести, действующая перпендикулярно уклону

Рисунок 3.25 – Схема действия сил
(направление тяги вектора силы тяжести всегда вертикальное)

Если нам известен угол наклона (φ), мы можем вычислить величину составляющих векторов следующим образом:

$$F_{\text{пар}} = mg \cdot \sin \varphi$$

где $F_{\text{пар}}$ – составляющая силы тяжести, действующая параллельно уклону (Н);

m – масса тела (кг);

g – ускорение свободного падения ($9,81 \text{ м/с}^2$).

$$F_{\text{перп}} = mg \cdot \cos \varphi,$$

где $F_{\text{перп}}$ – составляющая силы тяжести, действующая перпендикулярно уклону (Н);

m – масса тела (кг);

g – ускорение свободного падения ($9,81 \text{ м/с}^2$).

Вес тела – это мера действия покоящегося тела на опору или подвес. Это очень важная составляющая движения человека в момент нахождения на опоре. В частности, вес очень важен при любой деятельности, связанной с движением в гору, например, при подъёме в лыжных гонках (рисунок 3.26). В связи с тем, что движение происходит в направлении результирующей силы, чтобы человек поднялся в гору, он должен преодолеть составляющую силы тяжести, действующую вниз по склону. Таким образом, люди меньшего роста имеют преимущество в спорте, предполагающем подъем в гору, потому что их меньшая масса означает меньший вес, действующий при спуске

с холма. Точно так же вес важен по другой причине для любой деятельности, связанной с движением вниз по склону, например, слалом на лыжах. По мере увеличения угла наклона увеличивается сила, тянущая человека вниз по склону, и уменьшается сила, действующая на холм. Эти характеристики снижают трение.

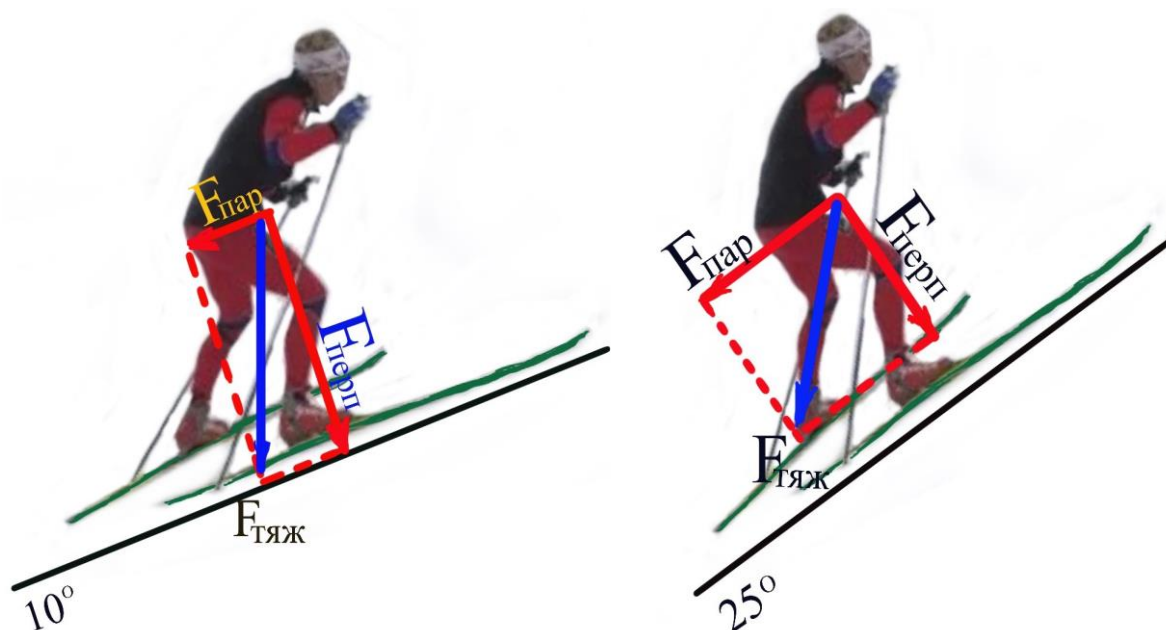


Рисунок 3.26 – Изменение вектора силы тяжести в зависимости от угла уклона

По мере изменения угла наклона изменяется и величина составляющих векторов силы тяжести. В частности, на небольших углах наклона больше компонент, действующий перпендикулярно наклону ($F_{\text{перп}}$), а по мере увеличения угла наклона увеличивается компонент, действующий параллельно наклону ($F_{\text{пар}}$). Важно помнить, что независимо от угла наклона эти два составляющих вектора имеют тот же функциональный эффект, что и сила тяжести.

Хотя вес является важным компонентом при движении по склону, он действительно является важным аспектом практически в любой деятельности, при которой мы движемся относительно поверхности опоры. Например, любые виды спорта, связанные с прыжками или бегом, когда тело отрывается от опоры.

Силы реакции. *Силы реакции* – это вид нормальных сил, действующих перпендикулярно телу. Примеры нормальных сил включают в себя силу тяжести и силу реакции опоры. По второму закону Ньютона, всякий раз, когда одно тело воздействует на другое, это

«другое» тело оказывает на «первое» тело силу реакции противодействия, равное по величине и противоположное по направлению (рисунок 3.27). Фактически всякий раз, когда объект контактирует с поверхностью или другим объектом, возникает сила реакции. В данном случае мы рассмотрим две основные силы реакции: силу реакции опоры (R) и силу реакции сустава ($R_{\text{суст}}$).



Рисунок 3.27 – Действие и противодействие сил

Сила реакции опоры – это сила, с которой тело действует на опору или подвес в момент контакта. Например, если человек неподвижно стоит на опоре, опора оказывает на него силу реакции опоры, равную по величине весу человека, но противоположную по направлению. Если человек подпрыгнул на опоре, сила реакции опоры существенно увеличивается, потому что в направлении прыжка создаётся результирующая сила. Силы реакции опоры представляют интерес для исследований методом измерения этих сил во время динамических действий, таких как ходьба, бег и прыжки. Они дают представление о том, какая сила передается через опорно-двигательный аппарат.

Силы реакции опоры направлены вверх и могут располагаться под углом в зависимости от характера приложения к опоре. Например, когда человек бежит, он толкает опору вниз и назад, поэтому опорная

реакция будет противоположна по направлению. Силы реакции опоры являются трехмерными, поэтому для простоты вычислений и понимания они часто делятся на вертикальные, горизонтальные (передне-задние) и медиолатеральные компоненты (рисунок 3.28). При ходьбе или беге вертикальные компоненты опорных реакций всегда максимальны из-за силы тяжести.



Рисунок 3.28 – Направление сил реакции опоры

Действие силы реакции опоры применяется ко всей поверхности, которая соприкасается с опорой. Эта сила определяется как приложенная (точка приложения) в центре давления. Центр давления – это точка, в которой сосредоточена наибольшая сила.

Сила реакции сустава ($R_{\text{суст}}$) – это сила, создаваемая контактом кости с костью в суставе. Из-за угла натяжения мышц при их напряжении большая часть создаваемой силы уходит на стягивание сустава, тем самым создавая силу реакции сустава.

Определение силы реакции сустава достаточно сложно, так как мы не можем проводить измерения внутри сустава. Поэтому предполагается, что силы реакции сустава действуют только в центре сустава (рисунок 3.29). Тем не менее, в последнее время проводятся исследования, в ходе которых датчики помещают в искусственные суставы, в результате чего можно получить показатели $R_{\text{суст}}$ *in vivo*.

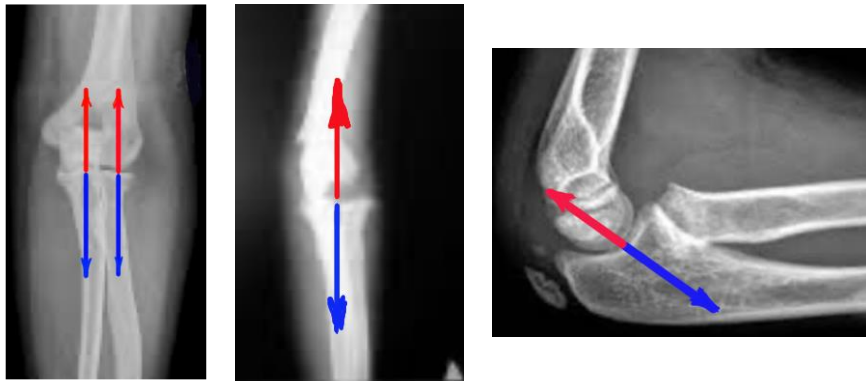


Рисунок 3.29 – Определение силы реакции сустава

Силы трения. *Трение* – это сила, которая сопротивляется относительному движению тел, перемещающихся друг относительно друга. *Сила трения* – это величина, которая характеризует процесс трения по величине и направлению. Измеряется сила трения, как и любая сила – в Ньютонах.

Существует два типа трения – динамическое и статическое.

Динамическое трение действует при движении тела в направлении, противоположном скорости объекта (противодействует движению). Уравнение динамического трения:

$$F_{\text{дин}} = \mu_{\text{д}} R,$$

где $F_{\text{дин}}$ – динамическое трение (Н);

$\mu_{\text{д}}$ – коэффициент динамического трения (безразмерное);

R – сила реакции опоры (Н).

Статическое трение действует между двумя параллельными поверхностями при отсутствии движения. Уравнение статического трения:

$$F_{\text{стат}} = \mu_{\text{с}} R,$$

где $F_{\text{стат}}$ – статическое трение (Н);

$\mu_{\text{с}}$ – коэффициент статического трения (безразмерное);

R – сила реакции опоры (Н).

Уравнения статического и динамического трения фактически идентичны, за исключением индексов. Оба уравнения состоят из коэффициента трения μ . Коэффициент трения равен произведению силы трения между двумя объектами на силу нормального давления (сила реакции опоры численно равна силе нормального давления и противоположна по направлению – прижимающая сила). Например, шероховатые поверхности будут иметь более высокое значение μ , а гладкие

поверхности – более низкое значение μ . Существуют как статические μ_c , так и динамические μ_d коэффициенты трения. Для одной и той же поверхности μ_c всегда больше μ_d , что проявляется в том, что сложнее добиться скольжения объекта (преодоление F_c) вместо того, чтобы держать его скользящим (преодоление F_d).

Другим компонентом уравнения трения является нормальная сила – это сила реакции, перпендикулярная поверхности, на которой действует трение. На ровной поверхности сила реакции опоры равна силе тяжести и противоположна ей по направлению. На склоне сила реакции опоры равна по величине и противоположна по направлению составляющей силы тяжести, действующей на склон ($F_{\text{тяж}}$). Таким образом, хотя трение действует параллельно поверхности, оно зависит от силы реакции опоры, действующей перпендикулярно поверхности.

Площадь поверхности предмета не влияет на трение. Трение шин горного велосипеда и шоссейного будет одинаковым. Это связано не с площадью поверхности, а с давлением и коэффициентом трения.

Различают сухое и вязкое трение. Вязкое трение возникает в виде сопротивления при взаимодействии движущегося твёрдого тела в жидкости или в воздухе. Сухое трение – это явление сопротивления при соприкосновении двух твёрдых тел. При этом, если между двумя твёрдыми телами существует влажная прослойка (вода между коньком и льдом, появившаяся в результате таяния под воздействием тепла, выделяющимся между трущимися поверхностями, или синовиальная жидкость сустава, выделяющаяся при выполнении суставного движения), такое трение называется *вязким*.

Статическая сила трения (покоя) возникает, когда сила трения есть, но тело не двигается с места. По третьему закону Ньютона, по которому статическая сила трения равна сдвигающей силе (силе действия тела на опору), сила трения покоя равна силе тяги. Например, если попытаться сдвинуть с места предмет, действуя на него с силой тяги 10 Н, то сила трения будет равна 10 Н. Отсюда:

$$F_{\text{тр}} = F_{\text{тяги}},$$

где $F_{\text{тр}}$ – сила трения скольжения (Н);

$F_{\text{тяги}}$ – сила тяги (Н).

Сила трения скольжения (динамическая) возникает в движении при взаимодействии двух трущихся поверхностей (рисунок 3.30). Коэффициент динамического трения зависит от шероховатости поверхностей трущихся предметов. Для уменьшения трения скольжения используются смазки, сглаживающие неровности поверхности. Например, нанесение парафинов на подошву лыжи.



Рисунок 3.30 – Трение скольжения лыжи относительно опоры

Трение качения возникает, когда одно тело катится по поверхности другого. При этом точки соприкосновения тел всё время меняются. Механизм трения качения заключается в деформации соприкасающихся тел и необходимости преодолеть образующийся в результате деформации выступ (рисунок 3.31).



Рисунок 3.31 – Трение качения колеса относительно опоры

При равных силах нормального давления сила трения скольжения больше силы трения качения:

$$F_{\text{тр}} = \frac{\mu R}{r},$$

где $F_{\text{тр}}$ – сила трения качения (Н);
 μ – коэффициент трения;
 R – сила реакции опоры (Н);
 r – радиус колеса (м).

Из данной формулы следует, *чем больше радиус колеса, тем меньше трение.*

Трение верчения возникает, когда между трущимися поверхностями возникает неподвижная точка, и движение происходит вокруг этой точки. В качестве примера можно привести вращение фигуриста на зубьях конька (рисунок 3.32).



Рисунок 3.32 – Трение верчения при вращении фигуриста на зубьях конька

На степень трения оказывает влияние давление на опору. Давление на опору – это отношение силы воздействия на опору к площади, по которой эта сила распределяется:

$$p = \frac{F}{S},$$

где p – давление (Н/м²);

F – сила (Н);

S – площадь опоры (м²).

Если сила приложена таким образом, что она распределяется по большой площади, то давление будет низким, а если такая же сила распределяется по небольшой площади, то давление будет высоким.

Давление важно с точки зрения трения, потому что на коэффициент трения влияет давление. Более высокое давление, которое наблюдается в объектах с меньшей площадью поверхности, приводит к более низкому коэффициенту трения и, следовательно, меньшему трению или меньшему сцеплению. В качестве альтернативы, большая площадь поверхности увеличивает коэффициент трения, что увеличивает силу трения.

Например, возьмем две шины из одного и того же материала, одну с большой площадью поверхности (для горного велосипеда – большой контакт с опорой) и одну с более узкой площадью поверхности (для шоссейного велосипеда – меньший контакт с опорой), если шины находятся под одинаковым давлением, сила трения будет идентичной. Однако более широкие шины обычно работают при более низком давлении, что приводит к увеличению коэффициента трения и, следовательно, увеличению силы трения. Как итог вышесказанного, площадь поверхности не влияет на трение, при этом площадь поверхности влияет на давление, что может изменить коэффициент трения.

Силы действия среды. К силам действия среды относят динамические (подъёмная и лобового сопротивления) и статические (выталкивающая и погружающая) силы.

Сила лобового сопротивления определяется как сопротивление среды (воздух или жидкость) движению через неё тела. Когда речь идет о движении конкретно по воздуху, часто используется термин аэродинамическое сопротивление. Если движение происходит в жидкости, используется термин гидродинамическое сопротивление.

Уравнение силы лобового сопротивления:

$$F_{\text{сопр}} = \rho C_x S_m V^2,$$

где ρ – плотность среды (кг/м³);

C_x – коэффициент лобового сопротивления – обтекаемость (без единиц измерения);

S_m – площадь поперечного сечения тела – мидель (м²);

V – скорость (м/с).

Плотность среды обозначается переменной ρ (ро). Вода имеет плотность 1 000 кг/м³, а это означает, что кубический метр воды весит около 1 000 кг. Плотность воздуха около уровня моря составляет в среднем 1,275 кг/м³. Плотность воды, как и плотность воздуха, может изменяться от ряда факторов. В частности, плотность воды может изменяться от её химического состава и температуры. Три основных фактора, влияющих на плотность воздуха – это высота, температура и влажность. Как правило, плотность воздуха уменьшается с увеличением высоты или температуры и увеличивается с увеличением влажности. Следовательно, высокогорный, жаркий и сухой климат имеет более низкую плотность воздуха и, следовательно, будет иметь меньшее сопротивление. В зависимости от высоты проведения соревнований над уровнем моря, наивысший спортивный результат может быть

зафиксирован не как рекорд Мира, а как высшее достижение. Это сделано для того, чтобы преимущество в виде уменьшения плотности воздуха не влияло на рекордные значения спортивного результата.

Коэффициент лобового сопротивления – обтекаемость (C_x), является мерой сопротивления потоку среды телу и зависит как от передней, так и от задней его формы. На рисунке 3.33 приведены коэффициенты сопротивления в зависимости от формы тела.










Форма тела			Коэффициент сопротивления
Шар	→		0,47
Полусфера	→		0,42
Конус	→		0,50
Куб	→		1,05
Ромб	→		0,80
Длинный цилиндр	→		0,82
Короткий цилиндр	→		1,15
Каплевидная форма	→		0,04
Полу-каплевидная форма	→		0,09

Рисунок 3.33 – Коэффициенты сопротивления в зависимости от формы тела

В велоспорте, который характеризуется высокими скоростями и, следовательно, большим сопротивлением действию среды, оборудование (например, рама велосипеда и шлем) спроектировано таким образом, чтобы снизить коэффициент лобового сопротивления.

Площадь поперечного сечения тела – мидель (S_m) – это область передней части тела, которая перемещается через жидкость или воздух. При заданной скорости тела с небольшой площадью поперечного сечения будут испытывать меньшее сопротивление, чем тела с большей площадью поперечного сечения. В высокоскоростных видах спорта часто прилагаются усилия для уменьшения лобной области. Например, в индивидуальной гонке на время велосипедисты используют форму руля, которая опускает переднюю часть их тела, что помогает уменьшить сопротивление и позволяет им развивать большую скорость. Точно так же гонщики на горных лыжах принимают низкую аэродинамическую стойку на высокоскоростных участках лыжной трассы (рисунок 3.34).



Рисунок 3.34 – Уменьшение мидельного сопротивления за счёт изменения стойки

Увеличение *скорости* движения увеличивает сопротивление среды телу. При этом уменьшение сопротивления может увеличить скорость. Поскольку скорость возведена в квадрат в уравнении сопротивления, сопротивление возрастает экспоненциально с увеличением скорости. Из-за этого экспоненциального увеличения скорости, виды спорта, характеризующиеся высокой скоростью (например, велоспорт, конькобежный спорт, горные лыжи), имеют очень незначительное увеличение времени на финише. Причина этого заключается в том, что в этих видах спорта требуются большие усилия, чтобы получить даже небольшое изменение скорости из-за соответствующего воздействия сопротивления среды.

Подъёмная сила (нормальная реакция среды) – это сила, действующая со стороны среды на тело, под углом к направлению его движения.

$$F_{\text{под}} = \rho C_y S_m V^2,$$

где ρ – плотность среды (кг/м^3);

C_y – коэффициент нормальной реакции среды;

S_m – площадь поперечного сечения тела – мидель (м^2);

V – скорость (м/с).

Выталкивающая сила – это мера действия среды на погруженное в нее тело. Она измеряется весом вытесненного объема жидкости и направлена вверх. Выталкивающую силу ещё называют Архимедовой силой и определяют тем, что на тело, погружённое в жидкость или газ, действует выталкивающая сила, равная весу жидкости или газа

в объёме погружённой части тела. Таким образом, вес тела, погружённого в воду, будет отличаться от его веса в воздухе в меньшую сторону. Разница будет равна весу вытесненной воды. Чем больше плотность среды – тем меньше вес. Именно поэтому погрузившись в воду, можно легко поднять другого человека.

Выталкивающая сила зависит от трёх составляющих:

$$F_{\text{Арх}} = \rho g V_{\text{погр}},$$

где ρ – плотность жидкости (кг/м^3);

$V_{\text{погр}}$ – объем погруженной части тела (м^3);

g – ускорение свободного падения (м/с^2).

Поскольку выталкивающая сила, действующая на тело, зависит от объёма его погружённой части и плотности среды, в которой оно находится, можно рассчитать, как поведёт себя то или иное тело в определённой жидкости или газе.

Если плотность тела меньше плотности жидкости или газа – оно будет плавать на поверхности. Если плотности тела и жидкости или газа равны – тело будет находиться в безразличном равновесии в толще жидкости или газа. Если плотность тела больше, чем плотность жидкости или газа – оно уйдёт на дно (рисунок 3.35).

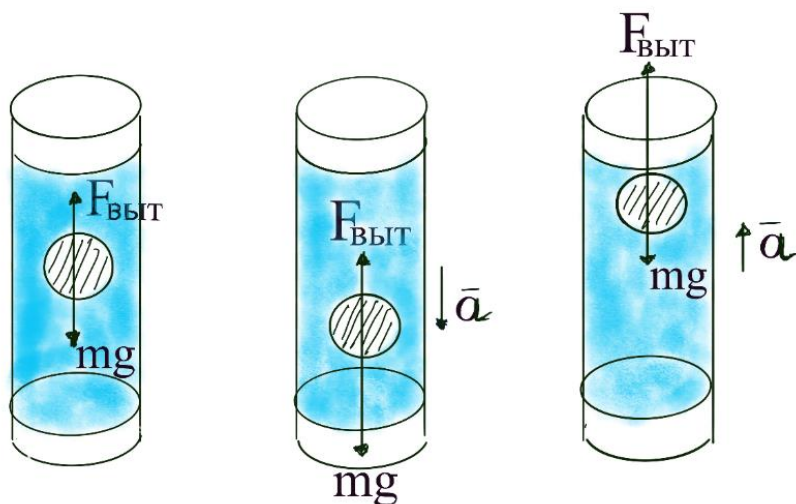


Рисунок 3.35 – Действие сил на тело

Если тело погружено в воду более глубоко, то выталкивающая сила увеличивается. По мере поднимания над водой частей тела (например, во время движения руки по воздуху перед гребком), выталкивающая сила уменьшается. Она направлена снизу-вверх и приложена к центру объёма тела, если все тело полностью погружено

в воду. Если тело погружено в воду не полностью, то выталкивающая сила приложена к центру объема погруженной части всего тела. Выталкивающая сила изменяет и свою величину, и точку приложения в зависимости от погружения тела в воду и его позы.

Погружающая сила – это сила тяжести тела, направленная вниз и приложенная к его ОЦМ. Погружающая сила постоянна по величине, но меняет точку приложения при изменении позы.

Действие погружающей и выталкивающей сил определяют возможность уравнивания тела пловца в воде. Оно уравнивается, когда погружающая и выталкивающая силы равны по величине и их действие направлено по одной линии (рисунок 3.36).

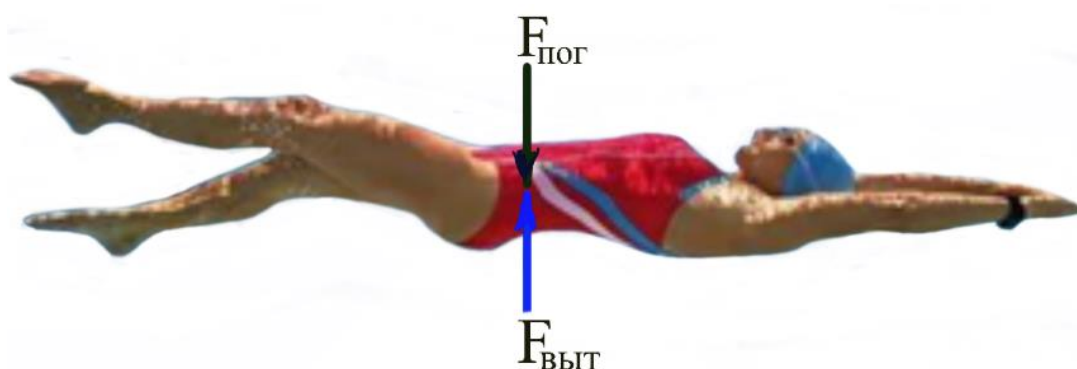


Рисунок 3.36 – Уравнивание тела пловца в воде

Если погружающая и выталкивающая силы приложены не по одной линии, то они образуют пару сил. Обычно ОЦМ тела пловца (при положении на спине с вытянутыми вдоль туловища руками) расположен ближе к ногам, чем центр объема вытесненной воды (центр давления – ЦД). В этом положении нижняя часть тела опускается вниз. Чтобы сохранить горизонтальное положение тела (уравновесить), необходимо изменить место положение ОЦМ (вытянуть руки за голову, что переместит ОЦМ тела пловца к головной части тела). Если в этой позе ноги опускаются вниз, можно приподнять кисти и предплечья над водой, в результате ЦД переместится к ногам, но тогда выталкивающая сила может оказаться меньше погружающей и пловец, уравнившись, уйдет глубже в воду.

В случае, когда ОЦМ тела пловца расположен по вертикали выше, чем центр объема погруженной части тела, возникает неустойчивый вид равновесия: малейшее отклонение вызовет поворачивающую пару сил. На условия равновесия влияют также дыхательные движения, изменяющие объем тела.

Сила мышечной тяги. Мышцы создают тянущие силы относительно костей, к которым они прикреплены. Эти силы способны создавать вращение в суставе. Однако создание вращения в суставе не единственная функция мышц. В большинстве случаев некоторая (если не большая) часть силы, создаваемой мышцей, также идет на стабилизацию сустава. Фактически мы можем разделить мышечные силы на компоненты, действующие перпендикулярно (нормально) и параллельно (тангенциально) кости, к которой они прикреплены, чтобы определить, какая часть мышечной силы идет на вращение, а какая – на стабилизацию сустава соответственно. Это описывается при помощи составляющих компонентов мышечной силы.

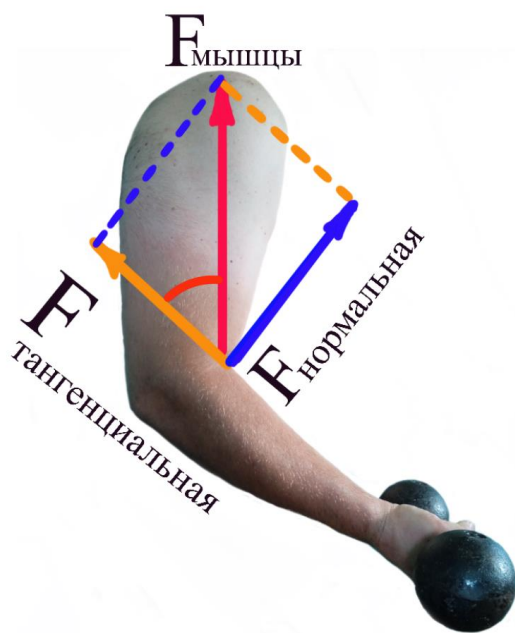
Нормальная сила (F_N) (вращательный компонент) – компонент силы мышечной тяги, которая действует перпендикулярно кости и заставляет кость вращаться вокруг оси сустава. Нормальный компонент мышечных сил максимален, когда угол растяжения мышцы перпендикулярен (90°) к направлению движения.

Касательная сила (F_T) (линейный компонент) – компонент силы мышечной тяги, которая действует параллельно кости и стабилизирует сустав. Касательная сила может играть одну из двух ролей:

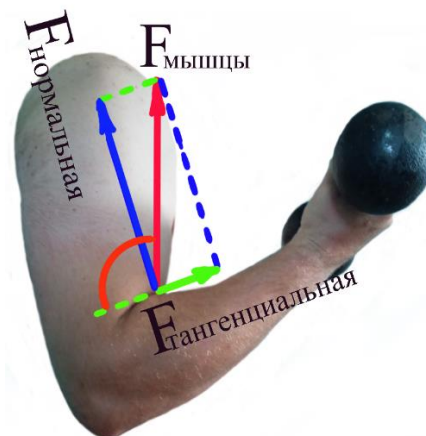
- стабилизация делает сустав более стабильным, стягивая кости, составляющие сустав. Тангенциальная составляющая мышечной силы стабилизируется, когда угол прикрепления мышцы меньше 90° ;
- смещение делает сустав менее стабильным, раздвигая кости, составляющие сустав. Тангенциальная составляющая мышечной силы смещается, когда угол прикрепления мышцы больше 90° .

Важно отметить, что величина этих компонентов силы мышечной тяги изменяется во всем диапазоне движений.

Силу мышечной тяги можно представить в виде векторного анализа действующих сил. Механическую ось кости можно представить в виде прямой линии, соединяющую среднюю точку сустава на одном конце кости со средней точкой сустава на другом конце. Следует учитывать, что для костей со значительной кривизной, ось может лежать вне их проекции. Хвост вектора мышечной силы ($F_{\text{мышцы}}$) располагается на механической оси, а вектор силы проходит вдоль мышцы, представляя её общее напряжение. Хвост нормальной силы (F_N) начинается на механической оси в том же месте, что и хвост мышечной силы, и проходит перпендикулярно механической оси в соответствующем направлении мышечной силы. Хвост тангенциальной силы (F_T) начинается на механической оси в том же месте, что и хвост мышечной силы, и проходит вдоль механической оси в соответствующем направлении мышечной силы (рисунок 3.37).



УПМ $< 90^\circ$
линейный эффект = менее
стабилизирующий компонент



УПМ $> 90^\circ$
линейный эффект = более
стабилизирующий компонент

Рисунок 3.37 – Действие сил мышечной тяги

Длина составляющих векторов силы (F_N и F_T) проводится таким образом, чтобы можно было завершить прямоугольник со всеми хвостами вектора силы в одном углу и каждой из трех вершин вектора силы (F_N , F_T и $F_{\text{мышцы}}$) в оставшиеся три угла. Сила мышц составляет диагональ прямоугольника, а нормальная и тангенциальная составляющие составляют две стороны.

Проксимальный угол (α) между $F_{\text{мышцы}}$ и механической осью определяет угол прикрепления данной мышцы (УПМ).

На основании угла прикрепления мышцы, определяется характер линейного эффекта тангенциальной силы (F_T) – стабилизирующий или смещающий. Если УПМ меньше 90° , линейный эффект стабилизируется, а если УПМ больше 90° , линейный эффект смещается.

3.5 Эффективность выполнения двигательной деятельности

Эффективность двигательной деятельности во многом определяется взаимосвязью механической работы с мощностью и потреблением метаболической энергии. В частности, она определяется отношением механической мощности (или работы) к метаболической мощности (или работе):

$$\text{Эффективность} = \frac{W_{\text{мех}}}{W_{\text{мет}}}$$

или

$$\text{Эффективность} = \frac{U_{\text{мех}}}{U_{\text{мет}}},$$

где $W_{\text{мех}}$ – механическая мощность (Вт);

$W_{\text{мет}}$ – метаболическая мощность (Вт);

$U_{\text{мех}}$ – механическая работа (Дж);

$U_{\text{мет}}$ – метаболическая работа (Дж).

В среднем эффективность мышечной работы человека составляет $\approx 26\%$. Зная данные параметры мышечной эффективности, а также механическую мощность и механическую работу, можно оценить метаболическую мощность, которая может использоваться для оценки скорости потребления кислорода (VO_2). С учётом того, что каждые 100 мл крови способны связать 20,1 объёмных процентов кислорода, уравнение будет иметь вид:

$$W_{\text{мет}} = \text{VO}_2 \cdot (20,1 \text{ Дж/мл } \text{O}_2),$$

где $W_{\text{мет}}$ – метаболическая мощность (Вт);

VO_2 – скорость потребления кислорода (мл/с).

При выполнении упражнений объем потребления кислорода часто указывается как количество потребляемого кислорода (мл) на килограмм веса тела в минуту (мл / кг / мин).

Можно использовать механическую мощность для оценки потребления кислорода. Для этого рассмотрим пример перемещения велосипедиста массой 70 кг по склону 10° со скоростью 5 м/с при массе велосипеда 5 кг. Рассчитаем их механическую мощность. В связи с тем, что нам не известна величина перемещения, для расчета механической мощности используем следующее уравнение:

$$W_{\text{мех}} = Fv,$$

В этом случае сила, которую велосипедист должен преодолеть, является составляющей силы тяжести, направленной вниз ($F_{\text{пар}}$) – параллельная (рисунок 3.38).

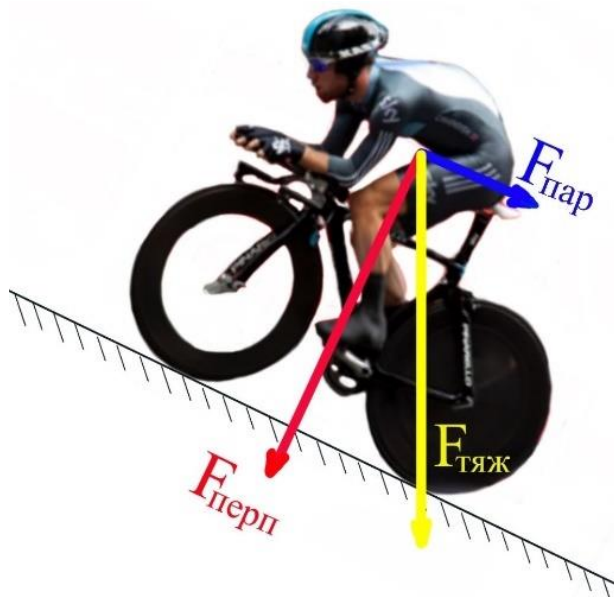


Рисунок 3.38 – Действие сил тяжести

$$F_{\text{вниз}} = \sin 10^\circ \cdot (70 \text{ кг} + 5 \text{ кг}) \cdot 9,81 \text{ м/с}^2 = 127,8 \text{ Н.}$$

Отсюда:

$$W_{\text{мех}} = Fv = 127,8 \text{ Н} \cdot 5 \text{ м/с} = 639 \text{ Вт.}$$

$$\text{Эффективность} = \frac{W_{\text{мех}}}{W_{\text{мет}}} = 26 \, \%.$$

$$W_{\text{мет}} = \frac{639 \text{ Вт}}{0,26} = 2\,458 \text{ Вт.}$$

Для оценки потребления кислорода, используем метаболическую мощность:

$$W_{\text{мет}} = \text{VO}_2 \cdot (20,1 \text{ Дж / мл O}_2\text{}).$$

$$2,458 \text{ Вт} = \text{VO}_2 \cdot (20,1 \text{ Дж / мл O}_2\text{}).$$

$$\text{VO}_2 = 122,3 \text{ мл/с.}$$

Переведя скорость потребления кислорода в единицы, используемые в физиологии (мл / кг / мин), имеем:

$$\text{VO}_2 = 122,3 \text{ мл/с} \cdot \frac{60 \text{ с}}{75 \text{ кг}} = 98 \text{ мл / кг / мин.}$$

При данных условиях выполняемого действия, параметры скорости потребления кислорода имеют достаточно высокий показатель. Это определяется режимом аэробного энергообеспечения при скорости передвижения 18 километров в час (5 м/с) по уклону 10° (20 %). При данном расчёте игнорируется, что возможно часть выполняемой механической работы происходит за счет анаэробных источников энергии.

Контрольные вопросы

- 1 Для чего определяются характеристики движений человека?
- 2 В чем различие кинематических и двигательных характеристик?
- 3 Что является мерой инертности тела при поступательном и вращательном движении?
- 4 Что является причиной изменения движения? Какие характеристики относятся к силовым?
- 5 Что определяет результирующая сила? В чём суть векторного анализа?
- 6 Как проявляются силы в движениях человека?
- 7 Раскройте энергетические характеристики.
- 8 Какие Вы знаете виды сил? Дайте их определение.
- 9 В чем заключается эффективность двигательной деятельности?

4 СТРОЕНИЕ И ФУНКЦИИ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

4.1 Геометрия масс тела

Анализ человеческого тела затруднен как внешними, так и внутренними причинами. Человеческое тело имеет неправильную геометрическую форму. Поэтому при анализе часто приходится заменять человеческое тело некоторыми упрощенными геометрическими и инерционными моделями. Части тела часто представляются в виде правильных геометрических форм. В одних случаях они учитываются как жесткие твердые тела без движения внутренних тканей, а в других, более узких случаях – как гибкие объекты.

К инерционным параметрам тела относятся: масса тела, плотность, координаты центра масс, то есть расположение центра масс в соответствии с полученной системой отсчета, момент инерции, который учитывает массу тела и ее распределение вокруг оси вращения. Неправильная форма тела не способствует вычислению вышеперечисленных величин.

Геометрия тела включает в себя линейные, плоскостные и пространственные измерения. Она используется в антропометрии для определения размеров людей, а в спортивном анализе, например, при сравнении длины шага с длиной нижних конечностей. Плоскостные размеры могут быть проанализированы как поверхность всего тела (поверхность кожи) или площадь, перпендикулярная направлению движения, учитываемая при расчете сопротивления, т. е. сопротивления воздуха или жидкости. Объем тела анализируется при исследовании плавучести, обычно при погружении тела в воду. Угловые измерения в суставах, а также углы между частями туловища выполняются при анализе позы тела и во время различных видов движения.

Внутренний вид тела используется в физиологии, где площадь поперечного сечения поверхности мышц используется для оценки мышечной силы, а объем сердца дает информацию об эффективности работы организма во время усилий.

До изобретения рентгеновских лучей Вильгельмом Кóнрадом Рёнтгеном (Нобелевская премия 1901 г.) внутренние изображения тела получали только путем разрезания трупов. Следующими важными изобретениями стали компьютерная томография (КТ) Г. Н. Хаунсфилда и А. М. Кормака (Нобелевская премия 1979 г.) и магнитно-резонансная томография (МРТ) П. Мэнсфилда и П. К. Лотербурга (Нобелевская премия 2003 г.).

В биомеханике на протяжении многих лет было принято делить человеческое тело на туловище и остальные части тела. Поскольку туловище составляет около половины массы тела, возникла необходимость разделить его хотя бы на несколько сегментов. В. М. Зациорский и В. Н. Селуянов разделили туловище на три части, А. Д. Демпстер – на четыре части. В. С. Эрдманн разделил тело сначала на пять, а затем на десять частей. Разделение туловища на несколько сегментов важно, в частности, для анализа движений, в которых туловище принимает изогнутую конфигурацию, например, во время гимнастических упражнений.

Масса частей тела существенно различается. Масса кисти руки составляет менее 1,0 кг, а живота – более 11,0 кг у здорового, молодого, взрослого мужчины со средней массой всего тела 80 кг. В относительных величинах рука имеет менее 1 %, а живот – около 15 % от общей массы тела.

Впервые местоположение ОЦМ было определено Д. Борелли в XVII в. Он положил доску на призму таким образом, чтобы доска находилась в равновесии. Затем на доску положили человека. Доску перемещали то в сторону головы, то в сторону ног, чтобы сохранить равновесие всей системы – доски и тела. В XIX в. Дю Буа-Реймон положил два коротких края доски (реакционной доски) на две призмы. Одна призма находилась на весах. Считывалось значение частичного веса доски, находящейся на весах. Имея известную массу тела, измеренное расстояние между призмами и показания весов, можно было вычислить положение центра масс тела, помня о вычитании частичного веса доски (рисунок 4.1). В XIX в. Ф. Баслер усовершенствовал этот метод, используя трехгранную доску. Он получил положение центра масс в двух направлениях. Все вышеперечисленные подходы были прямыми исследованиями положения центра масс всего тела. Они использовались для одной конфигурации тела.

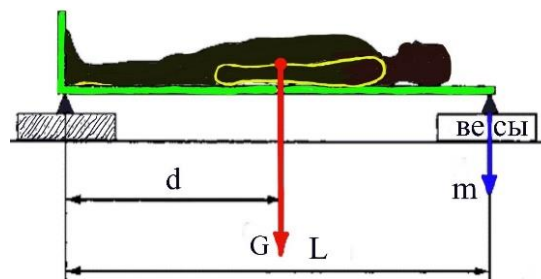


Рисунок 4.1 – Схема определения общего центра масс тела: тело лежит на реактивной доске для расчета положения центра масс:

$$d = \frac{m \cdot L}{G}$$

Когда массы и расположение центров масс частей тела известны, можно использовать один из двух методов для определения расположения центра масс всего тела. Первый – это метод суммы масс (графический), второй – метод суммы моментов масс звеньев тела, относительно осей координат (аналитический). Для первого метода необходимо учитывать данные о двух суммирующих массах и расстоянии между ними. Например, общий центр масс стопы и голени можно получить, соединив центры масс стопы и голени. Общий центр масс будет лежать на линии, соединяющей эти два центра масс. Для второго метода используется система отсчета, проведенная рядом с центрами масс частей тела. Затем измеряются расстояния между центрами масс и системой отсчета (по обеим осям). Далее массы умножаются на расстояния отдельно для обеих осей. Таким образом, получаются моменты масс. Эти моменты суммируются, и результат делится на сумму масс. Это дает расстояние общего центра частей тела от системы отсчета. Для нахождения центра масс всего тела необходимо спроецировать на систему отсчета все центры масс частей тела. Для компьютеризированного подхода используется метод суммы моментов масс, где вместо центров масс для компьютерной программы задается положение суставов. Далее все необходимые расчеты выполняются компьютерной программой.

Расположение центра масс частей конечностей составляет около 43–44 %, начиная от проксимального конца (ближе к туловищу). Если длину туловища (от тазобедренных суставов до основания шеи) принять за 100 %, то центр масс таза находится на расстоянии 7 %, живота – 40 % и грудной клетки – 72 % от уровня тазобедренных суставов. Центр масс плеча лежит на линии между плечевым суставом и приобретенной точкой (65 % от уровня тазобедренных суставов) и 41 % от центра туловища, где половина ширины туловища принята за 100 %.

Центр масс всего тела в вертикальном положении обычно составляет 55–57 % от роста. Каждое изменение конфигурации тела приводит к изменению положения центра масс. Центр масс может выходить за пределы изогнутого тела, например, во время прыжка в высоту. Момент инерции всего тела существенно меняется, например, во время прыжков в воду с высокой вышки, когда прыгун меняет конфигурацию тела, получая разные скорости угловых вращений.

При определении ОЦМ тела используют относительные массы его звеньев, рассчитанные О. Фишером. При общей массе тела, принятой за 100 %, голова составляет примерно 7 %, туловище – 43 %, бедро – 12 %, голень – 5 %, стопа 2 %, плечо – 3 %, предплечье – 2 %, кисть – 1 %.

Общим центром масс тела называется точка, где пересекаются линии действия всех сил, приводящие тело к поступательному

движению и не вызывающие его вращения. В поле гравитации (когда действует сила тяжести и человек находится на опоре или подвесе) общий центр масс совпадает с общим центром тяжести.

Положение общего центра масс тела зависит от нахождения центров масс отдельных звеньев. Это определяется позой человека и расположением частей тела относительно друг друга. В положении основной стойки ОЦМ тела человека расположена на уровне IV крестцового позвонка и проецируется на переднюю поверхность тела над лобковым сочленением. Расположение ОЦМ по отношению к продольной оси тела и позвоночника зависит от возраста, пола, костей скелета, мышц и жировых отложений. У мужчин ОЦМ располагается на уровне III–V крестцовых позвонков поясничного отдела, у женщин – на 4–5 см ниже, чем у мужчин, и соответствует уровню VI копчикового поясничного позвонка. Общий центр масс туловища во фронтальной плоскости находится на прямой, соединяющей середины линий, проведенных между плечевыми и тазобедренными суставами. В сагиттальной плоскости – на прямой, соединяющей центры плечевого и тазобедренного суставов.

Изменение положения частей тела приводит и к изменению положения ОЦМ. Чтобы определить местоположение ОЦМ, необходимо знать местоположение центров масс отдельных частей тела.

Так как центр масс (ЦМ) головы находится в области турецкого седла клиновидной кости. Проекция ЦМ головы во фронтальной плоскости находится на переносице между надбровными дугами, в сагиттальном положении – на 3–3,5 см выше наружного слухового прохода (его отмечают точкой непосредственно над слуховым проходом).

Центр масс кисти всегда находится в области пястно-фалангового сочленения, на проксимальном конце третьего пальца.

Для определения центров масс отдельных звеньев тела на изображении пользуются данными Фишера об относительных расстояниях центров масс каждого звена от их проксимальных концов, высчитанными при условии, что вся длина звена принята за единицу. Для этого используют значения относительных расстояний, откладываемые от проксимальных концов звеньев. Для плеча данное расстояние составляет 0,47, для предплечья и голени – 0,42, для туловища, бедра и стопы – 0,44.

Проекции центров суставов (концы звеньев) верхних и нижних конечностей определяются:

- на плече – большой бугор головки плечевой кости (проксимальный конец), наружный надмыщелок (дистальный конец);
- на предплечье – тот же наружный надмыщелок (проксимальный конец), шиловидный отросток локтевой кости (дистальный конец);

- на бедре: большой вертел бедренной кости (проксимальный конец), наружный надмыщелок той же кости (дистальный конец);
- на голени: тот же наружный надмыщелок (проксимальный конец), наружная лодыжка большеберцовой кости (дистальный конец);
- на стопе: пяточный бугор (проксимальный конец), второй палец спереди в области сустава между основным и средним (дистальный конец).

Расположение ОЦМ тела человека зависит от типа телосложения. У лиц астенического типа телосложения ОЦМ сравнительно ниже, чем у людей гиперстенического типа телосложения.

4.1.1 Влияние положения общего центра масс тела на устойчивость

Для сохранения устойчивого равновесия тела человека на одной плоскости необходимо, чтобы перпендикуляр, выходящий из общего центра масс, находился в центре площади опоры, занимаемую обеими стопами. Чем больше площадь опоры, тем ниже центр тяжести. Для вертикального положения тела человека сохранение равновесия является основной задачей. Однако при соответствующем мышечном усилии человек может удерживать тело в самых разных положениях (в определенных пределах), даже когда проекция ОЦМ вынесена за пределы площади опоры (наклон туловища в стороны и т. д.). Чем выше рост человека, тем меньше устойчивость относительно опоры, т. к. поскольку ОЦМ всего тела человека относительно высок (II крестцовый позвонок), а площадь опоры (площадь двух подошв и промежутков между ними) мала. В состоянии равновесия тело удерживается силой мышечных сокращений, что не дает ему упасть. Части тела (голова, туловище, конечности) занимают положение, соответствующее каждой из них. Однако если происходит нарушение взаимоотношений частей тела (например, вытягивание рук вперед, сгибание позвоночника в положении стоя и т. д.), изменяется положение и равновесие других частей тела. Статические и динамические моменты действия мышц напрямую связаны с положением ОЦМ. Поскольку ОЦМ всего тела расположен на уровне II крестцового позвонка за поперечной линией, соединяющей центры тазобедренных суставов, то туловище (вместе с тазом) направлено назад, противодействуя мышцам и связкам, укрепляющим бедра. Это обеспечивает баланс всей верхней части тела, которая удерживается на ногах в вертикальном положении.

Помимо опоры, нижние конечности выполняют локомоторную функцию, перемещая тело в пространстве. Например, при ходьбе тело человека совершает поступательное движение, попеременно опираясь то на одну, то на другую ногу. При этом ноги поочередно выполняют маятниковые движения. При ходьбе одна из нижних конечностей является опорной, другая – свободной. С каждым новым шагом свободная нога становится опорной, а опорная перемещается вперед и становится свободной.

Сокращение мышц нижних конечностей при ходьбе значительно усиливает кривизну подошвы стопы (поперечного и продольного сводов). При этом одновременно корпус тела наклоняется вперед вместе с тазом с проекцией на головку бедренной кости. Если первый шаг делается правой ногой, то пятка перемещается вправо, а середина подошвы и пальцы ног поднимаются над плоскостью опоры со сгибанием в тазобедренном и коленном суставах. Одновременно тазобедренный сустав этой стороны и туловище следуют вперед за свободной ногой. Эта нога (правая), энергично сокращающая четырехглавую мышцу бедра, выпрямляясь в коленном суставе, касается опорной поверхности и становится опорной. В этот момент другая, левая нога (до этого момента опорная нога) отрывается от опорной плоскости, выдвигается вперед, становясь свободной ногой. Обе конечности чередуют одинаковые движения в строго определенной последовательности, разворачивая тело из стороны в сторону и перемещая его вперед. Во время ходьбы одна нога всегда находится на опоре. Это отличает ходьбу от бега. При ходьбе существует момент, когда обе стопы одновременно касаются земли, опираясь на всю подошву. Чем быстрее идет ходьба, тем короче момент одновременного контакта обеих ног с опорной поверхностью.

Прослеживая при ходьбе изменение положения ОЦМ, можно заметить движение всего тела вперед, вверх и в стороны в горизонтальной, фронтальной и сагиттальной плоскостях. Наибольшее смещение происходит вперед в горизонтальной плоскости. Смещение вверх и вниз составляет 3–4 см, а в стороны (боковые колебания) 1–2 см. Характер и степень этих сдвигов подвержены значительным колебаниям и зависят от возраста, пола и индивидуальных особенностей. Совокупность этих факторов определяет индивидуальность походки, которая может меняться под влиянием тренировок. При ускорении ходьбы шаг меняется на бег. Бег отличается от ходьбы тем, что в нём есть безопорная фаза движения.

Для сохранения равновесия любого тела должно быть равенство действующих на него сил: силы тяжести и силы реакции опоры.

Для характеристики условий равновесия человеческого тела необходимо определение местонахождения ОЦМ. При определении равновесия двух тел необходимо не только определить положение ОЦМ каждого тела, но и положение их общего ОЦМ. Например, в борьбе дзюдо соперники во время выполнения одним из них броска, располагают свои центры масс в разных местах. Атакующий (тори) должен располагать свой ОЦМ ниже по сравнению с расположением ОЦМ защищающегося (Уке). Это связано с тем, что тори должен оказаться ниже тела Уке и из этого положения поднять свое тело и тело Уке, чтобы выполнить бросок. Положение ОЦМ спортсменов помогают определить угол равновесия и угол атаки. Для этого определяется общий центр масс тела Тори ($ОЦМ_{(T)}$), Уке ($ОЦМ_{(Y)}$) и системы взаимодействия тел ($ОЦМ_{(C)}$). Угол неустойчивости системы тел ($\varphi_{(c)}$) определяется как угол между точкой опоры и ($ОЦМ_{(C)}$) по отношению к её высоте ($h - ОЦМ_{(C)}$). Расстояние от точки опоры до точки проекции ($ОЦМ_{(C)}$) показывает отношение к границе устойчивости тела (d_{lim}). Для определения угла устойчивости, рассчитывается угол наклона туловища Тори относительно горизонтальной линии ($\varphi_{(H)}$). Для этого, туловище рассматривается как вектор положения, проксимальная точка которого представляет собой координаты (x, y, z) лобковой точки, а дистальная – координатами (x, y, z) надгрудной точки (рисунок 4.2).



Рисунок 4.2 – Схема определения угла устойчивости положения тел спортсменов в момент выполнения броска “uchi-mata”

Важный аспект, касающийся движения туловища Тори, заключается в том, что ему необходимо не только самому согнуть туловище, но и с помощью захватов заставить сгибать туловище Уке. Таким образом, большая часть системы взаимодействия тел ($ОЦМ_{(C)}$) двигается к пределу опорного основания, в результате чего угол неустойчивости непрерывно увеличивается, пока не превысит отметку в 90° . В этот момент система становится нестабильной, что приводит к падению.

4.1.2 Центр объёма и центр поверхности тела

При изучении движений человека в окружающей среде необходимо знать расположение центра объёма (ЦО) и центра поверхности (ЦП) тела.

Центром объёма тела называется точка приложения равнодействующей всех сил давления воды на поверхность тела (Архимедова сила). Он расположен в точке пересечения плоскостей, делящих тело на две равные по объёму половины. В водной среде на тело действуют силы давления воды.

Сила тяжести, приложенная к ОЦМ, при положении конечностей, вытянутых вдоль туловища, не совпадает с ЦО. Содержащийся в грудной клетке воздух делает верхнюю половину тела более легкой, смещая ОЦМ в сторону ног. В этом случае возникает пара сил, вызывающих вращение тела и опускание ног вниз. Для уравнивания этих двух сил, необходимо изменить положения звеньев тела, переместив их центры масс ближе к голове. Когда ЦО и ОЦМ расположены на одной вертикали, тогда, в зависимости от соотношения величин сил тяжести и давления воды, тело либо всплывает, либо тонет, либо остаётся неподвижным в воде.

Центром поверхности тела называется точка приложения равнодействующей всех сил сопротивления среды к центру поверхности. Граница поверхности сопротивления определяется по проекции границы тела на плоскость, перпендикулярную направлению движения тела относительно среды. В вертикальном положении тела, ЦП тела при перемещении в переднезаднем направлении располагается выше ОЦТ. Изменение позы вызывает изменения центра поверхности тела.

В безопорном положении если центр поверхности оказывается выше ОЦМ, то тело получает вращение головой назад. Если ЦП ниже ОЦМ – вращение головой вперёд. При расположении ОЦМ и ЦП на одной линии, параллельной направлению полета, вращения не возникает.

4.2 Биокинематические пары и цепи

Биокинематическая пара – это подвижное соединение двух костных звеньев, в которых возможности движений определяются их строением и управляющим действием мышц.

Биокинематическая цепь представляет собой последовательное соединение нескольких биокинематических пар. Понятие биокинематической цепи используется для описания движения человека.

Концепция биокинематической цепи впервые была представлена инженером-механиком Францем Рёло в 1875 г. По его предположению, звенья человеческого тела, соединённые через суставы, создают систему, в которой движение в одном суставе вызывает или влияет на движение в другом суставе кинематической связи. Эту систему можно описать при помощи биокинематических пар. Наличие ограничения движения в какой-либо биокинематической паре и цепи влияет и на характер движения во всей системе.

В 1995 г. Артур Штайндлер адаптировал теорию Рёло, представив движение в биокинематических парах и цепях как модель, характерную для физической культуры и спорта. Конечности человека он рассматривал как жесткие, перекрывающиеся последовательно сегменты, а биокинематическую цепь как «комбинацию нескольких последовательно расположенных суставов, составляющих сложную двигательную единицу».

Биокинематические цепи подразделяются на замкнутые и незамкнутые. В незамкнутой биокинематической цепи дистальный сегмент может выполнять свободные движения, не вовлекая в данный процесс другие звенья цепи. В замкнутой биокинематической цепи дистальный сегмент зафиксирован связью с собственным телом, опорой или подвесом, партнёром или соперником.

Упражнения с незамкнутой биокинематической цепью обычно характеризуются вращением в суставе. Например, при сгибании-разгибании колена основной нагрузкой на сустав является вращение проксимального отдела большеберцовой кости относительно дистального отдела бедренной кости.

Движения в незамкнутой биокинематической цепи происходят по одной первичной оси. Во время упражнения на сгибание-разгибание колена движение в основном происходит в сагиттальной плоскости.

По определению Штейндлера упражнения с замкнутой биокинематической цепью представляют собой движения, когда дистальный сегмент встречает «значительное» внешнее сопротивление, препятствующее свободному движению. Следовательно, это система, в которой

ни проксимальный, ни дистальный сегменты не могут двигаться, не вовлекая в процесс движения другие звенья биокинематической цепи. При этом, замкнутая биокинематическая цепь определяется как «сопротивление через дистальную часть конечности и остается зафиксированным на конечности». Примером этого является приседание из положения стоя, когда ступни остаются фиксированными на опоре, а поверхность опоры оказывает значительное сопротивление в ответ на вес тела спортсмена.

Упражнения с замкнутой биокинематической цепью все чаще и чаще включаются в программы по восстановлению двигательной активности в суставах из-за присущей им функциональной стимуляции мышц.

4.2.1 Характеристики упражнений с незамкнутой биокинематической цепью

Упражнения с незамкнутой биокинематической цепью позволяют двигаться в дистальном сегменте, в то время как движение ограничивается одним суставом. Обычно это упражнения для улучшения силы и диапазона движений. Для них характерно увеличение силы вращения относительно оси и ускорение движения. При этом, при снижении сил сопротивления, отмечается увеличение деформации механорецепторов суставов и мышц. Для данных упражнений характерны концентрические силы ускорения и эксцентрического замедления.

Как пример выполнения упражнения с незамкнутой биокинематической цепью, можно привести сгибание-разгибание ноги в коленном суставе с отягощением из положения сидя на тренажёре. Для придания телу устойчивости руки держатся за рукоятки тренажера, а при их отсутствии, за край скамьи или сбоку за бёдра. В исходном положении – колени согнуты, голени располагаются за валиками тренажера (рисунок 4.3).



Рисунок 4.3 – Пример упражнения с незамкнутой биокинематической цепью (разгибание ног)

Это упражнение можно разделить на две фазы: фазу разгибания ног и фазу сгибания ног при возвращении в исходное положение.

Количество одновременно движущихся сегментов обычно ограничено одним звеном. Один сегмент сустава (например, бедренная кость) остается неподвижным во время упражнения на сгибание-разгибание колена, в то время как другой сегмент, образующий сустав (например, большеберцовая кость), подвижен.

Этот тип упражнений обеспечивает более изолированную активацию мышц, потому что для выполнения движения используется меньшее совместное их сокращение. При этом голеностопный сустав выполняет подошвенное разгибание с задействованием мышц-агонистов – сгибателей голеностопного сустава, икроножной мышцы и камбаловидной мышцы. В коленном суставе при разгибании задействованы мышцы-агонисты – разгибатели колена (четырёхглавая мышца), прямая мышца бедра, широкая латеральная мышца, широкая промежуточная мышца, широкая медиальная мышца.

Основным напряжением для сустава является вращение проксимального отдела большеберцовой кости на дистальном отделе бедренной кости. Разгибание колена в основном происходит в сагиттальной плоскости. Бедренная кость остается неподвижной, а большеберцовая кость движется. Для выполнения движения используется минимальное совместное сокращение мышц.

Тяга отягощения одной рукой вверх в упоре является ещё одним упражнением с незамкнутой кинематической цепью (может также выполняться в положении лежа). Оно выполняется из исходного положения стоя на коленях или лёжа на скамье, так, чтобы рука с отягощением не контактировала с опорой. При положении на коленях, противоположная рука используется для поддержки тела. Отягощение удерживается в руке, а рука находится в вертикальном положении. Из этого положения выполняется сгибание руки в локтевом суставе с приведением плеча в горизонтальное положение. Затем отягощение медленно опускается вниз с выпрямлением руки до исходного положения (рисунок 4.4).

Это упражнение можно разделить на две фазы: фазу подтягивания руки до горизонтального положения плеча и фазу опускания в исходное положение.

Движения в лучезапястном суставе выполняются мышцами-агонистами: глубоким сгибателем пальцев, поверхностным сгибателем пальцев, длинным сгибателем большого пальца кисти. Движение в локтевом суставе осуществляется при пассивном сгибании, когда плечо становится параллельно полу из-за силы тяжести и пассивном

разгибании, когда плечо становится перпендикулярно полу из-за силы тяжести. Движение в плечевом суставе обеспечивают мышцы-агонисты – подостная мышца, дельтовидная мышца, широчайшая мышца спины, малая круглая мышца. В плечевом поясе движения осуществляются за счёт мышц-агонистов: трапециевидной и ромбовидной.



Рисунок 4.4 – Тяга отягощения одной рукой вверх в упоре

При выполнении упражнения для трёхглавой мышцы плеча можно использовать противоположную руку для фиксации рабочей руки в плечевом суставе, чтобы не происходило движение в плечевом суставе.

Это упражнение с незамкнутой кинематической цепью можно разделить на две фазы: фазу подъёма веса в прямое положение руки и фазу опускания веса при сгибании локтя. Плечо удерживается противоположной рукой (рисунок 4.5).



Рисунок 4.5 – Упражнение для трёхглавой мышцы плеча

При выполнении упражнения движение в лучезапястном суставе выполняется за счёт мышц-агонистов: лучевого сгибателя запястья, локтевого сгибателя запястья, длинной ладонной мышцы, глубокого сгибателя, поверхностного сгибателя пальцев, длинного сгибателя большого пальца кисти. В локтевом суставе движение обеспечивают мышцы-агонисты – трёхглавая мышца плеча и локтевая мышца.

4.2.2 Характеристики упражнений с замкнутой биокинематической цепью

Упражнения с замкнутой биокинематической цепью во многом соответствуют упражнениям, классифицируемым как упражнения с несколькими суставами. В них дистальная часть конечности прикреплена к неподвижному объекту. При фиксированной дистальной части движение в любом суставе кинематической цепи требует движения также и в других суставах кинематической цепи, поэтому проксимальная и дистальная части одновременно тренируются с отягощением.

Техника выполнения упражнений с замкнутой биокинематической цепью требует последовательности движения и функциональности связанных суставов и, следовательно, скоординированных и последовательных моделей активации мышц для управления правильным движением и созданием оптимальных траекторий в суставах. Данные упражнения стимулируют проприоцептивную систему с помощью проприоцептивной обратной связи для контроля модельных параметров мышечной активации.

Основное преимущество этих упражнений – способность одновременно тренировать множество сегментов и мышечных групп.

Одним из примеров выполнения упражнения с замкнутой биокинематической цепью является выполнение приседания с отягощением из положения стоя (рисунок 4.6). Во время этого упражнения ступни остаются прикрепленными к опоре, а реакция опоры проявляется как следствие действия веса тела человека или дополнительных весов.

Движение происходит одновременно в нескольких суставах и осях нескольких суставов обеих ног: в тазобедренных, коленных, голеностопных и подтаранных, вследствие чего требуется усиление мышечного сокращения для стабилизации и контроля движений через суставы в цепи. Линейное напряжение создается в тазобедренном суставе из-за осевой нагрузки на сустав.



Рисунок 4.6 – Выполнение приседания с отягощением

Выполняется приседание до положения бедра параллельно опоре с удерживанием позвоночника в нормальном положении. Затем выполняется возврат в исходное положение. При неправильном выполнении упражнения, когда колени перемещаются вперед за проекцию плоскости стоп, увеличивается вероятность получения травмы. Стопы должны быть немного повёрнуты наружу.

Это упражнение можно разделить на две фазы: фазу опускания в положение приседа и фазу подъема в исходное положение. Предполагается, что в плечевом суставе, плечевом поясе, запястьях, руках или спине не будет никаких движений, хотя в этих областях для поддержания правильного положения требуется изометрическая мышечная активность.

В фазе приседания бедро выполняет сгибание. Мышцы-агонисты – разгибатели бедра (эксцентрическое сокращение), большая ягодичная мышца, полуперепончатая, полусухожильная, двуглавая мышца бедра. В коленном суставе выполняется сгибание. Мышцы-агонисты – разгибатели колена (эксцентрическое сокращение), прямая мышца бедра, широкая латеральная мышца, широкая промежуточная мышца, широкая медиальная мышца. В голеностопном суставе выполняется подошвенное сгибание. Мышцы-агонисты – подошвенные сгибатели (эксцентрическое сокращение), икроножная мышца, камбаловидная мышца.

В фазе подъёма в исходное положение бедро выполняет разгибание. Мышцы-агонисты – разгибатели бедра, большая ягодичная мышца, полуперепончатая, полусухожильная, двуглавая мышца бедра. В коленном суставе выполняется разгибание. Мышцы-агонисты – разгибатели колена: прямая мышца бедра, широкая латеральная мышца, широкая промежуточная мышца, широкая медиальная мышца. В голеностопном суставе выполняется подошвенное разгибание. Мышцы-агонисты – подошвенные сгибатели, икроножная мышца, камбаловидная мышца.

Упражнение выпада с отягощением выполняется из стойки «ноги врозь». Это упражнение с замкнутой кинематической цепью можно разделить на две фазы: фазу шага вперёд до положения выпада и фазу возврата в исходное положение (рисунок 4.7).



Рисунок 4.7 – Выпады со штангой

Выполняется шаг вперёд. Во время выпада бедро перемещающейся ноги стабилизируется в горизонтальном положении. Затем выполняется возврат в исходное положение. Предполагается, что в плечевом суставе, плечевом поясе, запястьях, руках или спине не будет никаких движений, хотя в этих областях для поддержания правильного положения требуется изометрическая мышечная активность.

В фазе выпада бедро выполняет сгибание. Мышцы-агонисты – разгибатели бедра (эксцентрическое сокращение), большая ягодичная мышца, полуперепончатая, полусухожильная, двуглавая мышца бедра. В коленном суставе выполняется сгибание. Мышцы-агонисты – разгибатели колена (эксцентрическое сокращение), прямая мышца бедра, широкая латеральная мышца, широкая промежуточная мышца, широкая медиальная мышца. В голеностопном суставе выполняется подошвенное сгибание. Мышцы-агонисты – подошвенные сгибатели (эксцентрическое сокращение), икроножная мышца, камбаловидная мышца.

В фазе возврата в исходное положение бедро выполняет разгибание. Мышцы-агонисты – разгибатели бедра, большая ягодичная мышца, полуперепончатая, полусухожильная, двуглавая мышца бедра. В коленном суставе выполняется разгибание. Мышцы-агонисты – разгибатели колена: прямая мышца бедра, широкая латеральная мышца, широкая промежуточная мышца, широкая медиальная мышца. В голеностопном суставе выполняется подошвенное разгибание. Мышцы-агонисты – подошвенные сгибатели, икроножная мышца, камбаловидная мышца.

Упражнение в сгибании-разгибании рук в упоре лёжа (отжимания) выполняется из положения упора лёжа на опоре, ноги вместе, ладони упираются в опору, пальцы направлены вперед с проекцией на уровне плечевых суставов. Движение выполняется с удержанием спины и ног прямыми и опусканием (подниманием) туловища со сгибанием (разгибанием) рук в локтевых суставах. Отжимание – это общее упражнение для тела, в котором мышцы шейного и поясничного отделов позвоночника, бедер, коленей, лодыжек и ступней активны изометрически, чтобы стабилизировать соответствующие области (рисунок 4.8).



Рисунок 4.8 – Сгибания-разгибания рук в упоре лёжа

Это упражнение с замкнутой кинематической цепью можно разделить на две фазы: перемещение туловища в нижнее положение и поднятие туловища в исходное положение. Подтягивания и отжимания – эффективные упражнения для мышц плечевого пояса, плечевого сустава, локтевого сустава, запястья и кисти.

При выполнении данного упражнения движения в лучезапястном суставе выполняются за счёт мышц-агонистов: лучевой сгибатель запястья, локтевой сгибатель запястья, длинная ладонная мышца, глубокий сгибатель, поверхностный сгибатель пальцев, длинный сгибатель большого пальца кисти. В локтевом суставе мышцами-агонистами являются трёхглавая мышца плеча и локтевая мышца. В плечевом суставе во время движения функцию мышц-агонистов выполняют большая грудная мышца, дельтовидная мышца, клювовидно-плечевая мышца и двуглавая мышца плеча. При движении в плечевом поясе мышцами-агонистами служат малая грудная мышца и передняя зубчатая мышца.

Упражнения с замкнутой биокинематической цепью имеют большее значение по сравнению с упражнениями незамкнутой биокинематической цепью, т. к. они более надежны и функциональны. Они более часто применяются для восстановления после травм в связи с большей их эффективностью для восстановления подвижности, что позволяет спортсмену быстрее вернуться к спортивной деятельности.

4.3 Степени свободы и степени связи в биокинематических цепях

Степени свободы в биокинематических цепях определяют количество независимых движений, допустимых при перемещении тела в пространстве. В биокинематических цепях, состоящих из нескольких звеньев, степени свободы движения определяются возможными независимыми перемещениями относительно друг друга.

В трёхмерном пространстве тело имеет шесть степеней свободы (рисунок 4.9). Наряду с движениями вперёд-назад (сгибание-разгибание во фронтальной плоскости), вправо-влево (отведение-приведение в сагиттальной плоскости) и вверх-вниз (перемещение по вертикали в поперечной плоскости) по трём перпендикулярным осям, оно может совершать изменение ориентации посредством вращения вокруг этих трёх перпендикулярных осей.

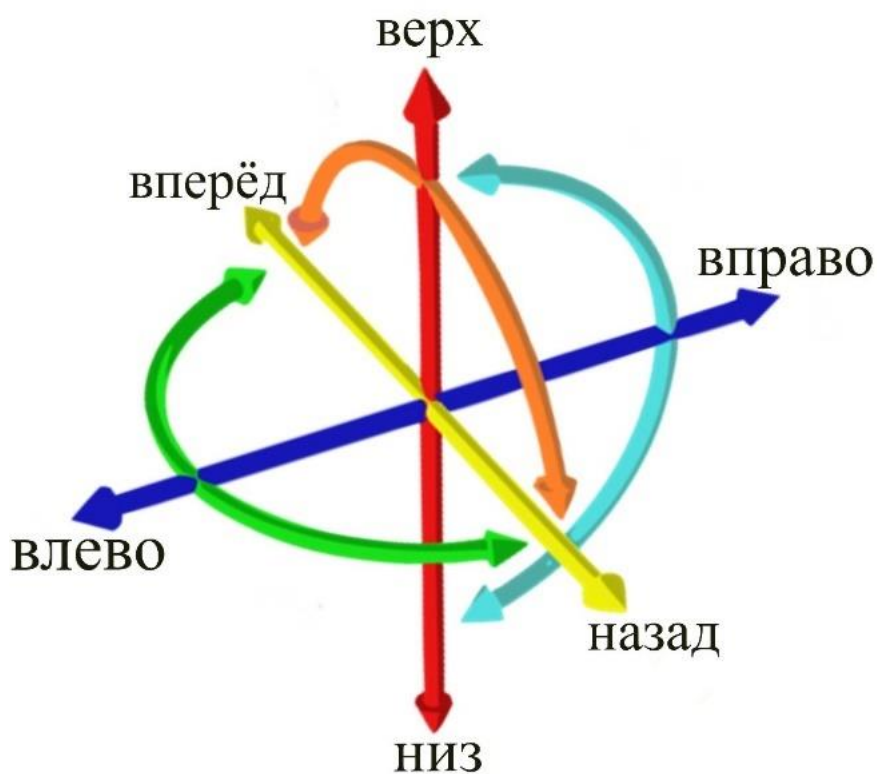


Рисунок 4.9 – Схематичное изображение шести степеней свободы

В биокинематической паре сустав, соединяющий два костных звена, является точкой, ограничивающей степени свободы. В зависимости от строения сустава количество степеней свободы в суставе может быть три, две или одна.

Шаровидный сустав, такой как плечевой, может свободно вращаться и иметь три степени свободы (отведение-приведение, сгибание-разгибание, круговое (конусообразное движение, при котором дистальный конец кости движется по окружности) вращение. В этом суставе отмечается самая большая величина движения, поскольку существует разность площадей суставных поверхностей. Суставная ямка в таком суставе мала по сравнению с величиной головки. Степени связи, ограничивающие амплитуду и скорость движения в суставе, определяются наличием вспомогательных связок, которых у типичных шаровидных суставов мало, что увеличивает свободу их движений.

Разновидностью шаровидного сустава является чашеобразный сустав. Суставная впадина его глубока и охватывает большую часть головки. Движения в таком суставе менее свободны, а большее количество вспомогательных связок способствует большей устойчивости сустава. Образцом чашеобразного сустава является тазобедренный.

Ещё одной разновидностью сустава с тремя степенями свободы является плоский сустав. Он имеет почти плоскую суставную поверхность. Его можно рассматривать как поверхность шара с очень большим радиусом, поэтому движения в таких суставах совершаются вокруг всех трех осей. Степенью связи для таких суставов является незначительная разность площадей суставных поверхностей, что даёт возможность небольшого объёма движений. К таким суставам относится крестцово-подвздошный сустав.

К суставам с двумя степенями свободы относятся двухосные суставы. Эллипсоидный сустав, поверхности которого имеют форму эллипса – одна сторона выпуклая, овальной формы с неодинаковой кривизной в двух направлениях, другая, соответственно, вогнутая. Движения в таких суставах выполняются относительно двух горизонтальных осей, перпендикулярных друг другу. Во фронтальной плоскости – сгибание-разгибание, в сагиттальной – отведение-приведение. Ограничивающие движение связки в эллипсоидных суставах располагаются перпендикулярно осям вращения, на их концах. Примером эллипсоидного сустава является лучезапястный сустав.

Мыщелковый сустав имеет выпуклую суставную головку в виде выступающего округлого отростка, близкого по форме к эллипсу. Мыщелковый сустав можно рассматривать как разновидность эллипсоидного, представляющий переходную форму от блоковидного сустава к эллипсоидному, вследствие чего основной осью вращения у него будет фронтальная. В отличие от блоковидного сустава, в мыщелковом возможны движения вокруг двух осей. В мыщелковом суставе головки не имеют правильной конфигурации эллипса и вторая

ось не обязательно будет горизонтальной. Конфигурация сустава может быть вертикальной (коленный сустав) либо располагаться в разных суставных капсулах (атлантозатылочное сочленение). При сближении мыщелок и нахождении в одной капсуле суставная головка напоминает лежащий цилиндр (блок), рассеченный посередине (пространство между мыщелками). В этом случае мыщелковый сустав по функции будет ближе к блоковидному (коленный сустав).

Седловидный сустав образован двумя седловидными поверхностями. Одна из этих поверхностей движется вдоль и поперек другой, совершая движения вокруг двух взаимно перпендикулярных осей: фронтальной (сгибание-разгибание) и сагиттальной (отведение-приведение). К таким сочленениям относится запястно-пястное сочленение первого пальца руки. В двухосных суставах возможен также переход движения с одной оси на другую, т. е. круговое движение (циркумдукция).

К суставам с одной степенью свободы относятся одноосные суставы. Одно движение может выполнять цилиндрический сустав, а именно, движение вокруг одной оси – вращение. Примером цилиндрического сочленения является вращение лучевой кости по локтевой, позволяющее выполнить ротацию предплечья.

В блоковидном суставе движения совершаются относительно фронтальной оси (сгибание-разгибание). Направляющие бороздка и гребешок, имеющиеся на сочленовных поверхностях, устраняют возможность бокового соскальзывания и способствуют движению относительно одной оси (межфаланговые сочленения пальцев). Если направляющая бороздка блока располагается не перпендикулярно к оси последнего, а под некоторым углом к ней, то при продолжении ее получается винтообразная линия. Такой блоковидный сустав рассматривают как винтообразный (голеностопный сустав). Движение в винтообразном суставе такое же, как и в чисто блоковидном сочленении. Степени связи в одноосных суставах ограничивают движение в соответствии с закономерностями расположения связочного аппарата. В цилиндрическом суставе направляющие связки будут располагаться перпендикулярно вертикальной оси вращения, в блоковидном суставе – перпендикулярно фронтальной оси и по её бокам. Такое расположение связок удерживает кости в их положении, не мешая движению.

Степени связи при движениях в суставах во многом определяются мышечным тонусом, создающим напряжение в суставе и способствующим сближению и фиксации сочленяющихся костей. Сила мышечной тяги составляет до 10 кг на 1 см поперечника мышцы. Мышцы выполняют торможение в суставе и при своём сокращении делают связки упругими и неподатливыми.

4.4 Основные движения в суставах

4.4.1 Плоскости движения

При изучении движений в суставах следует охарактеризовать их в соответствии с конкретными плоскостями движения. Плоскость движения может быть определена как воображаемая двумерная поверхность, через которую перемещается конечность или сегмент тела.

Существует три основных плоскости движения, в которых можно классифицировать различные движения суставов. Основные плоскости, которые делят тело ровно на две половины, часто называют *кардинальными плоскостями*. *Кардинальные плоскости* – это сагиттальная, фронтальная и поперечная плоскости. В каждой половине есть бесконечное количество плоскостей, параллельных кардинальным.

Хотя каждое конкретное совместное движение может быть классифицировано как находящееся в одной из трех плоскостей движения, движения обычно не полностью находятся в одной конкретной плоскости, а происходят как комбинация движений в более чем одной плоскости. Эти движения в объединенных плоскостях могут быть описаны как происходящие в диагональных или наклонных плоскостях движения.

Сагиттальная, переднезадняя или АР-плоскость делит тело спереди назад, разделяя его на правую и левую симметричные половины (рисунок 4.10). Как правило, в этой плоскости происходят сгибательные и разгибательные движения, такие как сгибание локтевого сустава, разгибание колена и приседание.

Фронтальная плоскость, также известная как боковая плоскость, делит тело пополам из стороны в сторону, разделяя его на переднюю (вентральную) и заднюю (дорсальную) половинки (рисунок 4.11). В этой плоскости происходят отводящие и приводящие движения и боковое сгибание позвоночника.

Поперечная плоскость, также известная как осевая или горизонтальная плоскость, делит тело на верхнюю и нижнюю половинки (рисунок 4.12). Как правило, вращательные движения, такие как пронация предплечья и супинация и вращение позвоночника, происходят в этой плоскости.

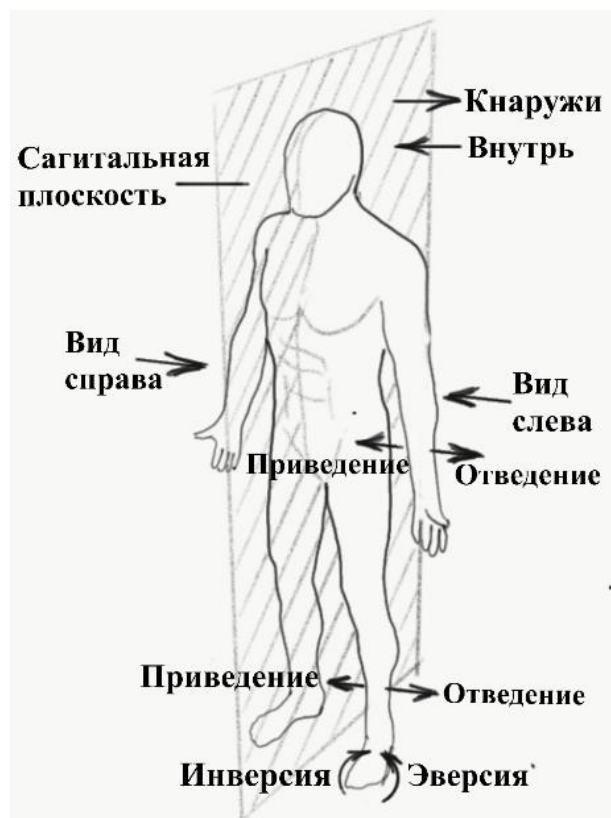


Рисунок 4.10 – Сагиттальная плоскость тела человека

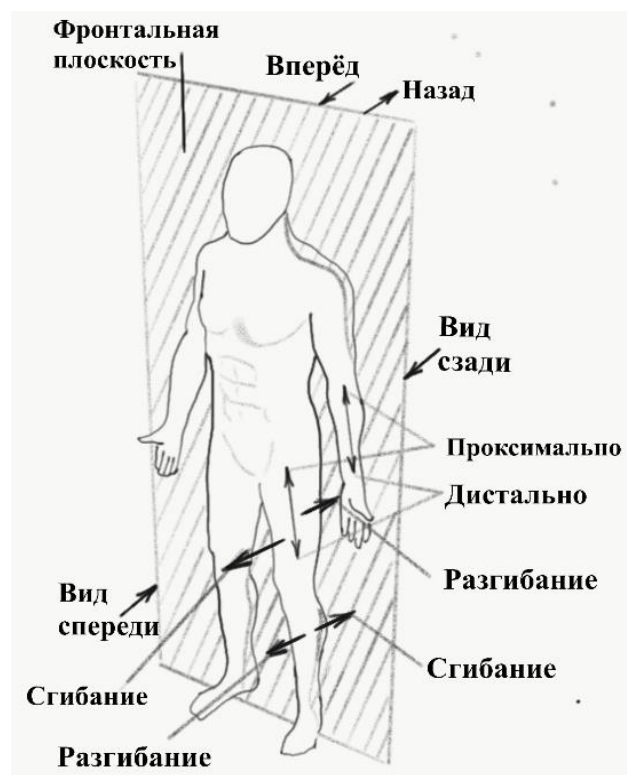


Рисунок 4.11 – Фронтальная плоскость тела человека



Рисунок 4.12 – Поперечная плоскость тела человека

Диагональная или наклонная плоскость представляет собой комбинацию нескольких плоскостей движения (рисунки 4.13, 4.14). Большинство движений в спортивной деятельности происходят где-то между параллелью и перпендикуляром к ранее описанным плоскостям в диагональной плоскости. Для дальнейшего разграничения все движения в диагональных плоскостях происходят в высокой или в одной из двух нижних диагональных плоскостей. Верхняя диагональная плоскость используется для движений сверху вниз в верхней конечности, тогда как две нижние диагональные плоскости используются для дифференциации нижних движений верхней конечности от диагональных движений нижней конечности. Поскольку движение происходит в данной плоскости, сустав перемещается или поворачивается вокруг оси, которая имеет 90-градусное отношение к этой плоскости. Оси названы в зависимости от их ориентации. В таблице 4.1 перечислены плоскости движения с их осями вращения.



Рисунок 4.13 – Движение в диагональной плоскости и ось вращения верхней диагонали верхней конечности

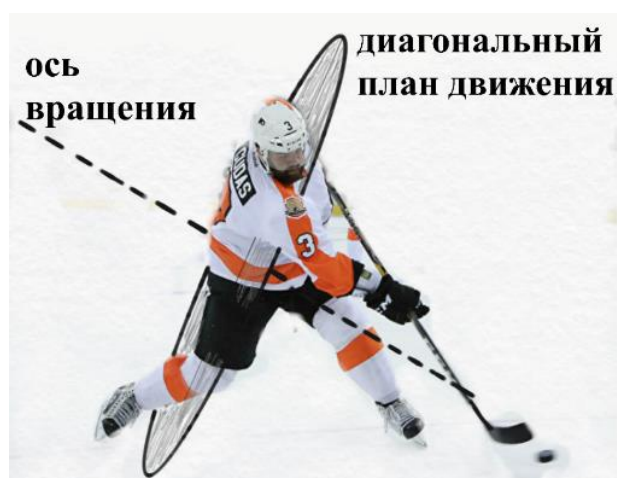


Рисунок 4.14 – Движение в диагональной плоскости и ось вращения нижней диагонали верхней конечности

Таблица 4.1 – Плоскости движения и их оси вращения

Плоскость	Описание плоскости	Ось вращения	Описание оси	Общие движения
Сагиттальная (переднезадняя)	Делит тело на правую и левую половинки	Фронтальная	Направление: медиальное / боковое	Сгибание, разгибание
Фронтальная (боковая)	Делит тело на переднюю и заднюю половинки	Сагиттальная	Направление: спереди / сзади	Отведение, приведение
Поперечная (осевая, горизонтальная)	Делит тело на верхнюю и нижнюю половинки	Вертикальная	Направление: выше / ниже	Внутреннее вращение, внешнее вращение

Если сагиттальная плоскость проходит спереди назад, то ее ось должна проходить из стороны в сторону. Поскольку эта ось имеет ту же направленную ориентацию, что и фронтальная плоскость движения, она называется аналогично.

Когда локоть сгибается и разгибается в сагиттальной плоскости, предплечье фактически вращается вокруг фронтальной оси, которая проходит в поперечном направлении через локтевой сустав. Фронтальная ось также может упоминаться как двусторонняя ось.

Движение, происходящее во фронтальной плоскости, вращается вокруг сагиттальной оси. Эта сагиттальная ось имеет ту же направленную ориентацию, что и сагиттальная плоскость движения и проходит спереди назад под прямым углом к фронтальной плоскости движения. Когда бедро отводится и приводится, происходит вращение бедра вокруг оси, проходящей спереди назад через тазобедренный сустав.

Вертикальная ось, известная как продольная или длинная ось, проходит прямо через верх головы и находится под прямым углом к поперечной плоскости движения. Когда голова поворачивается влево или вправо, череп и шейные позвонки вращаются вокруг оси, которая проходит через позвоночный столб.

Диагональная ось, известная как наклонная ось, проходит под прямым углом к диагональной плоскости. При перемещении плечевого сустава при диагональном отведении при броске рукой, его ось проходит перпендикулярно плоскости через головку плеча.

4.4.2 Анализ движения и матрица

Изменение позы тела характеризуется определенным изменением суставных углов. Благодаря таким изменениям человек целенаправленно передвигается. Следовательно, изменения суставных углов выполняют управляющую функцию относительно целостного движения.

Различают главные и корректирующие управляющие движения. Первые обязательны при каждом выполнении конкретного упражнения. Вторые облегчают выполнение упражнения и усиливают его зрительное восприятие.

Изменение положения частей тела при выполнении двигательного действия определяет программу позы. Данная программа может быть установлена эмпирически и представлена в наглядном виде (промер, хронограмма) или математически (матрица суставных углов, скоростей).

Хронограмма (диаграмма фаз двигательного действия) дает материал преимущественно для качественного анализа координационной структуры двигательного действия. Хронограмма удобна тем, что наглядно представляет соотношение фаз двигательного действия (ритм движения), а также показывает наличие групп и рядов движений, то есть движений, выполняемых одновременно и последовательно.

Индексная запись позы и ее изменения неудобна для зрительного восприятия. Вместе с тем, она дает точное количественное описание процесса и позволяет анализировать его с применением вычислительной техники.

Большинство спортивных движений можно анализировать с использованием 14-звенной модели тела человека. Для индексного описания позы тело человека представляют в виде 21-звенной модели биокинематической системы (рисунок 4.15).

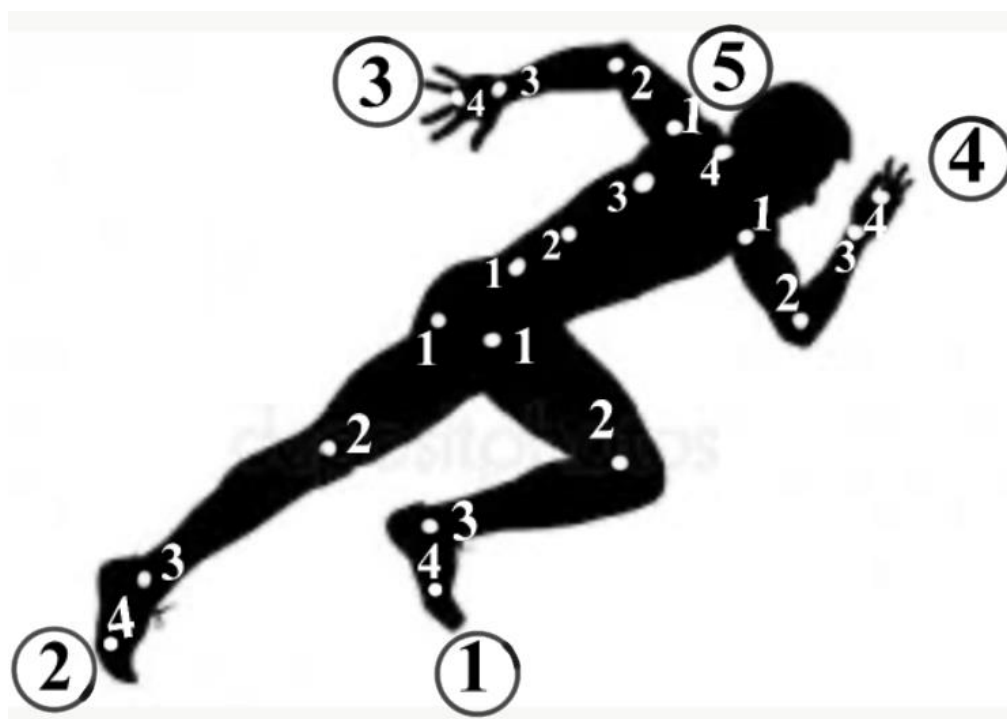


Рисунок 4.15 – Нумерация биокинематических цепей и сочленений тела человека при индексном описании позы

Для 21-звенной модели биокинематической системы, существует нумерация биокинематических цепей и суставных сочленений. Цепи нумеруются следующим образом: 1 – правая нога, 2 – левая нога, 3 – правая рука, 4 – левая рука, 5 – позвоночный столб с головой. Сочленения ног: 1 – тазобедренный сустав, 2 – коленный сустав, 3 – голеностопный сустав, 4 – плюснофаланговый сустав. Сочленения рук:

1 – плечевой сустав, 2 – локтевой сустав, 3 – лучезапястный сустав, 4 – пястнофаланговый сустав. Сочленения позвоночника: 1 – крестцово-поясничное, 2 – пояснично-грудное, 3 – грудно-шейное, 4 – атлантозатылочное сочленение.

Соответствующую нумерацию имеют и суставные движения: 1 – отведение-приведение (сгибание-разгибание), 2 – ротация (супинация-пронация), 3 – циркумдукция (конусообразное движение).

При индексном описании углового положения (ϕ) последовательно указываются: биокинематическая цепь, сустав, тип движения. Например, выражение $\phi_{121} = 90^\circ$ означает, что правая нога (1) в коленном суставе (2) согнута (1) на 90° .

Для указания момента времени, в который зафиксирована данная поза, употребляют верхние индексы, например, $\phi^{0,5}_{121} = 90^\circ$ – сгибание правой ноги в коленном суставе произошло через 0,5 с после начала наблюдения.

Для описания биомеханических характеристик движения используются различные индексы. К ним относятся: фиксирующие (буквы латинского алфавита от *a* до *h*), указывающие на то, что речь идет о каком-либо одном из возможных элементов рассматриваемой совокупности; скользящие (от *i* до *s*), указывающие на последовательный ряд всех возможных элементов: специальные (от *t* до *z*), обозначающие оси, координаты, скорости и т. п. Специальные индексы оговариваются в каждом конкретном случае. Например, V_{12} – скорость изменения положения правого колена.

При описании движения следует придерживаться следующих правил:

- все суставные углы считаются равными нулю в положении основной стойки;
- порядок измерения углов соответствует нумерации сочленений биокинематических цепей;
- измеряется не угол между звеньями, а угол поворота собственных осей дистального звена относительно собственных осей проксимального звена. Для плеча и бедра проксимальным звеном является соответствующий отдел позвоночника либо ось туловища (при использовании 14-звенной схемы тела);
- для определения изменения положения звена со стороны смотрящего, движение по часовой стрелке обозначается знаком «—», против часовой стрелки – без знака;
- направление движения 1-го типа в боковом направлении уточняется указанием угла конусообразного поворота и наоборот. Например, $\phi_{311} = 45^\circ$ ($\phi_{313} = 90^\circ$) – правая рука вниз – в сторону.

В тех случаях, когда движения выполняются во многих суставах, применяется матричное описание позы (рисунок 4.16).

$$\begin{array}{cccc} \varphi_{11} & \varphi_{12} & \varphi_{13} & \varphi_{14} \\ \varphi_{21} & \varphi_{22} & \varphi_{23} & \varphi_{24} \\ \varphi_{ikl} = \varphi_{31} & \varphi_{32} & \varphi_{33} & \varphi_{34} \\ \varphi_{41} & \varphi_{42} & \varphi_{43} & \varphi_{44} \\ \varphi_{51} & \varphi_{52} & \varphi_{53} & \varphi_{54} \end{array}$$

Рисунок 4.16 – Матрица для описания позы тела:
строки – кинематические цепи, столбцы – сочленения цепей

При описании позы тела используются матрицы углов, образовавшихся в результате движений всех типов. Но если суставные движения какого-либо типа не выполняются, то матрицы таких углов не пишутся.

Для записи меняющейся позы используют уравнение простой линейной регрессии типа $Y = a + bX$:

$$\varphi_{avc}^{t^0 \rightarrow tk} = \varphi_{avc} + \omega_{avc}^{t^0 \rightarrow tk} \cdot t,$$

где $\varphi_{avc}^{t^0 \rightarrow tk}$ – суставной угол в любой момент времени от начала до окончания движения;

φ_{avc} – угол в момент начала наблюдения;

$\omega_{avc}^{t^0 \rightarrow tk}$ – средняя угловая скорость данного движения от начального до конечного момента времени;

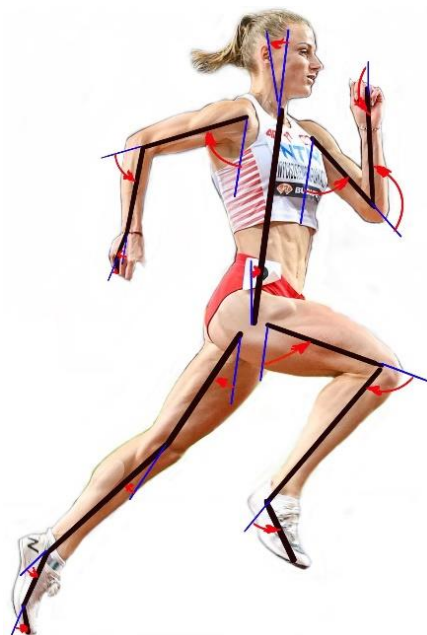
t – момент времени, для которого определяется суставной угол.

Вместо скорости одного суставного угла может быть записана матрица угловых скоростей (рисунок 4.17).

$$\begin{array}{cccc} \omega_{11} & \omega_{12} & \omega_{13} & \omega_{14} \\ \omega_{21} & \omega_{22} & \omega_{23} & \omega_{24} \\ \varphi_{ikc}^{t^0 \rightarrow tk} = \varphi_{ikc} + \omega_{31} & \omega_{32} & \omega_{33} & \omega_{34} \\ \omega_{41} & \omega_{42} & \omega_{43} & \omega_{44} \\ \omega_{51} & \omega_{52} & \omega_{53} & \omega_{54} \end{array}$$

Рисунок 4.17 – Матрица угловых скоростей $t_0 \rightarrow tk$

В качестве примера определения позы спортсмена можно привести угловые положения при беге (рисунок 4.18).



$$\varphi^{0,2}_{ikl} = \begin{matrix} 74 & -101 & 58 & 0 \\ -24 & -11 & 19 & 36 \\ -72 & 74 & -11 & 11 \\ 47 & 36 & 0 & -180 \\ -6 & 0 & 0 & 16 \end{matrix}$$

Рисунок 4.18 – Индексное описание позы тела человека при беге

4.4.3 Движения в суставах

Во многих суставах возможно несколько разных движений. Некоторые суставы допускают только сгибание и разгибание, другие допускают широкий диапазон движений, в значительной степени зависящих от строения сустава.

Обозначается область, через которую сустав обычно может свободно и безболезненно перемещаться, как диапазон движения. Конкретная величина движения, возможная в суставе или диапазон движения, может быть измерена с помощью инструмента, известного как гониометр. Гониометр имеет подвижный рычаг, неподвижный рычаг и ось или точку опоры. Измерение доступного диапазона движения в суставе или углов, созданных костями сустава, называют *гониометрией*.

При использовании терминологии движения важно понимать, что эти термины используются для описания фактического изменения положения костей относительно друг друга. Можно сказать, при описании движения колена – «согнуть голень в колене». Это движение приводит к тому, что голень приближается к бедру.

При описании сгибания ноги в коленном суставе можно сказать «согнуть ногу», что означает сгибание колена. Термины движения используются для описания движения, происходящего во всем диапазоне движения или в очень небольшом диапазоне. Как пример сгибания колена: можно согнуть колено во всем диапазоне, начав с полного разгибания колена (ноль градусов сгибания колена) и согнув его полностью, чтобы пятка соприкасалась с ягодицами. Это составляет примерно 140° сгибания. Можно начать со сгибания колена на 90° , а затем согнуть его еще на 30° . Это движение приводит к общему углу сгибания колена 120° , хотя колено согнуто только на 30° . В обоих примерах колено находится в разной степени сгибания. Можно начать со сгибания колена на 90° и разогнуть его на 40° , что приведет к углу сгибания в 50° . Несмотря на то, что мы выпрямляли ногу в коленном суставе, оно все еще согнуто, только меньше чем раньше.

На описанном выше примере смещалась дистальная конечность относительно проксимальной, которая обычно является более неподвижной. Однако в каждом суставе есть примеры, когда дистальный сегмент может быть более неподвижным, и мы перемещаем проксимальный сегмент по отношению к нему. Примером является приседание из положения стоя. При приседании бедро движется к неподвижной голени, приводя к сгибанию колена, которое можно определить как сгибание бедра в колене.

Некоторые термины движения могут использоваться для описания движения в нескольких суставах по всему телу, тогда как другие термины относительно специфичны для сустава или группы суставов (рисунок 4.19). Пример сагиттальной плоскости движений: разгибание левого пальца стопы, лодыжка (подошвенное сгибание), колено, бедро, плечо, локоть, запястье, пальцы, поясничный и шейный отделы позвоночника; сгибание правого пальца стопы, голеностопного сустава (дорсифлексия), колена, бедра, плеча, локтя, запястья и пальцев (рисунок 4.19 (а)). Пример движений во фронтальной плоскости: отведение левого поперечного сустава предплюсны (вывертывание), плеча, запястья, пальцев и плечевого пояса (вращение вверх), поясничного отдела (боковое сгибание вправо) и шейного отдела позвоночника (боковое сгибание влево), и правое бедро; приведение правых поперечных суставов предплечья / голеностопного сустава (инверсия), плеча, запястья, пальцев и плечевого пояса (вращение вниз) (рисунок 4.19 (б)). Пример поперечных плоскостных движений: внутреннее вращение правого бедра, левого плеча, лучезапястных суставов (пронация); внешнее вращение левого колена, бедра, правого плеча, лучезапястных суставов (супинация) и поясничного (правое вращение) и шейного отдела позвоночника (правое вращение) (рисунок 4.19 (в)).



а

б

в

Рисунок 4.19 — Совместные движения звеньев тела

4.4.4 Основные понятия, описывающие движение

Для удобства восприятия, понятия, описывающие движение, удобно группировать в соответствии с областью тела и соединять их с противоположными терминами, где это применимо. Кроме того, префиксы гипер- и гипо- могут сочетаться с этими терминами, чтобы подчеркнуть движение выше и ниже нормы соответственно. Из этих объединенных терминов гиперэкстензия является наиболее часто используемым.

К основным понятиям относятся:

- *отведение (абдукция)*: боковое движение от средней линии туловища во фронтальной плоскости. Примером является поднятие рук или ног в сторону горизонтально;

- *приведение (аддукция)*: движение к средней линии туловища во фронтальной плоскости. Примером является опускание руки в сторону или бедра назад в анатомическое положение;

- *сгибание*: сгибательное движение, которое приводит к уменьшению угла в суставе, соединяющего звенья тела, обычно в сагиттальной плоскости. Примером является локтевой сустав, когда рука тянется к плечу;

- *разгибание*: выпрямляющее движение, которое приводит к увеличению угла в суставе, раздвигая кости, обычно в сагиттальной плоскости. Например, при разгибании локтя рука отходит от плеча;

– *круговое движение (циркумдукция)*: круговое движение конечности, которая очерчивает дугу или описывает конус. Это комбинация сгибания, разгибания, отведения и приведения. Иногда упоминается как вращение. Например, когда плечевой или тазобедренный сустав движется по кругу вокруг фиксированной точки, по часовой стрелке или против часовой стрелки;

– *отведение по диагонали*: движение конечностью через диагональную плоскость вдали от средней линии тела, например, в тазобедренном или плечевом суставе;

– *диагональное приведение*: движение конечностью через диагональную плоскость к средней линии тела и поперек нее, например, в тазобедренном или плечевом суставе;

– *внешнее вращение*: вращательное движение вокруг продольной оси кости от средней линии тела. Происходит в поперечной плоскости и также известен как вращение в поперечном направлении, вращение наружу и боковое вращение;

– *внутреннее вращение*: вращательное движение вокруг продольной оси кости к средней линии тела. Происходит в поперечной плоскости и также известно как вращение внутрь и медиальное вращение.

Движения в голеностопном суставе и стопе описывают:

– *эверсия (выворот)*: поворот подошвы стопы наружу или сбоку во фронтальной плоскости, отведение. Примером является перенос центра тяжести на внутренний край стопы;

– *инверсия*: поворот подошвы стопы внутрь или медиальное движение во фронтальной плоскости, приведение. Примером является перенос центра тяжести на внешний край стопы;

– *дорсальное (тыльное) сгибание*: сгибательное движение голеностопного сустава, в результате которого верхняя часть стопы движется в направлении передней голени в сагиттальной плоскости;

– *подошвенное сгибание*: разгибательное движение голеностопного сустава, в результате которого ступня и (или) пальцы ног отходят от тела в сагиттальной плоскости;

– *пронация*: положение стопы и голеностопного сустава, возникающее в результате сочетания движений в голеностопном суставе, вывернутой подтаранной области и отведения передней части стопы;

– *супинация*: положение стопы и голеностопного сустава, возникающее в результате сочетания подошвенного выпячивания голеностопного сустава, субтаранной инверсии и приведения передней части стопы (схождение).

Движения лучезапястного сустава описывают:

- *пронация*: вращение внутрь в поперечной плоскости таким образом, чтобы сустав лежал по диагонали поперек локтевой кости, что приводит к положению предплечья ладонью вниз;
- *супинация*: вращение наружу в поперечной плоскости так, чтобы сустав лежал параллельно локтевой кости, что приводит к положению предплечья ладонью вверх.

Движения плечевого пояса описывают:

- *опускание*: движение плечевого пояса вниз во фронтальной плоскости. Примером является возвращение в нормальное положение плечами после пожимания ими;
- *однимание*: движение плечевого пояса вверх во фронтальной плоскости. Пример – пожимание плечами;
- *отведение (протракция)*: поступательное движение плечевого пояса в горизонтальной плоскости от позвоночника. Отведение лопатки;
- *приведение (аддукция)*: обратное движение плечевого пояса в горизонтальной плоскости к позвоночнику. Приведение лопатки;
- *вращение вниз*: вращательное движение лопатки во фронтальной плоскости с нижним углом лопатки, движущимся медиально и вниз. Происходит прежде всего при возврате от вращения вверх. Нижний угол может немного сместиться вверх, так как лопатка продолжает вращаться очень сильно вниз;
- *вращение вверх*: вращательное движение лопатки во фронтальной плоскости, причем нижний угол лопатки движется вбок и вверх.

Движения плечевого сустава описывают:

- *горизонтальное отведение*: движение плечевой кости в горизонтальной плоскости от средней линии тела. Также известен как горизонтальное разгибание или поперечное отведение;
- *горизонтальное приведение*: движение плечевой кости в горизонтальной плоскости к средней линии тела. Также известен как горизонтальное сгибание или поперечное приведение;
- *разведение рук*: перемещение плечевой кости от тела в лопаточной плоскости. Отведение рук в суставных впадинах на плоскости от 30° до 45° между сагиттальной и фронтальной плоскостями.

Движения позвоночника описывает:

- *боковое выпячивание (изгиб в стороны)*: движение головы и (или) туловища во фронтальной плоскости в сторону от средней линии. Отведение позвоночника;
- *восстановление положения*: возврат позвоночника во фронтальной плоскости в анатомическое положение из бокового выпячивания. Приведение позвоночника.

Движения запястья и кисти описывают:

- *дорсальное сгибание*: разгибательное движение запястья в сагиттальной плоскости, когда дорсальная или задняя сторона кисти движется в направлении задней стороны предплечья;
- *ладонное сгибание*: сгибательное движение запястья в сагиттальной плоскости, когда передняя сторона кисти движется к передней стороне предплечья;
- *радиальное сгибание (радиальное отклонение)*: отводящее движение запястьем во фронтальной плоскости в сторону большого пальца руки в направлении бокового предплечья;
- *локтевое сгибание*: приводящее движение в области запястья во фронтальной плоскости стороны маленького пальца кисти к медиальному предплечью;
- *движение большого пальца вниз*: диагональное движение большого пальца по ладонной поверхности кисти для контакта с пальцами;
- *движение большого пальца вверх*: диагональное движение большого пальца, когда он возвращается в анатомическое положение от противостояния рукой или пальцами.

4.5 Звенья тела как рычаги и маятники

4.5.1 Рычаги в биокинематических цепях

Скелетные мышцы, представляющие собой активный элемент движения, прикрепляясь к костям, являющимся пассивным элементом движения, посредством мышечного сокращения определяют движение. Движение возможно благодаря суставным сочленениям, представляющие собой соединительный элемент костных звеньев. Весь опорно-двигательный аппарат держится на системе рычагов.

Костными рычагами называются звенья тела, подвижно соединённые в суставах. Основная задача костных рычагов заключается в передаче движения на расстояние. Работа в рычагах обеспечивается за счёт мышц, прикреплённых к костному звену.

Функция мышц состоит в преодолении сопротивления и изменении положения костей, к которым они прикреплены, и противодействию нагрузкам, прикладываемым к этим костям. Сокращающаяся мышца оказывает тяговое усилие на кость, и преодолеваемая система сила-сопротивление сравнима с механическим рычагом, состоящим

из следующих элементов: точка опоры – ось вращения (обычно это сустав, но может быть местом опоры или захвата), точка приложения сил (вес, смещение сегмента тела, сила тяжести и т. д.), плечо силы и плечо рычага. Мерой действия силы на рычаг является создаваемый силой момент относительно точки опоры. Он определяется произведением силы на её плечо.

В частности, сила локализуется в точке приложения мышцы на перемещаемой кости и создаёт усилие в точке, где происходит преодоление силы тяжести, а точка опоры представлена точкой, расположенной в суставе, которая остается неподвижной.

Однако для того, чтобы понять, как классифицировать механические рычаги, необходимо определить понятия плеча силы и плеча рычага. Первое обозначает расстояние, отделяющее точку опоры от точки приложения силы, а второе – расстояние между точкой опоры и вектором прилагаемого усилия.

Классификация рычагов. В человеческом теле рычаги классифицируются по отношению действия сил относительно точки опоры и подразделяются на рычаги первого рода (двуплечий) и второго рода (одноплечий). В рычаге первого рода (иногда его называют рычагом равновесия) действия сил находятся по разные стороны относительно точки опоры. Как пример, движение головы вперёд-назад осуществляется относительно точки опоры, каковой является атлантозатылочное сочленение. Передняя и задняя части черепа являются попеременно либо точками приложения сил, либо плечами рычага (рисунок 4.20 (а)). В рычаге второго рода действия сил находятся по одну сторону относительно точки опоры. Следует отметить, что рычаг второго рода подразделяется на рычаг силы и на рычаг скорости. В рычаге силы движущая сила (сила мышечной тяги) оказывает действие на длинное плечо рычага, а сила сопротивления (сила тяжести) – на короткое (рисунок 4.20 (б)). В данном случае выполнение движения требует большой мышечной силы, вследствие чего данный вид одноплечего рычага и называется *рычагом силы*. В рычаге скорости сила мышечной тяги приложена на коротком плече, а сила тяжести – на длинном. В этом случае происходит выигрыш в скорости и амплитуде движения, но проигрыш в силе, действующей в точке приложения сил (рисунок 4.20 (в)).

Следует отметить, что в зависимости от положения биомеханической цепи, в одном и том же сочленении может создаваться и рычаг первого рода, и рычаг второго рода. Как пример можно привести рычаг, созданный в локтевом суставе. При сгибании-разгибании руки с опущенным локтевым сочленением вниз движущая сила, обеспечиваемая двуглавой мышцей плеча, находится по одну сторону

от точки опоры (локтевой сустав) с силой сопротивления, создаваемой отягощением – одноплечий рычаг (рисунок 4.21 (а)). При поднятии руки над головой движущая сила трёхглавой мышцы плеча и сила сопротивления отягощения находятся по разные стороны от точки опоры (локтевой сустав) – двухплечий рычаг (рисунок 4.21 (б)).

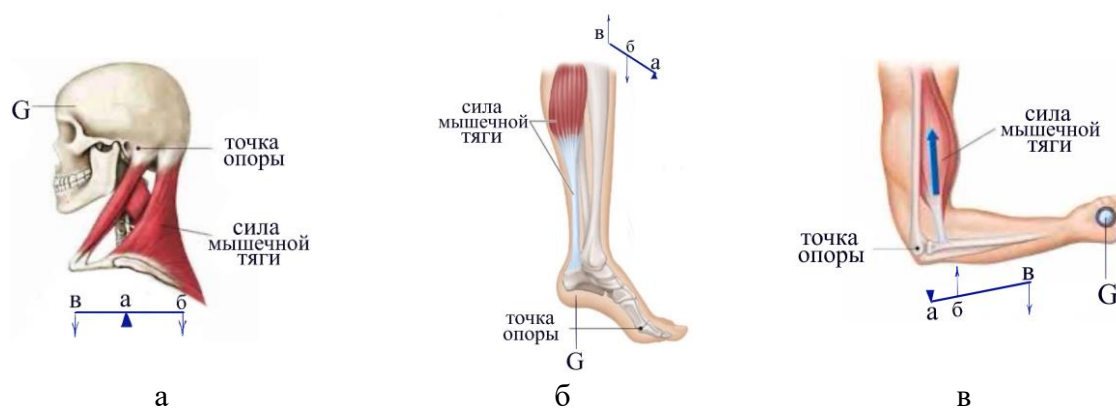


Рисунок 4.20 – Виды рычагов

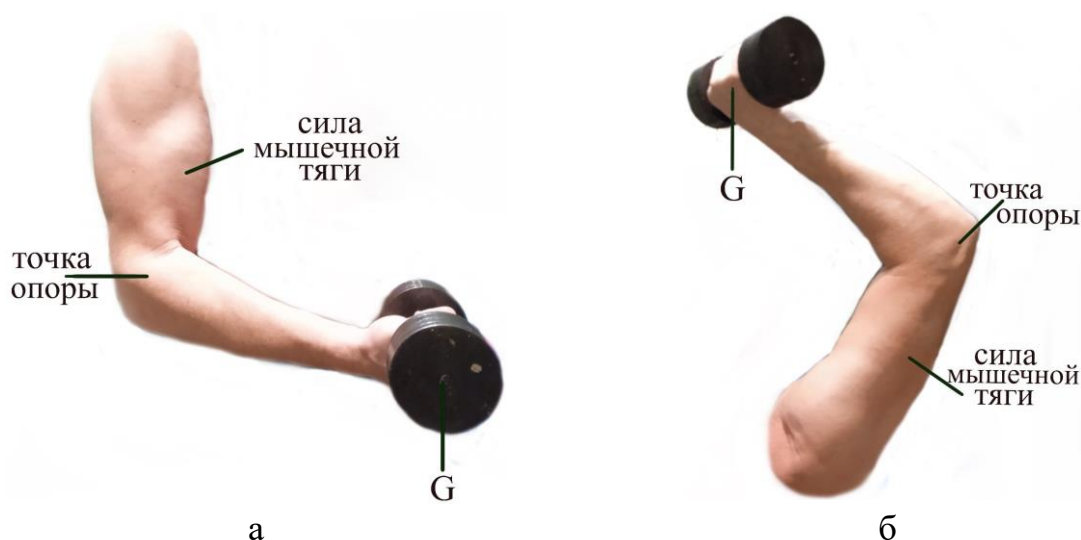


Рисунок 4.21 – Разновидности одноплечего и двухплечего рычага в зависимости от характера движения

4.5.2 Условия равновесия и ускорения костных рычагов

Условие создания равновесия в рычаге определяется равенством моментов сил относительно точки опоры (оси рычага). В случае, когда один из моментов сил больше другого, происходит ускорение в направлении действия силы.

При выполнении движения при неравенстве сил возникает либо положительное ускорение (в сторону движения), либо отрицательное (торможение звена). При положительном ускорении звена момент движущих сил преобладает над моментом тормозящих сил. При отрицательном – преобладание тормозящих сил над движущими.

Движение в рычаге происходит под воздействием силы мышечной тяги. Наибольшая сила достигается, когда тяга осуществляется под прямым углом. В этом случае плечо силы (d) соответствует плечу рычага (L). Тогда, когда тяга осуществляется под острым или тупым углами, происходит проигрыш в силе, так как плечо силы в этом случае будет меньше, чем плечо рычага (треугольником обозначена точка опоры, L – плечо рычага, d – плечо силы) (рисунок 4.22). В человеческом теле тяга в одном изолированном рычаге всегда выполняется под острым или тупым углом, так как мышца всегда крепится вблизи сустава, что является ещё одной причиной проигрыша в силе. И только совокупность движений в нескольких рычагах может создать тянущее движение, близкое к прямому углу.

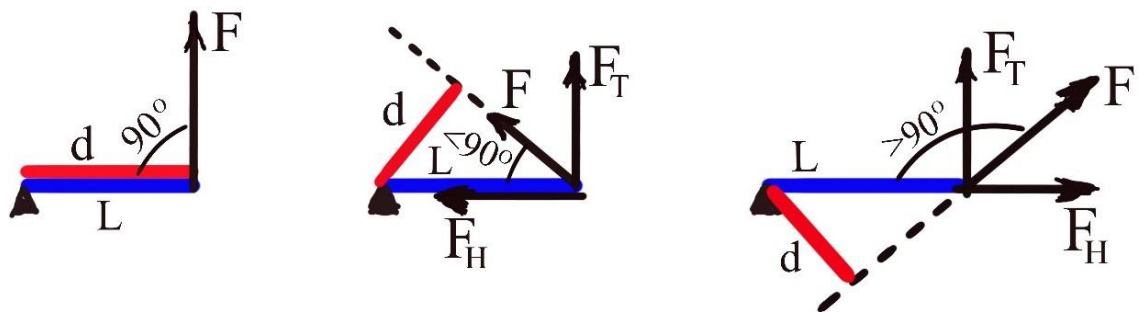


Рисунок 4.22 – Виды тяги в рычагах

Если сила приложена под углом, отличным от прямого, её можно разложить на тангенциальную (F_T) и нормальную (F_N). Тангенциальная сила влияет на скорость движения рычага. Нормальная сила, направленная вдоль рычага, прижимает суставные поверхности костей друг к другу, укрепляя сустав.

4.5.3 Биокинематические маятники

Движения звеньев тела, выполняющиеся по инерции, можно отнести к маятниковым движениям. В этом случае закреплённое в суставном сочленении звено или биокинематическая цепь под действием силы тяжести, за счёт ранее приобретённой кинетической

энергии, выполняет движения по инерции вверх и вниз. Эти качания маятника зависят от амплитуды движения. Как пример можно привести маятниковые качания ног при беге и ходьбе, а также разгибания и сгибания в суставах свободного звена незамкнутой цепи рук и ног.

Для увеличения скорости свободно перемещающихся звеньев необходимо либо увеличение силы или плеча, либо уменьшение радиуса инерции.

Несколько взаимосвязанных маятников, выполняющих качательные движения, называются *составными маятниками*. Маятниковые движения рук и ног при беге и ходьбе создают переменность механики движения, что заставляет координировать возникающие моменты сил.

Контрольные вопросы

- 1 В чем заключается геометрия масс тела?
- 2 Как влияет положение общего центра масс тела на сохранение устойчивости?
- 3 Какая взаимосвязь положения центра объёма и центра поверхности тела?
- 4 Что представляют собой биокинематические пары и цепи?
- 5 Опишите влияние применения упражнений с замкнутой и незамкнутой биокинематическими цепями на организм занимающихся.
- 6 Дайте характеристику влияния степеней свободы и степеней связи на выполнение движения.
- 7 Охарактеризуйте основные плоскости движения.
- 8 Как анализируется движение? Опишите движение в суставах.
- 9 Какие основные понятия, описывающие движение, Вы знаете?
- 10 Охарактеризуйте действие рычагов и маятников в человеческом теле.

5 БИОДИНАМИКА МЫШЦ

5.1 Структурные компоненты скелетной мышцы

5.1.1 Современная модель мышцы

Мышечная система состоит из скелетных, гладких и сердечных мышц. Движение человека обеспечивают скелетные мышцы, которые сокращаются или удлиняются под воздействием нервной системы. Мышца является исполнительным органом обеспечения движения. Она соединена с костной системой сухожилия, которое позволяет передавать мышечную силу костным рычагам, мобилизующиеся во время движения.

Скелетные мышцы не только активируются для движения, они также могут быть задействованы для управления или остановки движений, вызванных внешними силами, такими как сопротивление гравитации для сохранения осанки. Мышцы также активируются для стабилизации суставов, особенно при перемещении дистальных сегментов конечностей.

Скелетная мышца имеет очень организованную структуру с соединительной тканью, окружающей различные компоненты мышцы. Мышечные волокна окружены соединительной тканью, называемой *эндомизием*. Мышечные пучки, которые представляют собой пучки мышечных волокон, покрыты соединительной тканью, называемой *перимизием*, а вся мышца окружена соединительной тканью, называемой *эпимизием*. Все соединительные ткани, связанные с различными компонентами мышцы, переплетаются с коллагеном сухожилия, передавая силу, создаваемую мышцей, к кости, к которой она прикрепляется (рисунок 5.1).

Внутри сарколеммы находится набор миофибрилл, соответствующих сократительному аппарату. Эти миофибриллы состоят из последовательности саркомеров, которые являются мельчайшими сократительными элементами скелетной мускулатуры, которые, в свою очередь, состоят из двух основных белковых структур: актиновых миофиламентов и миозиновых цепей. Саркомеры соединены друг с другом Z-линиями на каждом конце. Миозиновые миофиламенты встречаются в середине саркомера на M-линии. Более темные участки (полоса А) и более светлые области (полоса Н и полоса I), придающие хорошо известный поперечно-полосатый вид мышце, на самом деле

соответствуют расположению миофиламентов актина и миозина. Взаимодействие этих двух нитей лежит в основе всех силовых порождений, обеспечивающих движение, согласно теории скользящих нитей. Это явление запускается поступлением потенциала действия на мышечное волокно, в частности, благодаря высвобождению ионов кальция (Ca^{2+}), которые взаимодействуют с актиновыми и миозиновыми филаментами.

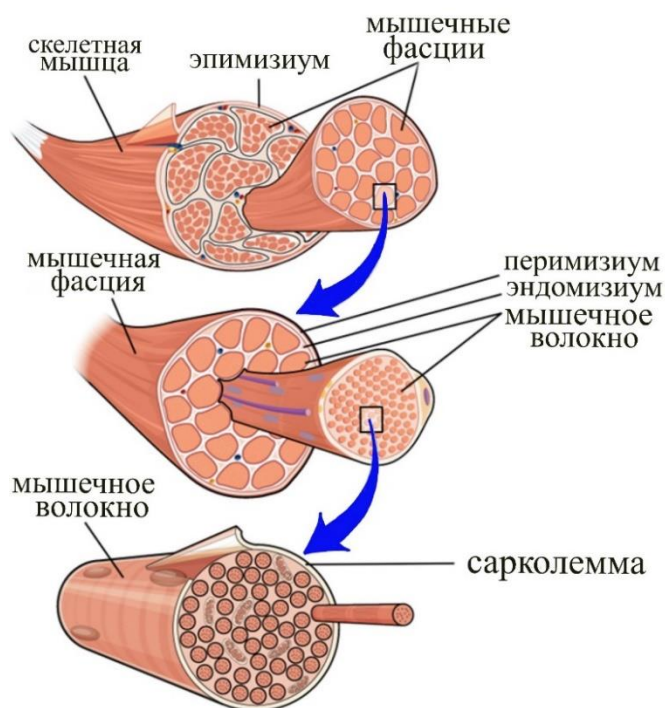


Рисунок 5.1 – Структура скелетной мышцы (слои соединительной ткани)

Толстые миозиновые филаменты прикрепляются к более тонким актиновым филаментам через свои головки, образуя, таким образом, актин-миозиновые мостики. Во время сокращения миозиновые филаменты, оставаясь неподвижными, оказывают вытяжение на актиновые филаменты, заставляя актиновые филаменты скользить по миозину. Это соскальзывание приводит к тому, что саркомер укорачивается, а затем сокращается мышца. Чем больше количество циклов отрыва и фиксации миозиновых головок, тем выше сила, создаваемая при движении. Однако этот цикл осуществляется в течение фиксированного периода времени. Таким образом, при более быстрых мышечных сокращениях количество циклов будет ограничено, как и создаваемая сила. Соотношение силы и скорости на мышечном уровне и производство взрывного движения в целом зависят от времени, необходимого для завершения цикла скольжения нити (рисунок 5.2).

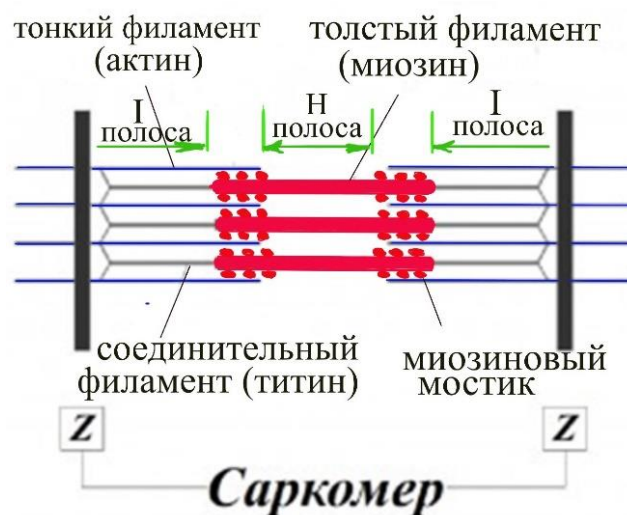


Рисунок 5.2 – Схема строения саркомера

Миозин имеет длинный волокнистый хвост и шаровидную головку, которая связывается с актином. Ионы кальция связываются с актином. Головка миозина также связывается с аденозинтрифосфорной кислотой (АТФ), которая обеспечивает энергию, необходимую для сокращения мышц (рисунок 5.3).

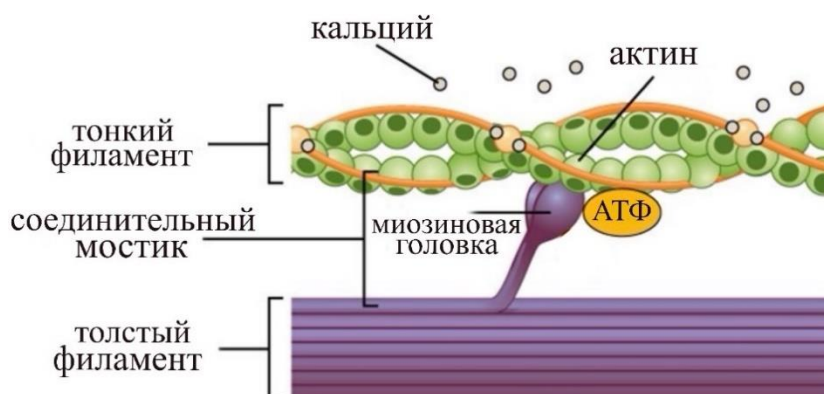


Рисунок 5.3 – Схема взаимодействия актиновых и миозиновых филаментов

5.1.2 Механические свойства мышц

Типология мышц, т. е. состав мышечных волокон и состав коллагеновых волокон сухожилия, влияет как на механические свойства этих тканей, так и на прочность и скорость действия опорно-двигательного аппарата. Таким образом, жесткость, указывающая на сопротивление упругой деформации тела, является одним из механических свойств, влияющих на зависимость силы и скорости.

Для оценки механических свойств всех структур, составляющих мышечно-сухожильную систему, существуют реологические модели. Наиболее широко используемой остается модель, описанная ещё в 1938 г. Арчибальдом Вивианом Хиллом. Эта модель до сих пор используется для интерпретации многочисленных экспериментов, проведенных на изолированных мышцах *in vitro* и *in situ*. Она включает в себя три компонента: сократительный (контрактивный) элемент (СЭ), последовательный упругий компонент (ПоУК) и параллельный упругий компонент (ПаУК). В последнее время в трёхкомпонентную модель мышцы включен четвертый элемент – демпфирующий (ДЭ), определяющий рассеивание энергии (рисунок 5.4).

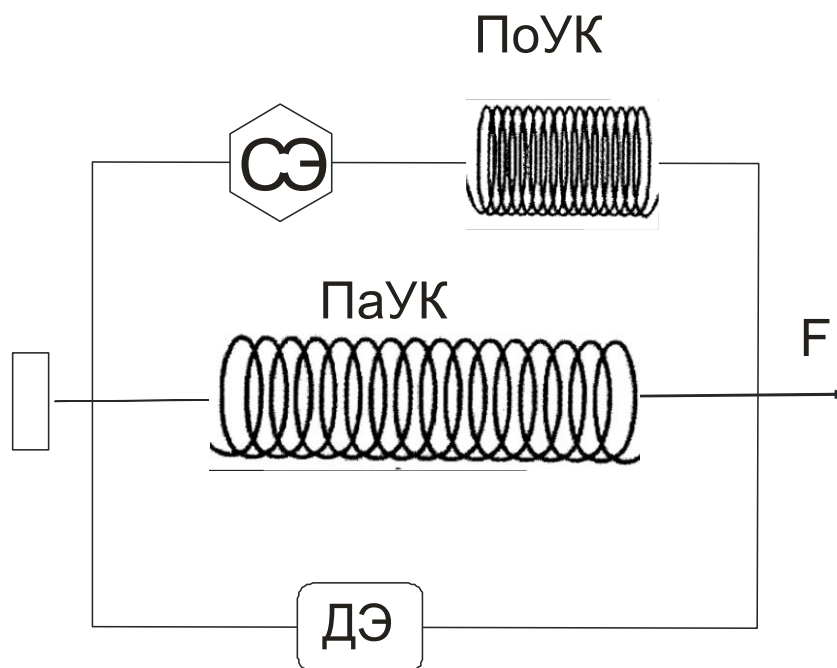


Рисунок 5.4 – Схематическое изображение механической модели скелетной мышцы

ПоУК и ПаУК являются анатомически обособленными эластичными структурами. Их название возникло в зависимости от их расположения относительно сократительного элемента. ПоУК передаёт силу при сокращении мышцы. Он делится на активный и пассивный подкомпоненты. Пассивный субкомпонент соответствует упругим свойствам сухожильных структур. Активный субкомпонент соответствует существующей жесткости на актин-миозиновых мостиках и увеличивается с ростом напряжения мышцы. Рост жесткости с увеличением напряжения практически линейен и не зависит от длины мышцы, уровней возбуждения и утомления.

ПаУК способствует при мышечном напряжении передаче этого напряжения на сустав, не завися от напряжения сократительного элемента. Он анатомически совпадает с пассивными структурами: соединительными тканями, сарколеммой, мышечными оболочками (эпимизий, перимизий, эндомизий), а также с остаточным взаимодействием между сократительными белками. Демпфирующие свойства ПаУК не оказывают заметного влияния на силу тяги. Максимальная сила сократительного компонента развивается при равновесной длине мышцы, близкой к длине покоя, при которой проявляются упруго-вязкие свойства скелетной мышцы. Зависимость силы от длины параллельного упругого компонента увеличивается по экспоненте. Максимальное увеличение длины мышцы при максимальном изометрическом напряжении составляет от 2 до 7 % от длины её покоя.

Сократительные (контракtilьные) элементы соответствуют тем участкам саркомеров мышцы, где актиновые и миозиновые миофиламенты перекрывают друг друга.

Механическая модель скелетной мышцы позволяет объяснить зависимость между длиной мышцы и силой, которую она генерирует (рисунок 5.5). Способность мышцы производить усилие в значительной степени зависит от её длины. Максимальная способность к производству силы соответствует длине мышцы, обеспечивающей наиболее эффективное (оптимальное) перекрытие между актиновыми и миозиновыми филаментами. Эта зависимость определяется соотношением «сила – длина» (или «напряжение – длина») на уровне мышцы и соотношением «момент силы – угол» на уровне сустава. Для каждого угла в суставе изменяется длина задействованных мышц, что напрямую влияет на уровень создаваемого момента силы. Таким образом, для каждой мышцы существует оптимальная длина, при которой она производит наибольшую силу, а на уровне сустава – оптимальный угол, при котором группа мышц производит максимальную силу. Эта длина или угол соответствуют наилучшему компромиссу между напряжением, создаваемым пассивными компонентами (ПаУК и ПоУК), и силой, создаваемой активными структурами (СЭ).

Каким бы ни было рассматриваемое многосуставное движение, изменение углов вовлеченных сегментов сопровождается производством силы, скорости и, следовательно, развиваемой мощности. Хотя природа связи между жесткостью, эластичностью и производительностью все еще обсуждается в литературе, механические свойства мышечно-сухожильного комплекса должны приниматься во внимание при интерпретации результатов исследований, посвященных взрывным движениям.



Рисунок 5.5 – Длина мышц в зависимости от силы. В мышечной модели Хилла активная и пассивная силы равны соответственно $F_{СЭ}$ и $F_{Паук}$

СЭ соответствует мышечным структурам, отвечающим за процесс генерации силы. Зависимость силы СЭ от скорости его укорочения при максимальном возбуждении описывается уравнением Арчибальда Хилла:

$$(F + a) (V + b) = b (F_0 + a),$$

где V – скорость сокращения мышцы при нагрузке;

F – напряжение в мышце (нагрузка);

F_0 – максимальное значение изометрической силы при тетаническом раздражении всей мышцы;

a – коэффициент сокращения тепла;

$b = a \cdot \frac{V_0}{F_0}$, где V_0 – максимальная скорость, когда $F = 0$.

Из уравнения видно, что параметры зависимости силы СЭ от его длины и скорости связаны со степенью возбуждения мышцы, её композиции и температуры. Это показывает, что если не повысить температуру мышцы во время разминки, то это негативно скажется при последующем выполнении двигательного действия с большим или максимальным усилием.

Для изучения *in vivo* механических свойств скелетных мышц и сухожилий используются различные динамометры и методы определения функциональных свойств, а именно: метод «быстрого освождения», эластография, миография или миометрия.

Биомеханические свойства скелетных мышц характеризуются сократимостью, жесткостью, вязкостью, упругостью, ползучестью, прочностью, эластичностью, мышечным тонусом, релаксацией и гистерезисом.

Сократимость является способностью мышцы укорачиваться при возбуждении, в результате чего возникает сила тяги.

Во время сокращения (укорочения) мышцы длина толстого и тонкого филаментов не изменяется. При этом неизменной особенностью сокращения является центральное положение толстого миофиламента в саркомере, посередине между Z-линиями.

Так как сила, развиваемая саркомером, зависит от его длины, существуют критические значения длины саркомера, при которых развиваемая им сила падает до нуля. Максимальное укорочение мышцы имеет критическое значение длины саркомера, равное 1,27 мкм. При максимальном удлинении мышцы критическое значение длины равно 3,65 мкм. При длине саркомера больше 1,27 мкм и меньше чем 3,65 мкм, значение силы отличается от нуля. При длине саркомера от 1,67 до 2,25 мкм развивается максимальная сила. Предельное значение длины саркомера, при котором происходит его разрыв, равно 3,60 мкм. Соединительный филамент титин осуществляет защитную функцию мышечных волокон от разрыва, предотвращая чрезмерное растяжение саркомера за счёт упругих свойств.

Упругость мышцы определяется её способностью восстанавливать первоначальную длину за счёт энергии упругой деформации после воздействия на неё. Зачастую мышцу сравнивают с пружиной: чем сильнее она растянута, тем большая энергия в ней запасена. Предварительное скручивание частей тела с накоплением энергии в мышцах выполняется для последующего её использования в финальной части движения (броска, удара, метания и т. д.) в виде кинетической энергии движения.

Упругость мышцы характеризуется законом Гука, согласно которому увеличение её длины нелинейно зависит от величины растягивающей силы. Кривую поведения мышцы в этом случае называют «сила-длина». Зависимость между силой и скоростью мышечного сокращения («сила-скорость») называют *кривой Хилла*.

Жесткость скелетной мышцы определяется её способностью оказывать сопротивление изменениям формы в результате действия внешних сил. Коэффициент жесткости определяется как отношение приращения восстанавливающей силы к приращению длины мышцы под действием внешней силы.

Структура скелетной мышцы очень сложна и не совсем правильно сравнивать её с пружиной, т. к. вначале мышца растягивается легко, а затем даже для небольшого ее растяжения необходимо прикладывать все большую силу. Это свидетельствует о непропорциональности силы упругости мышцы её удлинению. Жесткость мышцы с ее удлинением возрастает. Величина жесткости мышцы в активном состоянии в 4–5 раз больше жесткости в пассивном состоянии. Коэффициент жесткости мышц варьирует от 2 000 до 3 000 Н/м.

Величина, обратная жесткости, называется *податливостью* мышцы. Коэффициент податливости показывает, насколько удлинится мышца при изменении внешней силы. Например, податливость сгибателя предплечья близка к 1 мм/Н.

Вязкость скелетной мышцы определяется неинерционным сопротивлением смещению смежных слоев. При этом часть механической энергии переходит в другие виды, главным образом в тепло. Это свойство сократительного аппарата мышцы вызывает потери энергии при мышечном сокращении (диссипацию), идущие на преодоление вязкого трения. Трение возникает при сокращении мышцы между актиновыми и миозиновыми миофиламентами. Вместе с тем, потери энергии мышечного сокращения при трении ведут к повышению температуры мышцы, что уменьшает её вязкость и снижает рассеивание энергии. Поэтому чем выше температура скелетной мышцы, обеспечивающей движение, тем эффективнее двигательная деятельность. Кроме того, мышца, обладающая большей вязкостью, характеризуется большей площадью «петли гистерезиса».

Гистерезис является свойством скелетной мышцы, при котором сила, образуемая при определенной длине мышцы во время увеличения её длины, больше силы, образуемой при такой же длине мышцы при сокращении длины. Это явление наблюдается при циклической нагрузке во взаимосвязи «сила-длина» (рисунок 5.6). Статическое положение звена, достигнутое при растягивании мышцы, всегда имеет бóльшую силу, чем достижение данного положения при сокращении мышцы.

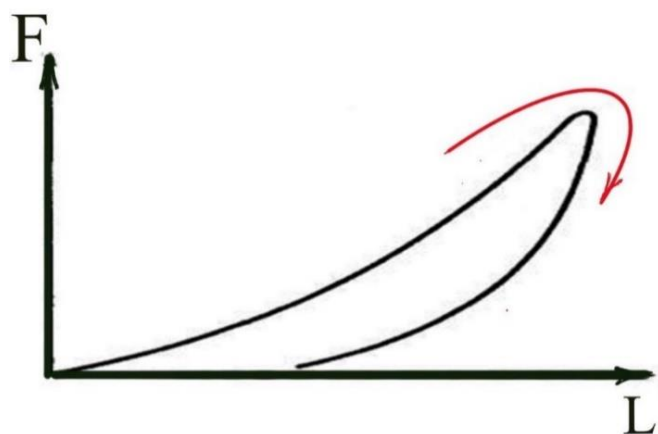


Рисунок 5.6 – Схематическое изображение петли гистерезиса при взаимосвязи «сила-длина» мышцы

Прочность мышцы оценивается величиной растягивающей силы, при которой происходит разрыв мышцы. Предел прочности для миофибрилл равен 16–25 КПа, мышц – 0,2–0,4 МПа, фасций – 14 МПа, сухожилий – 40–60 МПа. В латентный период возбуждения мышцы сухожилия практически не изменяют своей длины, и, следовательно, неизменной остается длина мышечных волокон и жестко связанных с ними миофибрилл. Это возможно в том случае, если одни, более слабые элементы миофибрилл (саркомеры) будут растягиваться, а другие, более сильные – укорачиваться.

Релаксация мышц определяется их свойством, проявляющимся в уменьшении силы мышцы с течением времени при ее постоянной длине. Релаксация характеризуется промежутком времени, в течение которого сила мышцы уменьшается в несколько раз от первоначального значения. Примером релаксации является задержка в седе после выполнения подрыва штанги в тяжелой атлетике. Накопленная энергия мышц при растяжении во время подседания под штангу при рывке или взятии штанги на грудь в случае паузы значительно снижается, и, соответственно, снижается сила мышц ног, необходимая для поднятия в стойку. Чем больше эта пауза, то есть чем больше длительность работы мышцы в изометрическом режиме, тем меньше ее сила.

Мышечный тонус характеризуется степенью механического напряжения в мышечной ткани. Периоды напряжения и расслабления мышечной ткани определяют функцию мышечного насоса, проталкивающего кровь по капиллярам. Повышенный тонус, определяющийся большим периодом напряжения нежели расслабления, способствует снижению скорости кровотока в мышцах и, как следствие, снижению скорости восстановления мышц. Пониженный тонус также

снижает скорость доставки питательных веществ и выведению продуктов распада, но, кроме того, он свидетельствует о низкой способности мышцы к созданию усилия.

Мышечный тонус обеспечивает осанку и создаёт предварительное напряжение, необходимое для активной мышечной деятельности. Он определяется по частоте свободных затухающих колебаний. Параметры этих колебаний в расслабленном состоянии для большинства скелетных мышц находятся в диапазоне от 11 до 15 Гц. Однако некоторые мышцы имеют показатель нормы, отличный от общепринятых. Например, у переднеберцовой мышцы диапазон колебания в норме составляет от 18 до 24 Гц. Это свидетельствует о жесткости данной скелетной мышцы.

Частота свободных затухающих колебаний напряжённой мышцы характеризует силу, развиваемую данной мышцей. В зависимости от конкретной мышцы диапазон колебания может находиться в пределах 18–40 Гц.

Эластичность мышц определяется их способностью восстанавливать исходную форму после сокращения. Оценка эластичности осуществляется по показателям декремента частоты затухающих колебаний скелетной мышцы. Диапазон нормы декремента, как правило, находится в пределах 1–1,2 у. е. При адаптации к тренировочной деятельности у хорошо тренированных мышц при напряжении декремент уменьшается. Уменьшение декремента колебания мышц при напряжении свидетельствует об улучшении эластичности.

5.1.3 Механика мышечного сокращения

Характер крутящего момента в суставах определяется типом мышечного сокращения. Различают изотоническое и изометрическое мышечные сокращения. По характеру действия изотоническое сокращение, в свою очередь, подразделяется на концентрическое и эксцентрическое.

Концентрическое сокращение возникает в том случае, когда сила мышечной тяги больше силы тяжести отягощения. В этом случае мышца будет действовать как движущий момент, а вес будет действовать как момент сопротивления. Это равносильно концентрическому сокращению мышц. Движение в суставе будет осуществляться таким образом, чтобы конечность сгибалась (рисунок 5.7 (а)).

Эксцентрическое сокращение возникает тогда, когда сила мышечной тяги меньше силы тяжести отягощения. В этом случае вес будет действовать как движущий момент, а мышца будет действовать

как резистивный момент. Это равносильно эксцентрическому сокращению мышц. Движение в суставе будет осуществляться таким образом, чтобы конечность разгибалась. Следует отметить, что при вращении в суставе только за счет силы тяжести, мышца обычно активируется до такой степени, чтобы контролировать движение (рисунок 5.7 (б)).

При изометрическом сокращении сила мышечной тяги равна весу отягощения. Происходит напряжение мышцы при неизменности её длины, движения в суставе не происходит (рисунок 5.7 (в)).

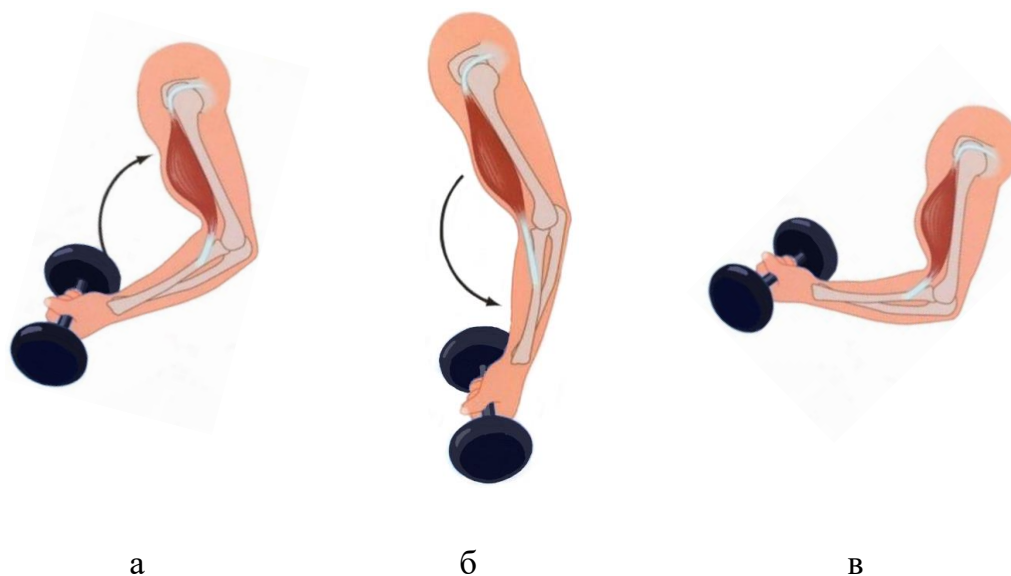


Рисунок 5.7 – Типы мышечного сокращения

5.1.4 Влияние внешнего сопротивления на механические показатели мышечного сокращения

Внутримышечная координация оказывает большое влияние на взрывные характеристики движения. Быстрые движения требуют активации двигательных единиц (ДЕ) с высоким порогом активации, состоящих в основном из волокон II типа. ДЕ с более низким порогом активации требуют больше времени для создания пиковой силы и поэтому менее эффективны в быстрых действиях. Таким образом, ДЕ, активируемые во время компенсаторных ускорений (баллистическая тренировка), достигают высокой частоты колебания (от 60 до 120 Гц). Способность быстро активировать ДЕ с высоким порогом рекрутирования имеет решающее значение для получения высоких уровней силы. Синхронизация ДЕ, определяемая как степень совпадения частоты колебания двух или более ДЕ, является механизмом увеличения

способности к производству силы. В баллистических условиях работы, мышцы имеют период молчания непосредственно перед началом движения. Этот короткий период бездействия позволяет рекрутировать ДЕ одновременно с максимальной частотой колебания с начала сокращения, что может привести к увеличению скорости нарастания силы во время баллистических мышечных сокращений.

Последовательность активации мышц, или мышечная координация, также играет важную роль в выполнении скоростно-силовых движений. Например, во время прыжка время активации и расслабления мышц агонистов, синергистов и антагонистов должно быть чрезвычайно точным, чтобы оптимизировать производство энергии и её производительность. Такой подход позволяет понять часть технической составляющей движения, от эффективности которой будет зависеть уровень силы, производимой во время отталкивания, и скорость, достигаемая в момент взлета. Существует прямая связь между межмышечной координацией и соотношением «сила-скорость».

Ещё одним фактором, влияющим на силовые способности мышц, является их площадь поперечного сечения (ППС). ППС мышцы – это показатель, измеряемый перпендикулярно длине мышцы, или, по сути, толщина мышцы. Чем больше ППС мышцы, тем большую мышечную силу можно создать. Это определяется тем, что чем больше мышечных волокон, тем больше саркомеров (функциональная единица генерации мышечной силы), которые способны генерировать силу. ППС мышц различается у разных людей и является тренируемым фактором, который может влиять на мышечную силу.

5.1.5 Зависимость энергопродукции мышечного сокращения от биомеханических показателей, преодолеваемого сопротивления и скорости

Различные сократительные характеристики мышечных волокон зависят главным образом от содержания в них тяжелой цепи миозина. В зависимости от состава мышечные волокна можно разделить на три основных типа волокон, которые неоднородно составляют мышцу. Волокна I типа состоят из миозина, который высвобождает энергию, необходимую для медленного сокращения, отсюда и их название – *медленные волокна*. Они имеют меньший диаметр, чем другие типы волокон, и поэтому первыми привлекаются к работе во время сокращения, в соответствии с принципом размера. Это красные мышечные

волокна, которые имеют медленное время сокращения, низкую отдачу силы и высокую выносливость. Они более устойчивы к утомлению, чем волокна IIa типа большего диаметра, которые рекрутируются при более высоких проявлениях силы. Это быстро-окислительно-гликолитические красные мышечные волокна. Волокна IIa типа менее устойчивы к утомлению, но производят больше силы и имеют более высокую скорость сокращения, чем волокна I типа, благодаря составу миозина, который быстрее высвобождает энергию, необходимую для сокращения. Наконец, волокна IIb типа, известные как «быстрые», производят более высокую силу и скорость, но они более утомляемы, чем предыдущие волокна. Это быстро-гликолитические белые мышечные волокна, которые быстро сокращаются с высокой выходной силой и низкой выносливостью.

Таким образом, тип мышечных волокон влияет на скорость мышечного сокращения и, следовательно, на мощность, производимую мышцей. Зависимость между силой и скоростью показывает значительные различия в скорости сокращения между типами волокон, что влияет на способность производить максимальную мощность. Выше определенной скорости сокращения волокна I типа не способны генерировать силу. Мышцы с преобладанием волокон II типа способны к быстрым сокращениям и высокому уровню силовой производительности. У спортсменов, занимающихся скоростно-силовыми видами спорта (бег на короткие дистанции и др.), доля волокон II типа в среднем выше, чем у нетренированных людей. В зависимости от типа мышечного волокна, их свойства можно представить в следующем виде (рисунок 5.8).

	Тип I	Тип IIa	Тип IIb
Производительность силы:	Низкая	Средняя	Высокая
Время сокращения:	Медленно	Быстро	Очень быстро
Выносливость:	Высокая	Средняя	Низкая
Размер мотонейрона:	Небольшой	Большой	Очень большой
Окислительная способность:	Высокая	Высокая	Низкая
Гликолитическая способность:	Низкий	Высокий	Высокий
Источник энергообеспечения:	Триглицериды	Креатинфосфат, гликоген	Креатинфосфат, гликоген

Рисунок 5.8 – Свойства скелетных мышц в зависимости от типа мышечного волокна

Тип волокон, составляющих сухожилие (коллагеновые волокна), влияет на эффективность пассивной передачи усилий, возникающих при сокращении мышцы. Механические свойства сухожилия могут меняться в зависимости от типа коллагена, входящего в состав сухожилия.

5.1.6 Разновидности работы мышц

Мышцы могут играть роль агонистов, антагонистов и стабилизаторов. Поскольку несколько мышц могут способствовать определенному движению или стабилизации сустава, их определяют по характеру действия. Например, двуглавая мышца плеча и плечелучевая мышца создают сгибание в локтевом суставе, поэтому их называют *сгибателями локтя*.

Мышцы-агонисты обеспечивают действие, определяющее заданное движение. Во время концентрического движения агонист будет активно генерировать силу, а во время эксцентрического движения агонист будет расслаблен или минимально активен, чтобы контролировать движение. Альтернативу агонистам создают мышцы-антагонисты. Они осуществляют действие, контролирующее или замедляющее движение сегмента тела против какой-либо другой не мышечной силы. Во время эксцентрического движения антагонист будет активно генерировать силу, а во время концентрического движения антагонист будет расслаблен или минимально активен. Роль мышцы агониста или антагониста при выполнении движения определяют по совместности действия – типу движения. Агонист всегда будет соответствовать совместному действию, а антагонист всегда будет противодействовать совместному действию. Например, во время сгибания-разгибания ноги в коленном суставе двуглавая мышца бедра во время восходящей фазы движения (сгибание) является агонистом, а четырёхглавая мышца бедра – антагонистом. Во время нисходящей фазы движения (разгибание) разгибатели бедра являются агонистом, а сгибатели бедра – антагонистом (рисунок 5.9).

Третья роль мышцы – стабилизатор. Стабилизаторы выполняют функцию стабилизации (фиксации) части тела против какой-либо другой силы. Другая сила может быть другой мышцей или силой, внешней по отношению к телу, как, например, вес. Стабилизация подразумевает отсутствие вращения (поворотный стабилизатор) или перемещения (линейный стабилизатор) конкретного сустава или кости. Поскольку нет движения, нет общего изменения длины мышцы. Поэтому мы говорим, что мышца действует изометрически.



Рисунок 5.9 – Работа мышц агонистов и антагонистов при выполнении движения в суставе

Одним из видов стабилизации является нейтрализация. Это происходит, когда мышца, соединяющая два сустава, сокращается при том, что необходимо выполнить только одно движение. Например, при сокращении двуглавой мышцы бедра возникает сгибание в колене и разгибание бедра. Если требуется только сгибание в колене, необходимо задействовать сгибатели бедра, чтобы нейтрализовать разгибание бедра.

Еще одна роль мышцы – создание движущего или резистивного момента. Развитие мышцами напряжения (силы) обеспечивается за счёт её активации нервом. Когда мышца активна, она может укорачиваться (концентрическое сокращение), удлиняться (эксцентрическое сокращение) или не изменять длину (изометрическое сокращение). При концентрическом сокращении мышца активно укорачивается для генерирования силы. В этом случае действие мышцы создаёт движущий момент. В качестве альтернативы, при эксцентрическом сокращении, мышца удлиняется, все еще активно генерируя силу. В этом случае действие мышцы создаёт момент сопротивления. Например, во время напряжения двуглавой мышцы плеча во время восходящей фазы движения (сгибание в локтевом суставе) сгибатели локтя концентрически активны и действуют как движущий момент, а вес создает резистивный момент. Во время нисходящей фазы движения (разгибание локтя) сгибатели локтя эксцентрически активны и действуют как сила сопротивления, в то время как вес действует как движущий момент.

Мышечные синергии определяются совместным действием группы мышц. Синергисты определяются как группа мышц, которая активна во время определённого совместного действия. Активация может быть концентрической, эксцентрической или изометрической, при этом важно, чтобы мышца была неврологически активна. В большинстве силовых тренировок мышечные синергии остаются неизменными во время восходящей и нисходящей фаз движения. Например,

во время сгибания руки двуглавая мышца плеча концентрически активна во время восходящей фазы движения и эксцентрически активна во время нисходящей фазы движения. Во время упражнений с отягощениями, выполняющихся против силы тяжести или под действием силы тяжести, пара мышц агонист-антагонист меняется местами в зависимости от различных фаз движения. Например, во время сгибания-разгибания локтя, в восходящей фазе движения мышцы синергисты – это концентрически активные сгибатели локтя. Во время нисходящей фазы движения, мышцы синергисты остаются как сгибатели локтя, которые затем эксцентрически активны.

5.1.7 Мышечный анализ движения

Мышечный анализ – это способ оценить все различные действия, которые мышцы могут выполнять во время движения. Он необходим для определения наиболее рациональных траекторий движения, коррекции двигательных действий, разработке программ реабилитации и понимания травм и структуры движений. Чтобы выполнить мышечный анализ необходимо:

- разбить движение на составные части – фазы или узловые элементы;
- для каждой из частей определить характер движения (например, сгибание, разгибание, отведение, приведение и т. д.);
- определить движущий момент: если конечность движется против силы тяжести, тогда мышца действует как движущий момент, если конечность движется под воздействием силы тяжести, тогда вес действует как движущий момент;
- определить силу сопротивления: когда конечность сгибается, тогда вес действует как сила сопротивления, когда конечность разгибается, тогда мышца действует как движущий момент;
- определить активные мышцы-синергисты, генерирующие усилие;
- определить тип сокращения мышц-синергистов – концентрический или эксцентрический: когда конечность сгибается, мышца действует как движущий момент, создавая концентрическое сокращение. Когда конечность разгибается, мышца действует как сила сопротивления, создавая эксцентрическое сокращение;
- определить действие мышц как агонистов и антагонистов;
- определить наличие или отсутствие стабилизации в суставах.

Пример выполнения мышечного анализа при сгибании-разгибании руки в локтевом суставе с отягощением представлен на рисунке 5.10.

	Фаза сгибания руки	Фаза разгибания руки
Совместное действие:	сгибание	разгибание
Движущая сила:	мышцы	отягощение
Резистивная сила:	отягощение	мышцы
Мышцы синергисты:	сгибатели локтя	сгибатели локтя
Тип действия мышц синергистов:	концентрический	эксцентричный
Мышца агонист:	сгибатель локтя – двуглавая мышца плеча	разгибатель локтя – трёхглавая мышца плеча
Мышца антагонист:	разгибатель локтя – трёхглавая мышца плеча	сгибатель локтя – двуглавая мышца плеча
Стабилизация в суставе:	запястье	плечо

Рисунок 5.10 – Схема анализа действия мышц

5.2 Свойства биомеханической системы

Скелетная мышца имеет два основных расположения волокон: перистое и параллельное, что является её архитектурой. В перистой мышце мышечные волокна проходят под углом к сухожилию. Перистые мышцы генерируют большую силу, но имеют меньший диапазон движений. Большая силовая способность системы перистых волокон обусловлена увеличенной физиологической площадью поперечного сечения для данного объема пространства. Поперечное сечение мышцы определяется перпендикулярно волокнам в самой большой её точке. В качестве альтернативы площадь анатомического поперечного сечения относится к поперечному сечению мышцы, перпендикулярному ее продольной оси.

Увеличенные углы перистости – это адаптация мышц к тренировкам, приводящая к увеличению плотности волокон. Перистые мышцы подразделяются на одноперистые, в которых волокна ориентированы под одним углом к оси, создающей усилие, находящиеся на одной стороне сухожилия; двуперистые, в которых волокна проходят наклонно с двух сторон сухожилия и многоперистые, в которых волокна проходят наклонно в более чем двух направлениях. Примерами одноперистых мышц являются полуперепончатая мышца, длинный

сгибатель большого пальца, задняя большеберцовая мышца, длинный разгибатель пальцев, двуперистых – икроножная мышца, камбаловидная мышца, широкая медиальная мышца, широкая латеральная мышца, прямая мышца бедра, многoperистых – дельтовидная мышца и большая ягодичная мышца. Параллельное расположение позволяет мышце работать в большем диапазоне её длины, которая увеличивает диапазон движения сустава и обеспечивает больший рабочий диапазон. Кроме того, параллельные волокнистые мышцы укорачиваются с более высокой скоростью, потенциально обеспечивая более высокие скорости движения для данного сегмента. Примерами параллельных мышц являются двуглавая мышца плеча, плечевая, передняя большеберцовая мышца и портняжная мышца.

Зависимость силы мышц от длины определяет величину силы, создаваемой скелетными мышцами. Взаимосвязь мышечной силы и длины состоит из двух компонентов: активной и пассивной.

В соответствии с соотношением активной мышечной силы и длины, величина силы, создаваемой мышцей, различается в зависимости от степени перекрытия между актином и миозином. Пиковая мышечная сила находится на уровне 90–110 % от длины мышцы покоя, где существует оптимальное перекрытие между актином и миозином. Это означает, что все миозиновые головки связаны с актином и активно генерируют силу. Когда мышца удлиняется более чем на 110 %, саркомеры становятся более растянутыми, и не все миозиновые головки способны связываться с актином, что снижает силу мышцы. В качестве альтернативы, при более коротких мышцах саркомеры сжимаются, что также приводит к снижению мышечной силы. На самом коротком конце соотношения силы и длины находится точка активной недостаточности. Это происходит, когда две суставные мышцы пытаются максимально согнуть оба сустава одновременно, что приводит к максимальному сокращению саркомеров и резкому снижению силы. В качестве примера активной недостаточности можно произвести сжатие кулака (сжимая сгибатели пальцев), а затем согнуть запястье. По мере сгибания запястья в сжатом состоянии уменьшается сила захвата. Это связано с тем, что одни и те же мышцы пересекают пальцы и запястье, вызывая сгибание как пальцев, так и запястья, а сокращение мышц в обоих этих суставах приводит к активной недостаточности.

В пассивном компоненте соотношения силы и длины мышцы определяется, когда мышца неактивна и генерирует силу из-за пассивного растяжения. В пассивном компоненте чем больше мышца растягивается, тем большее количество силы она создает. На самом натянутом

конце отношения длины пассивной силы создаётся точка пассивной недостаточности. Пассивная недостаточность возникает, когда мышца слишком растянута, и чаще всего возникает в мышцах двух суставов. При пассивной недостаточности есть предел способности достичь полного диапазона движений, потому что мышца слишком растянута.

Фактическая сила, которую может создать мышца, представляет собой сумму активных и пассивных компонентов мышечной силы. Самая короткая длина, при которой мышца может создавать активную силу, составляет приблизительно 60 % от длины покоя, а наибольшая длина, при которой мышца может активно создавать силу, составляет приблизительно 160 % от длины покоя. Следовательно, диапазон длин, при которых мышца может активно создавать силу, составляет приблизительно 60–160 % от длины покоя. Пассивная сила развивается, когда мышца растягивается сверх длины покоя, и сила продолжает пассивно развиваться на длине до 200 % от длины покоя. При длине более 160 % создание силы полностью пассивно. Максимальная сила, создаваемая мышцей, складывается из активных и пассивных компонентов и создается приблизительно в диапазоне 110–120 % длины покоя.

Мышечная сила также зависит от скорости сокращения мышцы. Во время концентрического мышечного действия, когда мышечные волокна укорачиваются для создания силы, выходное усилие уменьшается, поскольку скорость сокращения увеличивается, а максимальная скорость достигается в точке нулевой нагрузки (рисунок 5.9).

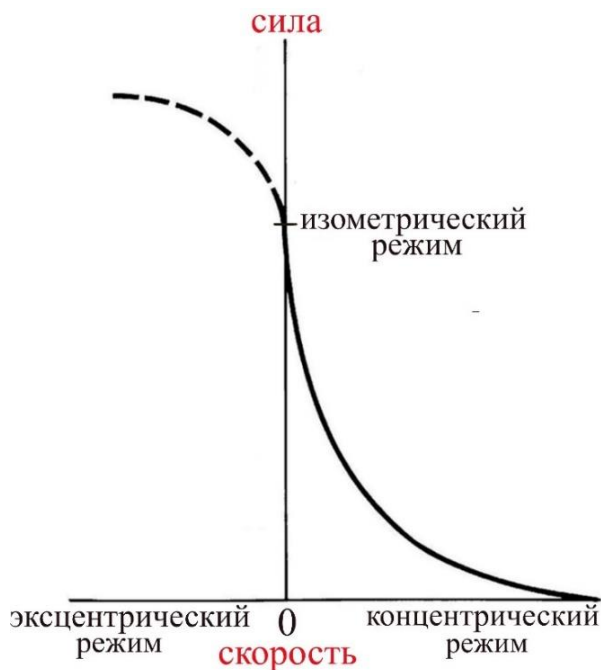


Рисунок 5.9 – Зависимость силы от скорости сокращения

В качестве альтернативы, когда скорость сокращения замедляется, мышца может генерировать больше силы концентрически. Максимум достигается в точке нулевой скорости, которая представляет собой изометрическое сокращение мышцы. При эксцентрическом сокращении мышц эксцентрическая (растягивающая) скорость увеличивается с увеличением силы до 110–180 %, создаваемой изометрически. Это происходит потому, что эластичность мышечных волокон позволяют ткани создавать силу при растяжении. Сила упругости увеличивается с увеличением скорости растяжения. Это увеличение силы продолжается до тех пор, пока скорость не достигнет точки, когда мышца больше не может контролировать движение.

Важно отметить, что рассматриваемая здесь взаимосвязь относится к скорости сокращения, а не к скорости движения. В некоторых случаях скорость движения будет соответствовать скорости сокращения, но бывает, когда скорость сокращения отличается от скорости движения. Например, при изометрическом сокращении нет видимого движения конечности, а это положение звеньев может быть достигнуто либо быстрым, либо медленным сокращением мышц.

Контрольные вопросы

- 1 Опишите современную модель скелетной мышцы.
- 2 Охарактеризуйте механические свойства мышц.
- 3 Объясните механику мышечного сокращения.
- 4 Как влияет внешнее сопротивление на механические показатели мышечного сокращения?
- 5 В чём состоит зависимость энергопродукции мышечного сокращения от биомеханических показателей?
- 6 Дайте характеристику разновидности работы мышц.
- 7 Как выполняется мышечный анализ движения?
- 8 Какие Вы знаете свойства биомеханической системы?

ЛИТЕРАТУРА

1 Бондаренко, К. К. Биомеханика : практическое пособие для студентов специальности 1-03 02 01 «Физическая культура» / К. К. Бондаренко, А. Е. Бондаренко. – Гомель : Гомельский государственный университет им. Франциска Скорины, 2019. – 48 с.

2 Бондаренко, К. К. Кинезиологические основы выполнения физических упражнений : учебно-методическое пособие предназначено для студентов, выполняющих программу дисциплины «Физическая культура» / К. К. Бондаренко, Г. В. Новик, А. Е. Бондаренко. – Гомель : Учреждение образования «Гомельский государственный медицинский университет», 2021. – 134 с.

3 Донской, Д. Д. Биомеханика : учебник для институтов физической культуры / Д. Д. Донской. – М. : Физкультура и спорт, 1979. – 264 с. ил.

4 Макаров, И. В. Узловые положения бросковой техники в дзюдо / И. В. Макаров, К. К. Бондаренко // Состояние и перспективы технического обеспечения спортивной деятельности : сборник материалов VII Международной научно-технической конференции, Минск, 21 октября 2021 года. – Минск : Белорусский национальный технический университет, 2021. – С. 154–158.

5 Попов, Г. И. Биомеханика двигательной деятельности : учебник для студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлению «Физическая культура» / Г. И. Попов, А. В. Самсонова. – 3-е изд., стер. – М. : Академия, 2014. – 314 с.

6 Попов, Г. И. Биомеханика : учебник для студентов высших учебных заведений, обучающихся по специальности «Физическая культура» / Г. И. Попов. – 4-е изд., стер. – М. : Академия, 2009. – 256 с.

7 Самсонова, А. В. Гипертрофия скелетных мышц человека : учебное пособие для образовательных учреждений высшего профессионального образования, осуществляющих образовательную деятельность по направлению 49.04.01 «Физическая культура» / А. В. Самсонова. – 5-е изд. – СПб. : Кинетика, 2018. – 159 с.

8 Сотский, Н. Б. Биомеханика : учебник для студентов специальности «Спортивно-педагогическая деятельность» учреждений, обеспечивающих получение высшего образования / Н. Б. Сотский. – Минск : БГУФК, 2005. – 192 с.

9 Ципин, Л. Л. Методы исследования в спортивной биомеханике : лабораторный практикум / Л. Л. Ципин. – СПб. НГУ им. П. Ф. Лесгафта, 2012. – 36 с.

10 An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces / C. Hansen [and etc.] // Journal of Biomechanics. – Vol. 47. – 2014. – P. 1577–1581.

11 Dufour, M. Biomécanique fonctionnelle : rappels anatomiques, stabilités, mobilités, contraintes : membres, tête, tronc / M. Dufour, M. Pillu. – Elsevier Masson, 2007. – 577 p.

12 Erdmann, W. S. Personalized method for estimation centre of mass location of the whole body based on differentiation of tissues of a multi-divided trunk / W. S. Erdmann, R. A. Kowalczyk // J Biomech. – 2016. – Vol. 48, No. 1. – P. 65–72.

13 Erdmann, W. S. Geometry and inertia of the human body / W. S. Erdmann // Acta Physica Polonica A. – 2019. – No.135. – P. 961–964.

14 How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds / E. M. Arnold [and etc.] // The Journal of Experimental Biology. – Vol. 216. – 2013. – P. 2150–2160.

15 Hamner, S. R. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds / S. R. Hamner, S. L. Delp // Journal of Biomechanics. – Vol. 46. – 2013. – P. 780–787.

16 Shilko, S. V. A method for in vivo estimation of viscoelastic characteristics of skeletal muscles / S. V. Shilko, D. A. Chernous, K. K. Bondarenko // Russian Journal of Biomechanics. – 2007. – Vol. 11, No. 1. – P. 44–53.

17 Shil'ko, S. V. Generalized Model of a Skeletal Muscle / S. V. Shil'ko, D. A. Chernous, K. K. Bondarenko // Mechanics of Composite Materials. – 2016. – Vol. 51, No. 6. – P. 789–800. – DOI 10.1007/s11029-016-9549-4.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие.....	3
1 Биомеханика как учебная дисциплина.....	4
1.1 Основы изучения биомеханики.....	4
1.2 Цель, задачи и методы биомеханики.....	4
1.3 История развития биомеханики.....	6
1.4 Направления развития биомеханики.....	23
1.5 Проблемы биомеханики и их решение.....	24
2 Кинематические характеристики движения.....	26
2.1 Кинематические составляющие характеристик движения.....	26
2.2 Временные характеристики.....	27
2.3 Пространственные характеристики.....	30
2.4 Пространственно-временные характеристики.....	36
2.4.1 Скорость и быстрота перемещения.....	36
2.4.2 Ускорение.....	39
3 Динамические характеристики движения.....	43
3.1 Инерционные характеристики.....	43
3.1.1 Инертность.....	43
3.1.2 Масса тела.....	44
3.1.3 Момент инерции тела.....	45
3.2 Силовые характеристики.....	46
3.2.1 Сила.....	46
3.2.2 Момент силы.....	47
3.2.3 Импульс силы.....	53
3.2.4 Импульс момента силы.....	53
3.2.5 Действие сил.....	54
3.3 Энергетические характеристики.....	58
3.3.1 Работа силы.....	59
3.3.2 Мощность работы.....	61
3.3.3 Механическая энергия тела.....	62
3.4 Силы в движениях человека.....	65
3.4.1 Нормальные и касательные силы.....	67
3.4.2 Виды сил.....	67
3.5 Эффективность выполнения двигательной деятельности..	84
4 Строение и функции биомеханической системы двигательного аппарата.....	88
4.1 Геометрия масс тела.....	88
4.1.1 Влияние положения общего центра масс тела на устойчивость.....	92

4.1.2 Центр объёма и центр поверхности тела.....	95
4.2 Биокинематические пары и цепи.....	96
4.2.1 Характеристики упражнений с незамкнутой биокинематической цепью.....	97
4.2.2 Характеристики упражнений с замкнутой биокинематической цепью.....	100
4.3 Степени свободы и степени связи в биокинематических цепях.....	104
4.4 Основные движения в суставах.....	107
4.4.1 Плоскости движения.....	107
4.4.2 Анализ движения и матрица.....	111
4.4.3 Движения в суставах.....	115
4.4.4 Основные понятия, описывающие движение.....	117
4.5 Звенья тела как рычаги и маятники.....	120
4.5.1 Рычаги в биокинематических цепях.....	120
4.5.2 Условия равновесия и ускорения костных рычагов..	122
4.5.3 Биокинематические маятники.....	123
5 Биодинамика мышц.....	125
5.1 Структурные компоненты скелетной мышцы.....	125
5.1.1 Современная модель мышцы.....	125
5.1.2 Механические свойства мышц.....	127
5.1.3 Механика мышечного сокращения.....	134
5.1.4 Влияние внешнего сопротивления на механические показатели мышечного сокращения.....	135
5.1.5 Зависимость энергопродукции мышечного сокращения от биомеханических показателей, преодолеваемого сопротивления и скорости.....	136
5.1.6 Разновидности работы мышц.....	138
5.1.7 Мышечный анализ движения.....	140
5.2 Свойства биомеханической системы.....	141
Литература.....	145

Учебное издание

Бондаренко Константин Константинович

ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ

Учебно-методическое пособие

Редактор Е. С. Балашова
Корректор В. В. Калугина

Подписано в печать 14.10.2024. Формат 60х84 1/16.
Бумага офсетная. Ризография.
Усл. печ. л. 8,84. Уч.-изд. л. 9,66.
Тираж 50 экз. Заказ 495.

Издатель и полиграфическое исполнение:
учреждение образования
«Гомельский государственный университет имени Франциска Скорины».
Специальное разрешение (лицензия) № 02330 / 450 от 18.12.2013 г.
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий в качестве:
издателя печатных изданий № 1/87 от 18.11.2013 г.;
распространителя печатных изданий № 3/1452 от 17.04.2017 г.
Ул. Советская, 104, 246028, Гомель.

