

4510.0 V
п- 763

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ЛАТВИЙСКОЙ ССР

ЛАТВИЙСКИЙ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ
ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ

На правах рукописи

ПРИЛУЦКИЙ БОРИС ИСААКОВИЧ

УДК 591.17/.172:62.004.13 + 531/534:57

УСТУПАЮЩИЙ РЕЖИМ АКТИВНОСТИ МЫШЦ ПРИ ЛОКОМОЦИЯХ ЧЕЛОВЕКА

01.02.08 - биомеханика

А в т о р е ф е р а т
диссертации на соискание ученой степени
кандидата биологических наук

Рига - 1990

бх. 5642
25.09.90.

4570.0

п-763

Работа выполнена в Государственном центральном ордена Ленина институте физической культуры

Научный руководитель: доктор педагогических наук,
профессор Зацюрский В. М.

Официальные оппоненты: доктор медицинских наук,
член корреспондент АН СССР
Гурфинкель В. С.

кандидат биологических наук
Ширяев Д. А.

Ведущая организация: Институт физиологии им. И. П. Павлова
АН СССР

Защита состоится «25» сентября 1990 г. в 10.00 часов на заседании специализированного Совета Д 081.02.01 в Латвийском НИИ травматологии и ортопедии (226005, г. Рига, ул. Дунтес, 12/22)

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Латвийского НИИ травматологии и ортопедии

Автореферат разослан «21» сентября 1990 г.

Ученый секретарь
специализированного Совета
кандидат медицинских наук

ВИЛКА И. К.

БИБЛИОТЕКА
Львовского гос.
института физкультуры

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

ДИПЛОМНА ЗАЛА

ДЛУФК

Актуальность темы. При движениях человека мышцы часто проявляют активность в уступающем (или иначе эксцентрическом) режиме, когда их длина увеличивается. В терминах механики это соответствует так называемой отрицательной механической работе. Отрицательная механическая работа производится силой тяги активной мышцы при растягивании мышцы внешней силой. Опускание груза, спуск по лестнице, торможение движущегося звена тела - все это примеры эксцентрического режима сокращения, при котором мышцы выполняют отрицательную работу. Первые исследования отрицательной работы были выполнены в конце прошлого века как на изолированной скелетной мышце, так и здоровом человеке. Несмотря на большой интерес исследователей к данной проблеме остаются практически неизученными особенности выполнения отрицательной работы мышцами при естественных локомоциях человека. Без знания этих особенностей нельзя понять функциональное значение эксцентрических сокращений мышц в организации локомоторных движений.

Цель исследования: изучение особенностей выполнения мышцами отрицательной работы при локомоциях человека.

Задачи исследования:

1. Разработать механико-математическую модель скелетно-мышечной системы тела человека и пакет прикладных программ для ЭВМ, позволяющих оценивать механические энергозатраты (МЭЗ) мышц по известному движению.
2. Оценить неизвестные параметры модели - плечи тяги и удлинения мышц ноги при разных углах в суставах.
3. Получить оценки величин отрицательной работы и мощности мышц при ходьбе, беге, прыжках вверх с места и в длину с разбега, приземлении, беге на лыжах.
4. Оценить величину энергии, пассивно диссипируемой в двигательном аппарате при локомоциях.
5. Определить роль двусуставных мышц в активном поглощении энергии тела в фазе амортизации при локомоциях.
6. На основе полученного экспериментального материала попытаться объяснить функциональное значение эксцентрических сокращений мышц при локомоциях человека.

Научная новизна и практическая ценность. Разработаны механико-математическая скелетно-мышечная модель тела человека и пакет прикладных программ, позволяющие оценивать величины отрицательной рабо-

ты мышц по известному движению. Наряду с традиционными показателями МЭЭ модель и пакет программ позволяют получить оценки реальной работы отдельных мышц нижней конечности.

Разработан способ и устройство для измерения удлинений головок трехглавой м. голени. В экспериментах на трупах измерены плечи тяги и удлинения отдельных головок трехглавой м. голени при разных углах в голеностопном и коленном суставах. На основании измерений и обобщения литературных данных получены эмпирические уравнения регрессии, связывающие плечи тяги и удлинения основных мышечных групп нижней конечности с углами в суставах.

С помощью модели и пакета программ по известному движению (данные пространственной и плоскостной фотограмметрической съемки и тензодинамометрии) получены оценки отрицательных и положительных МЭЭ при ходьбе, беге, беге на лыжах, прыжках вверх с места и в длину с разбега, приземлении после спрыгивания с высоты 0,5 м. Установлено, что эксцентрические сокращения мышц, сопровождающие выполнение отрицательной работы, являются существенным элементом локомоций человека (ходьбы, бега, прыжков). Хотя при эксцентрическом сокращении, не смотря на имеющее место метаболические энергозатраты, механическая энергия не генерируется, данный режим функционирования мышц создает условия для лучшего использования концентрического сокращения и предохраняет от повреждения двигательный аппарат. Функциональное значение эксцентрических сокращений мышц при локомоциях заключается в следующем.

1. Эксцентрические сокращения мышц увеличивают механическую эффективность локомоций; способствуют развитию более высоких величин мощности концентрических сокращений.

2. За счет активного рассеивания механической энергии мышцами, выполняющими отрицательную работу, снижаются нагрузки на массивные структуры двигательного аппарата при взаимодействии с опорой и торможении движущихся звеньев.

3. В фазе амортизации при активном рассеивании энергии тела двусуставные мышцы передают механическую энергию с дистальных звеньев на проксимальные (сухожильное действие двусуставных мышц). За счет этого механизма более крупные мышцы проксимальных звеньев помогают рассеивать механическую энергию мышцам дистальных звеньев. Обнаруженный механизм действия двусуставных мышц может быть полезен при разработке новых конструкций протезов и робототехнических шагающих систем.

4. Эксцентрические сокращения мышц играют важную роль в организации маховых движений нижних конечностей при локомоциях. Активное торможение проксимальных звеньев приводит к увеличению угловой скорости дистальных звеньев (механизм "хлеста"). Подобная организация маховых движений выгодна с точки зрения снижения механических и метаболических энергозатрат.

Апробация работы. Основные результаты и положения диссертационной работы докладывались и обсуждались на Всесоюзной научной конференции "Механико-математическое моделирование спортивной техники" (Москва, 1982), на 3-й Всесоюзной конференции по проблемам биомеханики (Рига, 1983), на Всесоюзной с международным участием конференции "Достижения биомеханики в медицине" (Рига, 1986), на Всесоюзной конференции "Проблемы биомеханики в спорте" (Москва, 1987), на Всесоюзном симпозиуме "Структурно-энергетическое обеспечение механической работы мышц" (Москва, 1990), на заседании секции физиологии движений и спорта Московского физиологического общества (Москва, 1986), на семинаре по биомеханике Института механики МГУ (Москва, 1990).

Публикации. По теме диссертации опубликовано 22 научные работы, получено 2 авторских свидетельства.

Структура и объем диссертации. Диссертация состоит из введения, пяти глав, выводов и списка литературы. Общий объем диссертации 237 стр., в том числе 28 рисунков, 43 таблицы. Библиографический список содержит 197 наименований.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

В первой главе обобщаются литературные данные о биомеханике и физиологии отрицательной работы мышц, способах оценки отрицательной работы мышц при локомоциях.

При внезапном удлинении с умеренной скоростью тетанически возбужденной мышцы сила, регистрируемая на ее конце, вначале в течение нескольких десятков мс резко увеличивается (до 2-х раз и более - динамическое изменение силы), а затем постепенно уменьшается до величины, превышающей изометрическую силу при той же длине мышцы (статическое изменение силы, или статический эксцесс силы) (Jouze et al., 1969; van Atteveldt et al., 1980). Статический эксцесс длится до 10 секунд (Homsher, Keap, 1978). Динамическое увеличение силы, состоящее из двух участков - крутого и пологого, связывает в основном с натяжением последовательного упругого компонента (ПОУК). Уве-

личение развиваемой мышцей силы сразу после растягивания приводит к увеличению запасаемой в ПОУК упругой энергии (площади под кривой сила-удлинение ПОУК) более чем в 2 раза (Savagna, 1970). Эта энергия освобождается в начальный момент укорочения мышцы. Природа статического эксцесса силы, вероятно, связана с изменением характеристик контрактильного аппарата. Если при статическом эксцессе силы дать мышце укоротиться с постоянной скоростью и поднять груз, то вес груза, который мышца в состоянии поднять, будет больше, чем в случае укорочения из состояния обычного изометрического тетануса при той же длине мышцы. Этот факт находит отражение в изменении кривой сила-скорость укорочения, которая в этом случае смещается вправо при неизменной максимальной скорости укорочения (Edman et al., 1978). Таким образом, растягивание активной мышцы создает предпосылки для увеличения мощности ее последующего укорочения, что и наблюдалось в экспериментах на изолированной мышце (Savagna, Citterio, 1974). Похожий эффект наблюдался и при движениях человека. Так, предварительное приседание увеличивает высоту прыжка вверх (Bosco, Komi, 1979).

Растягивание активной мышцы сопровождается метаболическими энергозатратами, однако они значительно ниже, чем при изометрическом или концентрическом сокращениях (Marechal, 1964). При статическом эксцессе силы, вызванном растягиванием активной мышцы, метаболические энергозатраты равны или меньше, чем в изометрическом сокращении при одинаковой длине мышцы (Curtin, Woledge, 1979).

Приведенные выше особенности поведения активной мышцы при растягивании определяют физиологические реакции организма человека на выполнение отрицательной работы - передвижение под уклон, опускание груза, сопротивление вращению педалей велоэргометра. Физиологическая стоимость отрицательной работы (потребление O_2 , легочная вентиляция, ЧСС, интегрированная электрическая мышечная активность, теплопродукция) в несколько раз ниже положительной.

Количественной мерой использования эксцентрических сокращений мышц при локомоциях человека является отрицательная механическая работа мышц, которая производится в фазы движения, где снижается уровень механической энергии тела или его отдельных частей. Снижение энергии тела человека может быть вызвано внешними факторами - сопротивлением среды, деформацией опорной поверхности, трением скольжения; а также внутренними - деятельностью мышц, пассивной деформацией опорно-двигательного аппарата, трением и сопротивлением пассивных структур в суставах. В естественных локомоциях - ходьбе, беге, прыж-

как по твердой поверхности без проскальзывания с небольшими скоростями внешними факторами можно пренебречь (Зациорский, Алешинский, Якунин, 1982). Можно пренебречь силами трения и пассивного сопротивления в суставах ввиду их малости (обзор, см.: Богданов, 1976). Поэтому все снижение энергии тела при ходьбе, беге, прыжках можно отнести за счет отрицательной работы мышц, сокращавшихся в эксцентрическом режиме, и пассивной деформации опорно-двигательного аппарата. Таким образом, по изменению энергии тела можно примерно оценить величину отрицательной работы мышц. В настоящее время универсального способа оценки механической работы, затраченной при локомоциях человека или антропоморфного шагающего устройства, нет. Одна из самых распространенных оценок МЭЭ - так называемая "внешняя" работа ($A_1^{+(-)}$). Она равна сумме положительных (либо отрицательных) приростов полной энергии ОЦМ за время движения. "Внутреннюю" работу ($A_2^{+(-)}$) вычисляют как сумму приростов или убываний кинетической энергии движения звеньев тела относительно ОЦМ. "Полная" работа ($A_3^{+(-)}$) равна сумме "внешней" и "внутренней" работ. Для определения "псевдомеханической" работы ($A_4^{+(-)}$) суммируют модули положительных и отрицательных приростов полных энергий звеньев тела. Разновидностями данной оценки работы мышц являются подсчеты МЭЭ с учетом переходов энергии "внутри" звеньев тела ($A_5^{+(-)}$), а также "внутри" и между звеньями ($A_6^{+(-)}$). Принято считать, что переход энергии между двумя звеньями имеет место, когда их полные энергии изменяются противофазно. Переход энергии "внутри" звена имеет место, когда кинетическая и потенциальная фракции полной энергии звена изменяются в противофазе. Работа управляющего момента в суставе ($A_7^{+(-)}$) равна определенному интегралу суставной мощности за выбранный интервал времени. Наконец, можно вычислить работу, производимую мышцами при их укорочении или удлинении ($A_8^{+(-)}$). Последний способ является наиболее адекватным и пока еще не был реализован. Для его реализации необходимо определить силы тяги и удлинения отдельных мышц человека при локомоциях.

Во второй главе рассматриваются разработанные автором механико-математическая модель скелетно-мышечной системы тела человека и пакет прикладных программ для ЭВМ, позволяющие вычислять показатели отрицательной и положительной механической работы мышц по известному движению. Приводятся экспериментальные доказательства адекватности модели.

Разработанную модель можно условно разделить на два уровня. На первом уровне моделируется "скелет" человека в виде механической

системы 16 абсолютно твердых тел, соединенных идеальными шарнирами. На втором уровне моделируется функционирование мышц в организме - внутреннее строение мышц, расположение их относительно костей скелета, элементы системы управления мышечной силой.

При построении первого уровня модели в значительной степени использованы идеи работы С. Ю. Алешинского (1978). Описанная здесь модель имеет два основных отличия: 1) туловище человека моделируется тремя звеньями, 2) иначе выбраны углы Эйлера, описывающие ориентацию звеньев тела в пространстве. Соответственно получены новые выражения для вычисления углов Эйлера по известным пространственным координатам звеньев.

На втором уровне модели моделируется действие мышц. Мышцы представляются в виде невесомых нитей. Расположение мышц в организме описывается двумя морфометрическими показателями - плечом тяги и удлинением мышцы, которые предполагаются известными функциями суставных углов. В качестве параметров внутреннего строения мышц используется средняя площадь физиологического поперечника мышцы и среднее процентное содержание медленных волокон в мышце. В рамках рассматриваемой скелетно-мышечной модели тела реализованы два подхода к определению усилий отдельных мышц. В первом подходе предполагается, что при движении человека мышцы проявляют усилия таким образом, что в каждый момент времени значение некоторой целевой функции Φ , зависящей от усилий всех мышц, минимально. Решая задачу условной оптимизации для произвольного момента времени можно определить усилия мышц модели. В другом подходе предполагается, что действия мышц в организме удовлетворяют "принципу суперпозиции" двух двигательных программ: реципрокной активации мышц и коактивации мышц-антагонистов (Фельдман, 1979). Согласно данному принципу на каждую механическую степень свободы приходится два параметра управления активностью мышц, - по одному на все мышцы-агонисты и все мышцы-антагонисты. Данный подход позволяет получить значения усилий мышц, близкие к истинным оценкам реальных усилий.

Разработанная скелетно-мышечная модель тела человека позволяет по известному движению модели вычислить любые показатели МЭЭ, в том числе механическую работу отдельных мышц ($A_{\theta}^{+(-)}$).

Для вычисления показателей механических энергозатрат по известному движению был разработан пакет прикладных программ НУММОТ. Пакет написан на языке ФОРТРАН-4 для ЭВМ СМ-4, СМ-1420 (операционная система ДОС КП). Исходной информацией для вычислений являются данные

оптической регистрации движения (координаты маркеров на теле человека), величины и координаты точки приложения главного вектора сил опорных реакций (измеряются с помощью тензодинамометрических платформ), масс-инерционные характеристики звеньев тела (определяются по уравнениям регрессии, полученным в результате исследования 100 человек радиоизотопным методом, Селуянов, 1978), морфометрические характеристики мышц (данные литературы и собственных исследований).

Для проверки адекватности разработанной модели была проведена серия экспериментов с несколькими испытуемыми. В экспериментах регистрировались координаты маркеров на теле испытуемых, опорные реакции, а в некоторых случаях электрическая активность мышц нижней конечности при ходьбе, беге, прыжке вверх с места и приземлении после спрыгивания с высоты 0,5 м. Адекватность предположений, сделанных при построении первого уровня модели, определялась проверкой выполнения условий теорем о движении центра масс и изменении кинетического момента тела человека. Для проверки адекватности второго уровня модели сравнивались усилия мышц, вычисленные с помощью двух описанных подходов, с измеренной электрической активностью тех же мышц. Кроме того, проверялось выполнение равенства $P^c(t) = P^m(t)$, где слева стоит сумма мощностей управляющих моментов в суставах нижней конечности, а справа - сумма мощностей, развиваемых всеми мышцами нижней конечности. Эксперименты показали, что основные предположения, сделанные при построении модели, выполняются с высокой степенью точности. В качестве примера на рис. 5 (верхний график) показаны суммарные мощности $P^c(t)$ и $P^m(t)$ при приземлении.

РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ. Третья глава диссертации посвящена определению зависимостей плеч тяги и удлинений основных мышечных групп нижней конечности от углов в суставах. Для определения плеч тяги отдельных головок трехглавой м. голени к отпрепарированному началу исследуемой головки прикладывали известную силу и измеряли момент, развиваемый этой головкой в голеностопном суставе. Искомое плечо силы рассчитывали как частное от деления зарегистрированного момента силы (после вычитания момента силы тяжести) на известную силу. При измерениях задавали различные углы в голеностопном суставе. Эксперименты проводили на секционном материале: 11 нижних конечностей семи мужчин и четырех женщин в возрасте 33-50 лет.

На том же секционном материале проводили измерения удлинений отдельных головок трехглавой м. голени при разных углах в голеностопном и коленном суставах. При этом исследуемую головку отсекали

от кости в месте ее начала. Свободный конец головки прошивали толстой шелковой нитью, которая через блок соединялась с устройством задания усилия. С помощью этого устройства мышцу натягивали с постоянной силой 19,6 Н. Блок, установленный в месте начала отсеченной головки, позволял сохранить без изменения ход центроиды мышцы. При измерении, поддерживая заданную силу, изменяли углы в суставах и регистрировали положение метки на мерной планке, соответствовавшее изменению длины мышцы.

Для определения зависимостей плеч тяги и удлинений других мышечных групп нижней конечности от углов в суставах были отобраны и систематизированы литературные данные о плечах сил и удлинениях 6 мышечных групп нижних конечностей при разных углах в суставах.

На основании собственных экспериментов и данных литературы были рассчитаны уравнения регрессии, связывающие плечи тяги и удлинения 9 мышечных групп нижних конечностей с углами в суставах.

В четвертой главе диссертации приведены различные показатели отрицательных и положительных энергозатрат при ходьбе, беге, прыжках в длину с разбега и высоту с места, приземлении после спрыгивания с высоты 0,5 м и беге на лыжах. Результаты этой главы были получены в 27 экспериментах с 17 испытуемыми в возрасте 19-29 лет. Все эксперименты, кроме бега на лыжах, проводились в легкоатлетическом манеже ГЦОЛИФК. В экспериментах с ходьбой и бегом испытуемые двигались по помосту длиной 40 м, в середине которого в зоне стереоскопического пространства двух стереопар располагались две тензодинамометрические платформы. В каждом эксперименте давалась установка передвигаться с постоянной скоростью. Прыжки в длину выполнялись в естественных условиях в яму с песком. Тензодинамометрическая платформа, предназначенная для регистрации опорных реакций, помещалась в специальное углубление перед ямой с песком и привинчивалась к бетонному основанию. Испытуемым давалась установка прыгать на максимальный результат. В экспериментах с приземлением на тензодинамометрическую платформу после спрыгивания со ступеньки высотой 0,5 м испытуемому давалась установка приземляться с разной степенью амортизации удара - жестко и мягко. При приземлении испытуемый держал руки за спиной. Прыжки вверх с места выполнялись из положения максимально глубокого приседания (пятки не касались пола) без маха руками. Давалась установка выпрыгнуть как можно выше. Во всех перечисленных экспериментах методом оптической регистрации движения являлась билатеральная стереофотограмметрическая съемка. В процессе эксперимента отражательные мар-

керы, закрепленные на теле, освещались импульсными стробоскопами с частотой от 50 до 150 Гц (в зависимости от скорости передвижения). Траектории маркеров фиксировались на фотопластинках четырех фотограмметрических камер УМК-10 (производство фирмы Карл Цейс Йена, ГДР). Измерение пространственных координат маркеров осуществлялось на полуавтоматическом стереокомпараторе с точностью 1 $\mu\text{м}$. В некоторых экспериментах использовалась оптоэлектронная система регистрации движений "Селспот" (Швеция) с автоматическим вводом в ЭВМ координат маркеров. Киноциклографическая съемка использовалась для регистрации движений лыжников-гонщиков при прохождении ими двух стометровых участков дистанции с постоянной скоростью. Угол подъема двух отрезков трассы составлял 3 град и 5-6 град; каждый отрезок преодолевался со скоростями 3,0 - 3,7 и 4,0 - 4,4 м/с двухшажным попеременным ходом. Съемка производилась на отстоянии 15 м с частотой 100 Гц.

Анализ оценок МЭЭ, рассчитанных как изменение энергий тела и отдельных его сегментов, показал следующее. "Внешняя", "полная", "псевдомеханическая" работа при локомоциях определяется в основном изменением кинетической энергии поступательного движения. Так, при ходьбе 82 % суммы изменений полных энергий всех звеньев приходится на изменения кинетической энергии поступательного движения звеньев. При беге и прыжке в длину аналогичный показатель составляет 85 % и 84 %. От 60 % (при прыжке в длину) до 72 % (при беге) суммы изменений полных энергий всех звеньев приходится на нижние конечности. При ходьбе и беге с постоянной скоростью суммарные для всего тела величины отрицательной и положительной "внешней", "внутренней", "полной" и "псевдомеханической" работ примерно равны по абсолютной величине за цикл движения (табл. 1). Этот результат является отражением неизменности среднего уровня энергии тела и отдельных его сегментов за цикл передвижения (рис. 1). Увеличение угла подъема при передвижении на лыжах с 3 до 5-6 град приводит к снижению отрицательных и увеличению положительных МЭЭ в цикле передвижения. При прыжках в длину с разбега суммарные для всего тела величины показателей отрицательных МЭЭ превышают по модулю величины положительных МЭЭ. При приземлении после спрыгивания различные фракции механической энергии тела в основном только снижаются (табл. 1).

При ходьбе и беге отрицательная и положительная суммарная по всем суставам работа управляющих моментов равны между собой по модулю (табл. 2), что следовало ожидать, учитывая постоянство среднего уровня энергии тела в цикле движения. Наибольшее количество суммар-

Таблица 1

Средние величины показателей отрицательных (числитель) и положительных (знаменатель) механических энергозатрат в различных локомоциях, Дж

Локомоция	$IA_1^{+(-)}$	$IA_2^{+(-)}$	$IA_3^{+(-)}$	$IA_4^{+(-)}$	$IA_5^{+(-)}$	$IA_6^{+(-)}$
Ходьба, скорость: 1,6, 1,8, 1,9, 2,4 м/с	$\frac{30}{32}$	$\frac{51}{52}$	$\frac{81}{83}$	$\frac{227}{228}$	$\frac{176}{178}$	$\frac{56}{58}$
Бег, скорость: 3,3, 5,4, 6,0 м/с	$\frac{166}{165}$	$\frac{159}{160}$	$\frac{325}{326}$	$\frac{810}{802}$	$\frac{716}{714}$	$\frac{112}{114}$
Прыжок в длину с разбега, результат: 6,1 и 7,0 м	$\frac{475}{174}$	$\frac{400}{288}$	$\frac{875}{463}$	$\frac{1753}{1258}$	$\frac{1527}{1025}$	$\frac{636}{98}$
Приземление* мягкое	$\frac{598}{14}$	$\frac{22}{18}$	$\frac{621}{32}$	$\frac{618}{21}$	$\frac{611}{15}$	$\frac{610}{14}$

Примечание: Для ходьбы и бега энергозатраты подсчитывались за цикл движения, для прыжка в длину и приземления - за период опоры.

* Данные эксперимента N 15.

ной отрицательной и положительной работы управляющих моментов производится в сагиттальной плоскости: при ходьбе 76 %, при беге 74 %, при прыжке в длину 88 %. Из этого количества отрицательной и положительной работы от 88 % до 93 % производится в суставах ног при различных локомоциях. Анализ поведения мощностей управляющих моментов в суставах тела показал, что для локомоторных движений (за исключением приземления и прыжка вверх из глубокого подседа) характерным является периодическое изменение знака мощности. Особенно это характерно для суставов опорной ноги при беге и прыжке в длину с разбега: положительная мощность во второй половине периода опоры предшествует отрицательная мощность в первой половине опоры (рис. 2). Однако для некоторых суставов характерным является преимущественное выполнение отрицательной либо положительной работы. Так, при ходьбе в голеностопных суставах производится в основном положительная работа (54,7±24,5 Дж), при ходьбе и беге в коленных суставах производится в

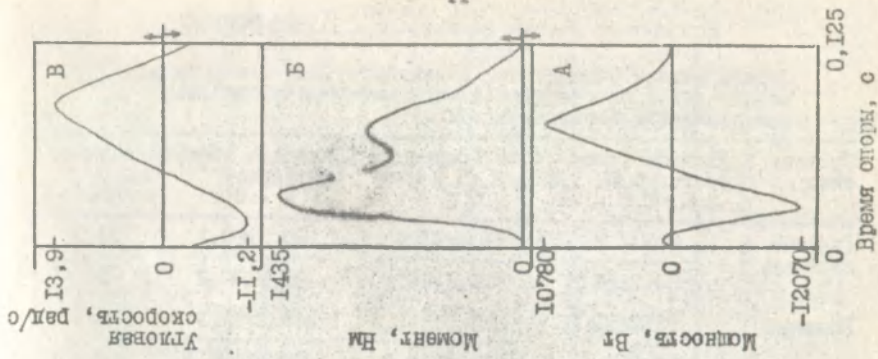


Рис. 1. Полная энергия нижних конечностей (А), верхних и нижних конечностей (Б) и всего тела (В) при ходьбе. ОI - опора левой ногой. ОII - опора правой ногой. Испытуемый Н.М., скорость ходьбы 1,63 м/с.

Рис. 2. Суставная скорость (Б), управляющий момент (Б) и мощность управляющего момента (А) в коленном суставе толчковой ноги в сагиттальной плоскости при прыжке в длину с разбега. ↑ - разгибание в суставе; ↓ - сгибание в суставе. Испытуемый Сав., результат 7 м.

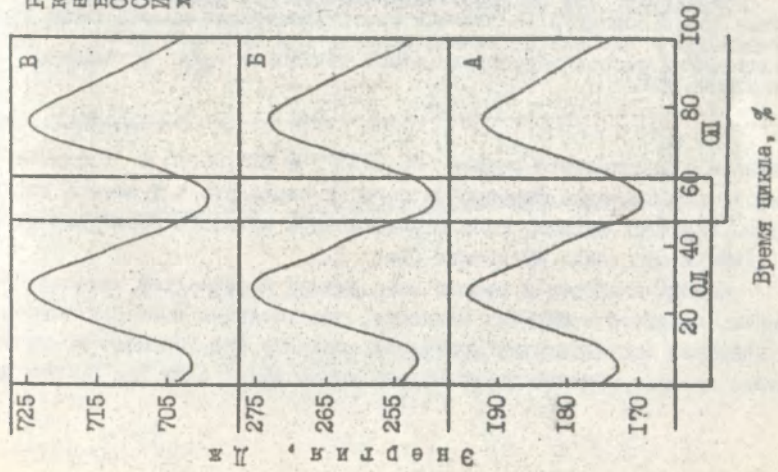


Таблица 2

Отрицательная (числитель) и положительная (знаменатель)⁺(-), механическая работа управляющих моментов в суставах (А) при различных локомоциях, Дж

Суставы тела	Ходьба (скорость: 1,6, 1,8, 1,9, 6,0 м/с)	Бег (скорость: 3,3, 6,0 м/с)	Прыжок в длину (результат: 6,1 и 7,0 м)	Приземление мягкое
Голоно- стопные	6,3+2,7	77,2+32,4	106,3+60,1	159,0
	54,7+24,5	114,4+54,1	95,9+39,2	0
Коленные	66,2+33,5	228,0+115,9	146,3+71,3	248,0
	28,5+6,2	74,1+24,8	290,9+136,1	0
Тазо- бедренные	72,2+31,0	128,6+132,9	403,1+210,1	185,0
	77,5+35,1	256,4+238,7	85,4+41,2	13,8
Шейное сочленение	0,2+0,05	3,0+2,5	1,2 ± 0,3	0,6
	0,4+0,07	3,4+2,4	0,9 ± 0,2	0,9
Нижне- грудное сочленение	2,2+0,2	15,0+15,9	3,3+0,4	-
	3,7+0,9	17,7+18,1	4,1+1,2	-
Поясничное сочленение	30,9+11,7	62,9+70,5	61,3+5,9	-
	19,8+3,1	63,4+59,3	36,7+9,7	-
Все суставы тела	190,2+69,7	540,6+424,4	877,7+416,1	598,5
	196,6+65,0	563,2+451,8	673,9+299,5	21,9

Примечания: Для расчетов энергозатрат при ходьбе, беге и прыжке использовалась 16-звенная пространственная модель тела; при приземлении - плоская 8-звенная модель. Для прыжка в длину представлена работа в суставах одной толчковой ноги. Остальное аналогично табл. 1.

основном отрицательная работа (66,2+33,5 и 228,0+115,9 Дж соответственно). Для суставов безопорной ноги, а также рук и туловища характерным является наличие фазы отрицательной мощности перед достижением крайних положений в суставе (рис. 3).

Анализ мощности и работы мышц нижних конечностей показал следующее. Характер поведения мощности односуставных мышц при локомоциях примерно соответствует поведению мощности управляющего момента в данном суставе. Однако двусуставные мышцы ведут себя иначе. Они про-

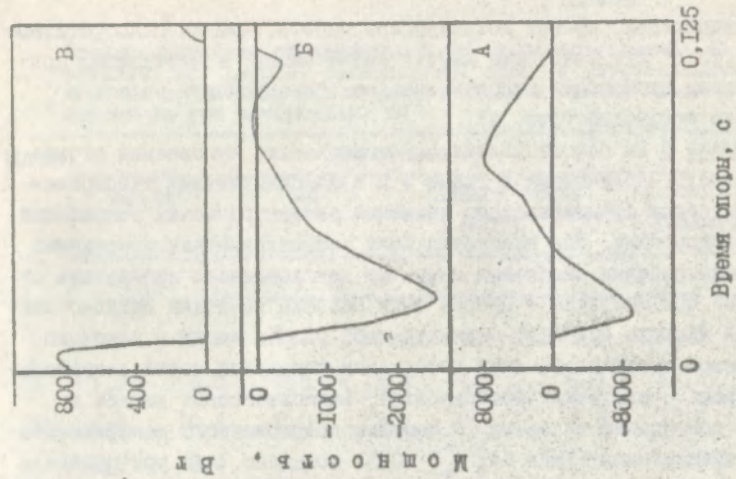
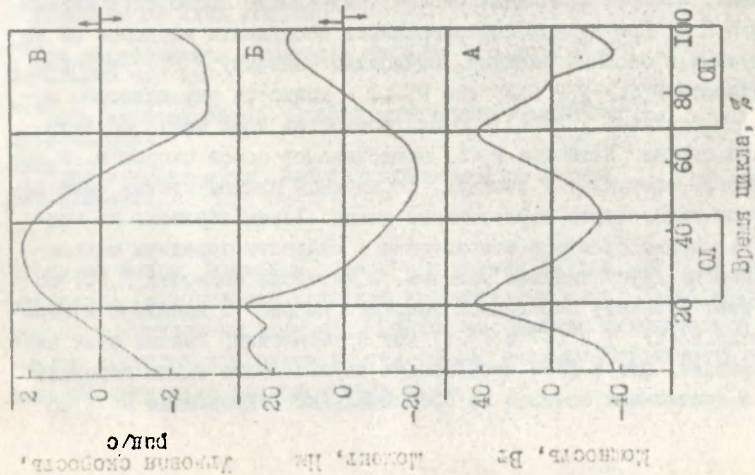


Рис. 3. Составная скорость (а) управляющий элемент, (б) и (в) скорость управления этого момента (А) в индукции ном сечения в тор зонах всей плоскости при беге и Си - опора левой и правой ноги, с от- ве ственно. ↑ - повс- до; Верхне часть ту- лошца по часовой стрелке относительно раздвигальной оси; ↓ - поворот верхней части туловища при беге часо- вой стрелки. Огнималь- но верти кальной оси. Испытуемый Е. А. 6,03 м/с.

Рис. 4. Мощност, раз- виваеме широкими мыш- цами бедра (А), прямой м. бедра (Б) и группой мышц задней поверхности бедра (В) голковой ноги при беге в длину с разбега. Испытуемый Сав., результат 7 м.



Мощность, Вт
Мощность, Вт
Уровень скорости, рад/с

изводят значительно меньше механической работы, чем их односуставные агонисты (табл. 3). Некоторые двусуставные мышцы, в частности, прямая м. бедра, производят главным образом отрицательную работу в большинстве локомоций (рис. 4).

В главе 5 на основе данных об особенностях выполнения отрицательной работы, полученных в главе 4 и в дополнительных экспериментах, обсуждается функциональное значение эксцентрических сокращений мышц при локомоциях. Для выяснения роли эксцентрических сокращений мышц в предохранении пассивных структур двигательного аппарата от повреждений при контакте с опорой были оценены величины активно диссипируемой энергии (за счет отрицательной работы мышц) и пассивно диссипируемой энергии (за счет деформации пассивной части двигательного аппарата - суставных поверхностей, межпозвонковых дисков и т. п.) при локомоциях человека. С помощью предложенного коэффициента мягкости приземления ($KMP = (A^-/A^+) \cdot 100\%$) показано, что при прыжке в длину пассивно рассеивается 361,8 Дж энергии, что составляет 30,6% всей диссипируемой энергии. При ходьбе и беге практически вся диссипируемая энергия рассеивается активно в работающих мышцах. Таким образом, в естественных локомоциях человека подавляющая часть механической энергии диссипирует активно за счет выполнения мышцами отрицательной работы. Мышцы, сокращаясь в эксцентрическом режиме, способствуют предохранению элементов суставного и костного аппарата от излишних деформаций.

Для определения роли двусуставных мышц в активной диссипации энергии при взаимодействии с опорой был проведен эксперимент с тремя испытуемыми, которые выполняли мягкое приземление после спрыгивания с высоты 0,5 м. При этом регистрировались координаты маркеров на теле испытуемых и опорные реакции. Вычисляли величину $P_j(t)$, которая равна разности $P_j^o(t) - \sum_j P_j^m(t)$, где $P_j^o(t)$ - мощность управляющего момента в j-м суставе; $\sum_j P_j^m(t)$ - сумма мощностей всех мышц, обслуживающих j-й сустав. Величина $P_j(t)$ представляет собой скорость, с которой энергия поступает к звеньям, образующим данный сустав (или передается от них), через двусуставные мышцы. Таким образом, по мощности $P_j(t)$ можно судить о направлении и скорости передачи механической энергии двусуставными мышцами, а интеграл мощности $P_j(t)$ по времени дает величину переданной энергии. На рис. 5 показаны изменения величин $P_j^o(t)$, $\sum_j P_j^m(t)$ и $P_j(t)$ при приземлении. Анализ этих данных показывает, что в фазе амортизации двусуставные мышцы передают энергию с дистальных звеньев на проксимальные: икроножная м. - со

Таблица 3

Средние величины отрицательной (-) и положительной (+) механической работы, производимой одно- и двусуставными мышцами-агонистами нижних конечностей в сагиттальной плоскости при локомоциях, Дж

Мышцы	Локомоция							
	Ходьба*		Бег**		Прыжок вверх с места***		Прыжок в длину с разбега****	
	-	+	-	+	-	+	-	+
1	7,1	38,8	27,7	114,3	9,6	75,1	101,5	65,6
2	1,3	6,5	3,6	15,3	4,4	37,1	12,9	8,2
3	2,4	10,4	6,6	23,8	16,0	6,6	16,3	10,5
4	0,9	8,4	0,3	1,2	0	0	2,6	0,7
5	118,2	70,1	94,9	72,4	4,7	386,7	103,9	149,4
6	40,0	2,7	53,0	0,6	28,9	26,4	47,2	0
7	31,5	9,6	35,4	5,0	0,2	0	0,9	53,6

Примечания: Для ходьбы, бега и прыжка вверх с места представлена работа мышц двух ног, для прыжка в длину с разбега - работа мышц толчковой ноги. Обозначения мышц: 1 - камбаловидная м., 2 - латеральная головка икроножной м., 3 - медиальная головка икроножной м., 4 - передняя большеберцовая м., 5 - широкие м. бедра, 6 - прямая м. бедра, 7 - мышцы задней поверхности бедра.

* Два эксперимента, скорости ходьбы 1,3 и 1,7 м/с. Работа подсчитана за цикл ходьбы.

** Три эксперимента, скорости бега от 1,6 до 2,9 м/с. Остальное см. (*)

*** Пять экспериментов. Работа подсчитана за период отталкивания.

**** Два эксперимента. Работа подсчитана за период отталкивания.

стопы на бедро, прямая м. бедра - с голени на таз. За счет данного механизма (сухожильное действие двусуставных мышц) более крупные мышцы проксимальных звеньев помогают рассеивать механическую энергию мышцам дистальных звеньев и, тем самым, снижают вероятность травмирования дистально расположенных мышц.

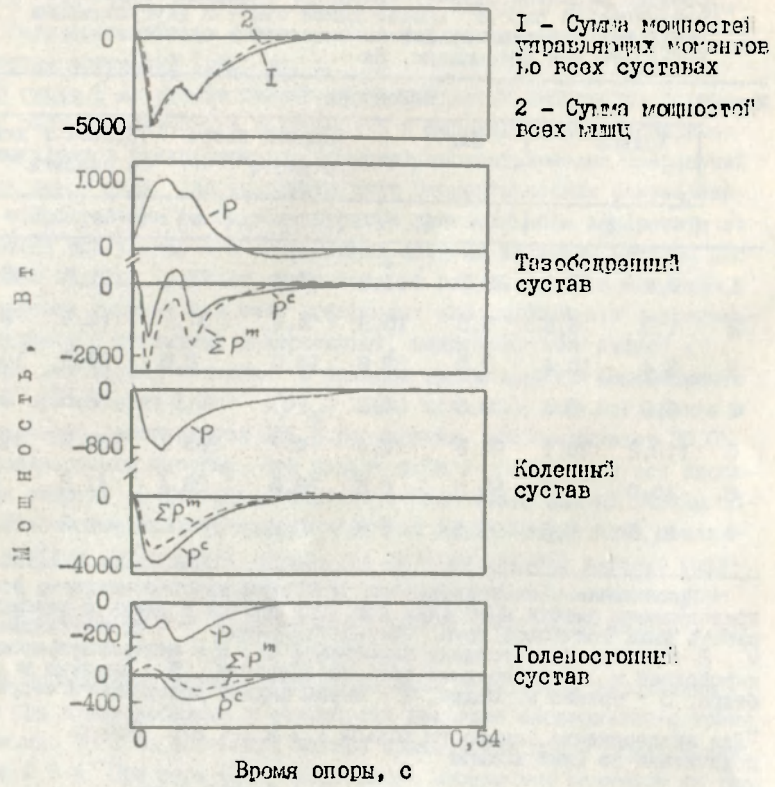


Рис. 5. Мощность управляющего момента (P^c), суммарная мощность мышц, обслуживающих сустав, (ΣP^m) и их разность (P) для трех суставов двух ног при приземлении.

Эксцентрические сокращения мышц снижают нагрузки на суставы за счет рассеивания энергии движущихся звеньев и предохраняют суставы от переразгибания. Это подтверждается наличием фаз отрицательной мощности в суставах перед достижением в них крайних положений.

Эксцентрические сокращения мышц играют важную роль в организации маховых движений при локомоциях. Активное торможение мышцами проксимальных звеньев приводит к увеличению угловой скорости дистальных звеньев (механизм "хлеста"). Так, во время переноса маховой ноги при ходьбе, беге и прыжке в длину угловая скорость разгибания голени увеличивается в результате торможения бедра мышцами-разгибателями бедра, сокращающимися в эксцентрическом режиме. Подобная организация маховых движений выгодна с точки зрения снижения механических (Зациорский, 1986; Aleshinsky, 1986) и метаболических энергозатрат.

В главе 4 показано, что для опорной ноги при беге и прыжке в длину характерным является чередование фаз отрицательной и положительной мощности мышц. Причем положительной мощности предшествует отрицательная. В экспериментах на изолированных мышцах, лишенных афферентации, предварительное выполнение отрицательной работы приводило к увеличению механической эффективности и мощности последующего концентрического сокращения (Cavagna et al., 1965, 1968). Поэтому есть основания ожидать, что подобная организация движений человека является неслучайной. Действительно, при отталкивании в прыжке в длину с разбега в коленном суставе максимальная положительная мощность разгибания составила 10780 Вт (рис. 2). Эта величина значительно превышает мощность всех метаболических источников, известных у человека (Коц, 1982). Часть прироста мощности, возможно, обеспечивается за счет сухожильного действия двусуставной прямой м. бедра, которая может передавать энергию со стороны таза на голень, сокращаясь в эксцентрическом и изометрическом режимах (рис. 4). Аргументом в пользу этого утверждения является то, что максимальная положительная мощность мышц, обслуживающих коленный сустав, на 2700 Вт ниже мощности управляющего момента в коленном суставе. Другая часть прироста мощности управляющего момента в коленном суставе, вероятно, связана с предварительным растягиванием активных мышц разгибателей голени, которое наблюдается в первой половине фазы опоры (рис. 2, 4). Та же причина, по всей видимости, объясняет более высокую механическую эффективность бега по сравнению с ходьбой (Asmussen, Bonde-Petersen, 1974; Cavagna, Kaneko, 1977). При беге в первую по-

ловину опорного периода мышцы разгибатели стопы и голени сокращаются в эксцентрическом режиме, что подтверждается отрицательной мощностью управляющего момента в голеностопном и коленном суставах. Во второй половине опоры эти мышцы производят положительную работу, вызывая продвижение тела вперед. Более низкая механическая эффективность ходьбы связана с тем, что основная мышечная группа, обеспечивающая продвижение тела, (трехглавая м. бедра) производит в цикле ходьбы в основном положительную работу (табл. 2, 3). В основе повышения мощности и экономичности концентрического сокращения мышц после их растягивания при локомоциях лежит, вероятно, эффект статического эксцесса силы. Этот вывод основан на том, что фазы эксцентрического сокращения мышц при локомоциях длятся довольно долго (до нескольких сотен мс), и амплитуда удлинений мышц при этом составляет более 4 % длины мышц. Наблюдаемые при локомоциях время и амплитуда удлинения активных мышц значительно превышают характеристики динамического эксцесса силы (длительность - несколько десятков мс, изменение длины - 1 %, см.: Юссе, Рак, 1969; Турфинкель, Левик 1985), при котором возможно эффективное накопление и последующее использование энергии упругой деформации ПОУК. Повышение мощности и экономичности концентрического сокращения мышц при локомоциях человека, вероятно, осуществляется за счет смещения кривой сила-скорость вправо в результате предварительного эксцентрического сокращения.

ВЫВОДЫ

1. Разработаны механико-математическая пространственная 16-звенная модель скелетно-мышечной системы тела человека и пакет прикладных программ, позволяющие по известному движению рассчитывать различные показатели механических энергозатрат, включая работу отдельных мышц. Экспериментальная проверка адекватности модели показала, что основные предположения, сделанные при построении модели, справедливы.

2. Оценены неизвестные параметры модели - плечи тяги и удлинения 9 мышц нижней конечности при разных углах в суставах.

Плечи тяги и удлинения отдельных головок трехглавой м. голени измерялись на трупных препаратах с помощью специально разработанных методов. По измеренным значениям были рассчитаны уравнения регрессии, связывающие плечи тяги и удлинения мышц с углами в голеностопном и коленном суставах.

Для 6 мышц нижней конечности (передней большеберцовой, широких и прямой бедра, группы мышц задней поверхности бедра, ягодичной и подвздошной) уравнения регрессии, связывающие плечи тяги и удлинения мышц с углами в суставах, рассчитаны по результатам обобщения данных литературы.

3. Получены оценки отрицательных и положительных механических энергозатрат при локомоциях человека.

а) "Внешняя", "полная", "псевдомеханическая" работа при локомоциях определяется в основном изменением кинетической энергии поступательного движения звеньев тела. Так, при ходьбе 82 % суммы изменений полных энергий всех звеньев приходится на изменения кинетической энергии поступательного движения звеньев. При беге и прыжке в длину аналогичный показатель составляет 85 и 84 %. От 60 % (при прыжке в длину) до 72 % (при беге) суммы изменений полных энергий всех звеньев приходится на нижние конечности.

б) При ходьбе и беге с постоянной скоростью суммарные для всего тела отрицательные и положительные механические энергозатраты примерно равны по абсолютной величине за цикл движения. Это справедливо для "внешней", "внутренней", "полной", "псевдомеханической" работ, а также работы управляющих моментов в суставах. Увеличение угла подъема при передвижении на лыжах с 3 до 5-6 град приводит к снижению отрицательных и увеличению положительных МЭЭ в цикле передвижения. При прыжках в длину с разбега суммарные для всего тела величины показателей отрицательных МЭЭ превышают по модулю величины положительных МЭЭ. При приземлении после спрыгивания различные фракции механической энергии тела в основном только снижаются, то есть производится преимущественно отрицательная работа.

в) Из общего количества суммарной отрицательной и положительной работы управляющих моментов в различных локомоциях в сагиттальной плоскости производится от 74 до 88 %. При ходьбе отрицательная работа в суставах в сагиттальной плоскости составила $143,6 \pm 56,3$ Дж, положительная - $140,5 \pm 55,8$; при беге - соответственно $398,4 \pm 287,5$ и $419,7 \pm 329,2$ Дж; при прыжке в длину - $772,8 \pm 407,9$ и $567,1 \pm 63,1$ Дж. Из этого количества отрицательной и положительной работы в суставах ног при разных локомоциях производится от 88 до 93 %.

г) Анализ поведения мощностей управляющих моментов в суставах тела показал, что для локомоторных движений (за исключением приземления и прыжка вверх из глубокого подседа) характерным является периодическое изменение знака мощности. Особенно это характерно для

суставов опорной ноги при беге и прыжке в длину с разбега: положительной мощности во второй половине периода опоры предшествует отрицательная мощность в первой половине опоры. Однако для некоторых суставов характерным является преимущественное выполнение отрицательной либо положительной работы. Так, при ходьбе в голеностопных суставах производится в основном положительная работа (54,7+24,5 Дж), при ходьбе и беге в коленных суставах производится в основном отрицательная работа (66,2+33,5 и 228,0+115,9 Дж соответственно). Для суставов безопорной ноги, а также рук и туловища характерным является наличие фазы отрицательной мощности перед достижением крайних положений в суставе.

д) Характер поведения мощности односуставных мышц при локомоциях примерно соответствует поведению мощности управляющего момента в данном суставе. Однако двусуставные мышцы ведут себя иначе. Они производят значительно меньше механической работы, чем их односуставные агонисты. Некоторые двусуставные мышцы, в частности, прямая м. бедра, производят главным образом отрицательную работу в большинстве локомоций. Такое функционирование двусуставных мышц способствует передаче механической энергии между звеньями, не имеющими общего сустава. Так, при отталкивании в прыжке в длину за счет передачи механической энергии с таза на голень мощность разгибания в коленном суставе увеличивается примерно на 3000 Вт.

4. При локомоциях человека оценки пассивно рассеиваемой в костно-суставном аппарате механической энергии составили от 361,8 Дж (30,6 % от всей диссипируемой энергии) - при отталкивании в прыжках в длину, до 5 Дж (2 %) - при ходьбе. Таким образом, при локомоциях человека большая часть механической энергии диссипирует активно за счет выполнения мышцами отрицательной работы.

5. В фазе амортизации при активном рассеивании энергии тела двусуставные мышцы передают механическую энергию с дистальных звеньев на проксимальные (сухожильное действие двусуставных мышц). За счет этого механизма более крупные мышцы проксимальных звеньев помогают рассеивать механическую энергию мышцам дистальных звеньев. Например, при приземлении односуставные разгибатели голени и бедра дополнительно рассеивают 60,7 Дж, что составляет 53 % от работы управляющего момента в тазобедренном суставе.

6. Функциональное значение эксцентрических сокращений мышц при локомоциях человека заключается:

а) в демпфировании ударных нагрузок при взаимодействии с опо-

рой. При этом не менее 70 % механической энергии рассеивается (или накапливается) в мышцах при выполнении ими отрицательной работы, что снижает нагрузки на пассивные структуры двигательного аппарата.

б) в остановке движущихся звеньев тела, что также осуществляется за счет отрицательной работы мышц. Сокращаясь в эксцентрическом режиме, мышцы снижают нагрузки на суставы и предохраняют их от переразгибания.

в) в увеличении мощности и экономичности последующего concentрического сокращения мышц. Так, при отталкивании в прыжке в длину в коленном суставе толчковой ноги максимальная положительная мощность разгибания составила 10780 Вт, что значительно превышает мощность всех метаболических источников, известных у человека (2780 Вт обеспечивает сухожильное действие прямой мышцы бедра, см. вывод 3д). В основе повышения мощности и экономичности concentрического сокращения мышц после их растягивания при локомоциях лежит, вероятно, эффект статического эксцесса силы. Повышение мощности concentрического сокращения мышц в этом случае осуществляется за счет смещения кривой сила-скорость вправо.

г) в организации маховых движений. Активное торможение проксимальных звеньев приводит к увеличению угловой скорости дистальных звеньев (механизм "хлеста"). Подобная организация маховых движений выгодна с точки зрения снижения механических и метаболических энергозатрат.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Прилуцкий Б. И. Модель для анализа спортивной техники // Совершенствование управления отраслью физической культуры и спорта на базе ЭВМ и современных математических методов: Тез. докл. Всесоюз. науч. конф. - Одесса, 1982. - С. 52-53.
2. Прилуцкий Б. И. 16-звенная пространственная модель тела человека // Механико-математическое моделирование спортивной техники: Тез. докл. Всесоюз. науч. конф. - М., 1982. - С. 39.
3. Зациорский В. М., Аруин А. С., Прилуцкий Б. И., Шахназаров А. И. Плечи тяги мышц-подшвенных сгибателей стопы, определенные "биомеханическим" способом // Физиология человека. - 1985. - Т. 11. - № 4. - С. 616-622.
4. Шалманов А. А., Прилуцкий Б. И. Определение кинематики движения ОЦМ тела по опорным реакциям // Теор. и практ. физич. культ. -

1985. -N 10. -С. 7-9.

5. Зацюрский В.М., Прилуцкий Б.И. Биомеханика отрицательной работы. -М.: ГЦОЛИФК, 1986. -64 с.

6. Зацюрский В.М., Прилуцкий Б.И. Физиология отрицательной работы. -М.: ГЦОЛИФК, 1986. -52 с.

7. Аруин А.С., Прилуцкий Б.И. Зависимость удлинения трехглавой мышцы голени от углов в голеностопном и коленном суставах // Физиология человека. -1986. -Т. 12. -N 2. -С. 244-248.

8. Прилуцкий Б.И., Зацюрский В.М. Два пути диссипации механической энергии и их соотношение в локомоциях человека // Медицинская биомеханика: Тез. докл. Междунар. конф. Достиж. биомех. в мед. 12-15 сентября 1986 г. -Рига, 1986. -Т. 3. -С. 294-298.

9. Аруин А.С., Зацюрский В.М., Прилуцкий Б.И. Морфометрия мышц в биомеханике локомоций. - М., 1986. -92 с. -Деп. в ВИНТИ 21.07.86., N 6530-В.

10. Прилуцкий Б.И., Александров А.А., Григорьев В.А., Федоткина О.И. Отрицательные и положительные механические энергозатраты лыжника-гонщика // Теор. и практ. физич. культ. - 1986. -N 4. -С. 15.

11. Зацюрский В.М., Прилуцкий Б.И. Особенности выполнения отрицательной механической работы в спортивных локомоциях // Проблемы биомеханики в спорте: Тез. докл. Всесоюз. научно-практич. конф. -М., 1987. -С. 57-58.

12. Зацюрский В.М., Прилуцкий Б.И. Механизмы функционирования двусуставных мышц в локомоциях // Проблемы биомеханики в спорте: Тез. докл. Всесоюз. научно-практич. конф. -М., 1987. -С. 58-59.

13. Аруин А.С., Зацюрский В.М., Прилуцкий Б.И. Плечи сил и удлинения мышц нижних конечностей при различных значениях суставных углов // Архив анатомии, гистологии и эмбриологии. - 1988. -Т. 94. -N 6, -С. 52-55.

14. Селуянов В.Н., Мякинченко Е.Б., Бикбаев И.З., Козьмин Р.К., Прилуцкий Б.И., Цирков В.Н. Пути повышения экономичности техники бега на средние дистанции // Теор. и практ. физич. культ. - 1988. -N 11. -С. 47-48.

15. Аруин А.С., Зацюрский В.М., Прилуцкий Б.И. Морфометрия мышц. Учебное пособие для студентов ГЦОЛИФКа. -М.: ГЦОЛИФК, 1988. - 62 с.

16. Прилуцкий Б.И. Мышечные боли, вызванные непривычными физическими упражнениями (краткий обзор) // Теор. и практ. физич. культ. -1989. -N 2. -С. 16-21.

17. Петрова Л. Н., Прилуцкий Б. И. Методы сглаживания и дифференцирования при изучении техники спортивных движений // Теор. и практ. физич. культ. -1989. -N 5. -С. 6-12.

18. Зацiorsкий В. М., Прилуцкий Б. И. Модель для определения мышечных сил в заданном движении человека // Биофизика. -1989. -Т. 34. -N 6. -С. 1036-1040.

19. Прилуцкий Б. И., Васильев В. А., Райцин Л. М., Акторов А. В. Оценка сил мышечной тяги при естественном движении человека на основе минимизации различных целевых функций // Биофизика. -1989. - Т. 34. -N 6. -С. 1041-1045.

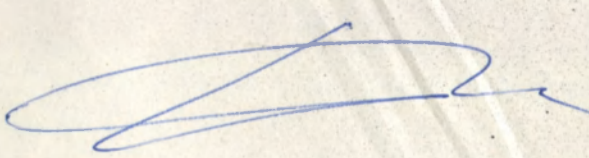
20. А. с. 1222247 СССР, МКИ* А 61 В 10/00. Способ определения изменений длины мышц конечности / Аруин А. С., Прилуцкий Б. И. (СССР). -2 с.

21. А. с. 1258377 СССР, МКИ* А 61 В 5/10. Устройство для определения изменения длины мышц / Аруин А. С., Прилуцкий Б. И., Шахназаров А. И. (СССР). -2 с.: ил.

22. Zatsiorsky V. M., Prilutsky B. I. Soft and stiff landing // International series on biomechanics, V. 6B. Biomechanics X-B / Ed. by Bengt Jonsson. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, Inc., 1987. -P. 739-743.

23. Aruin A. S., Zatsiorsky V. M., Prilutsky B. I., Shakhnazarov A. I. The "biomechanical" method used for determining the arms of muscular force // International series on biomechanics, V. 6B. Biomechanics X-B / Ed. by Bengt Jonsson. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, Inc., 1987. -P. 1117-1121.

24. Aruin A. S., Prilutsky B. I. Human body simulation in computer-aided design of work stations // Biology of Sport. -1988. - V. 5. -Suppl. 1. -P. 199-206.



Участок ротационной печати ГЦОЛИФК
Подписано в печать 17.07.90. Заказ № 149
Объем 10 уч.-изд. Тираж 100 экз.