

5100

Х 868

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЦЕНТРАЛЬНЫЙ ОРДЕНА ЛЕНИНА  
ИНСТИТУТ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ

---

---



А. С. Аруин, В. М. Зациорский, Б. И. Прилуцкий

# МОРФОМЕТРИЯ МЫШЦ

Учебное пособие для студентов ГЦОЛИФКа

---

---

МОСКВА

1988

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЦЕНТРАЛЬНЫЙ ОРДЕНА ЛЕНИНА  
ИНСТИТУТ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ

---

А.С. Аруин, В.М. Зациорский, Б.И. Прилуцкий

Утверждено  
Советом ГЦОЛИФКа

МОРФОМЕТРИЯ МЫШЦ

Учебное пособие для студентов  
ГЦОЛИФКа

БИБЛИОТЕКА  
Альбертовского всесоюзного  
Института Физкультуры

Москва - 1988

## ВВЕДЕНИЕ

Под морфометрическими характеристиками мышц понимаются количественные данные о строении отдельных мышц и особенностях их расположения относительно костных рычагов. К ним относятся длины и плечи тяги мышц, физиологический поперечник, соотношение длин сухожильной и мышечной частей, углы перистости, направление тяги, координаты мест прикрепления мышц к костям и т.д. Все эти данные необходимы для биомеханических расчетов. В частности, используя морфометрические характеристики в сочетании с данными оптической регистрации движений, удается определить в процессе естественных локомоций режимы сокращения мышц, усилия, развиваемые ими, показатели механических свойств различных мышечных групп - жесткость и демпфирование, величину механической работы, производимой мышцами, и многую другую важную информацию. Эта информация крайне необходима для понимания механизмов организации движений человека, в том числе и спортивных.

Несмотря на давнюю историю развития функциональной (динамической) анатомии, основателем которой в нашей стране является П.Ф. Лесгафт (1837-1909), и на острую потребность современной биомеханики в морфометрических данных, в литературе имеется довольно скудная информация. Причем она во многих случаях является противоречивой и, кроме того, рассеяна по многим, пока мало доступным источникам. Назрела необходимость в отборе и обобщении морфометрических данных, корректном экспериментальном получении недостающей информации. Одним из первых шагов в этом направлении является настоящая работа. В ней основное внимание уделяется зависимостям плеч тяги и удлинений мышц от суставных углов. Эта информация используется для анализа ряда естественных (ходьба и бег трусцой) и спортивных (прыжки в длину и в высоту стилем флора-флоп) локомоций.

## I. КРАТКИЙ ОБЗОР ОСНОВНЫХ МОРФОМЕТРИЧЕСКИХ ДАННЫХ

### I.1. Зависимость плеч тяги и удлинений мышц от суставных углов

Имеющиеся по этому вопросу литературные данные неполны и противоречивы /10/. Обычно в процессе определения плеч и удлинений мышцу заменяют нерастяжимой нитью, соединяющей срединные точки мест ее крепления. Затем, изменяя угол между сочленяющимися костями, измеряют плечи тяги и длины мышц на препарате или рентгеновском снимке, либо, зная места (точки) прикрепления мышцы, определяют плечи и длины на основании тригонометрических расчетов /33, 59, 46, 50, 30, 55, 25, 32, 26, 21, 28, 24, 41 и др./. Этот распространенный способ определения плеч сил и удлинений мышц будем называть в дальнейшем геометрическим. Погрешности измерений этим способом вызваны следующими обстоятельствами /10/: 1) мышцы прикрепляются не к точке, а к более или менее значительной поверхности; 2) не всегда мышцы можно моделировать прямой нитью, центроида мышцы может представлять собой кривую линию /44, 45/; 3) при изменении угла в суставе положение мгновенной оси вращения может измениться /55, 27 и др./, что влияет на величину плеч сил; 4) некоторые мышцы крепятся не только к костям, но и к так называемому "мягкому скелету", в частности к фасциям, имея при этом несколько мест прикрепления.

На рис. I.1-I.6 и в табл. I.1, I.2 представлены сводные данные зависимостей плеч сил и удлинений некоторых мышц верхней и нижней конечностей от углов в суставах. Заметим сразу, что в некоторых случаях встречаются крайне противоречивые результаты. Так, авторы исследований /58, 42/ считают, что плечо силы трехглавой мышцы голени практически неизменно во всем диапазоне углов в голеностопном суставе (табл. I.2). Согласно же данным /21/, плечо силы одной из головок трехглавой мышцы (камбаловидной) изменяется почти в 6 раз (рис. I.3 А). Различия в величинах плеч сил, полученных для двуглавой мышцы бедра при средних углах в коленном суставе, достигает 200-300% (рис. I.4, данные /33/ и /21/). В работе /13/ показано, что изменение активности мышцы может приводить к двукратному изменению плеча силы (табл. I.2). Этот факт не учитывался в большинстве приведенных измерений. В то же время хорошо согласуются

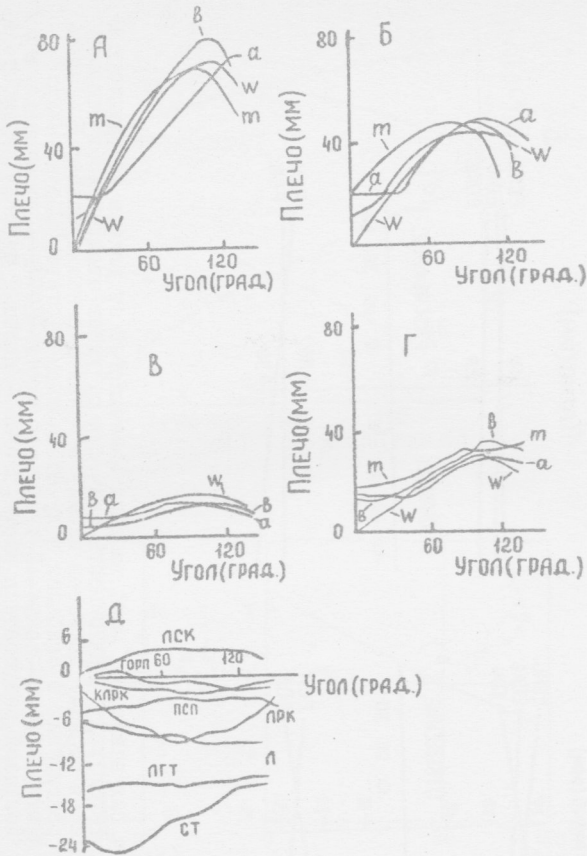


Рис. 1.1. Зависимость плеч сил некоторых мышц верхних конечностей от угла сгибания в локтевом суставе (сводные данные):

А - плечелучевая мышца; Б - двуглавая мышца; В - круглый пронатор; Г - плечевая мышца; Д - группа мышц локтевого сустава (данные /Amiset al, 1979/). Обозначения: б - данные /Braune, Fischer, 1889/; w - /Wilkie, 1950/; m - /Morescki et al, 1971/; а - /Amiset al, 1979/; ЛСК - лучевой сгибатель кисти; ГОРП - глубокий общий разгибатель пальцев; КЛРК - короткий лучевой разгибатель кисти; ПСП - поверхностный сгибатель пальцев; ЛРК - локтевой разгибатель кисти; Л - локтевая мышца; ЛГТ - латеральная головка трехглавой мышцы; СТ - главное сухожилие трехглавой мышцы

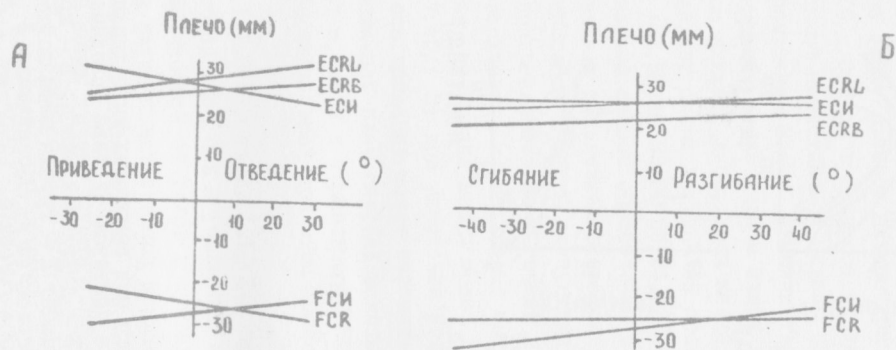


Рис. 1.2. Зависимость плеч сил некоторых мышц верхних конечностей от угла в лучезапястном суставе (по /Уоун et al., 1976/): А - зависимость плеч сил от углов отведения (в сторону лучевой кости) и приведения (в сторону локтевой кости) в лучезапястном суставе; Б - зависимость плеч сил от углов разгибания и сгибания в лучезапястном суставе. Обозначения: FCR - лучевой сгибатель кисти; FCI - локтевой сгибатель кисти; ECRB - короткий лучевой разгибатель кисти; ECI - локтевой разгибатель кисти; ECRU - длинный лучевой разгибатель кисти

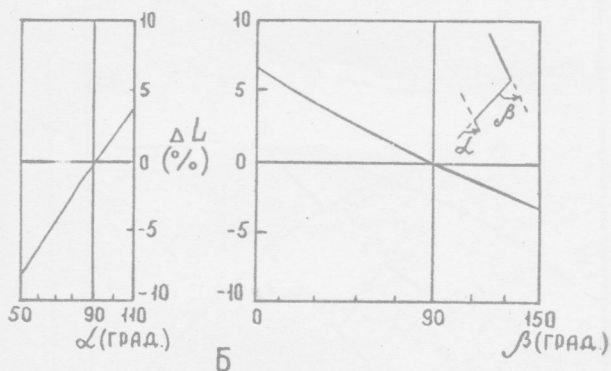
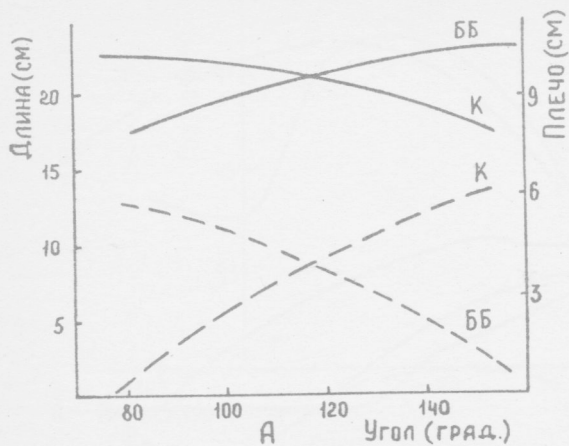


Рис. 1.3. Зависимость плеч сил и длин некоторых мышц нижних конечностей от угла в голеностопном и коленном суставах:

А - зависимость плеч сил (---) и длин (—) мышц-сгибателей и разгибателей стопы от угла тыльного сгибания стопы (данные /Семенов, 1977/). Обозначения: К - камбаловидная мышца; BB - передняя большеберцовая мышца; Б - зависимость удлинения икроножной мышцы от углов в голеностопном ( $\alpha$ ) и коленном ( $\beta$ ) суставах (данные /Grieve et al., 1978/). Удлинение ( $\Delta L$ ) представлено в процентах к длине голени

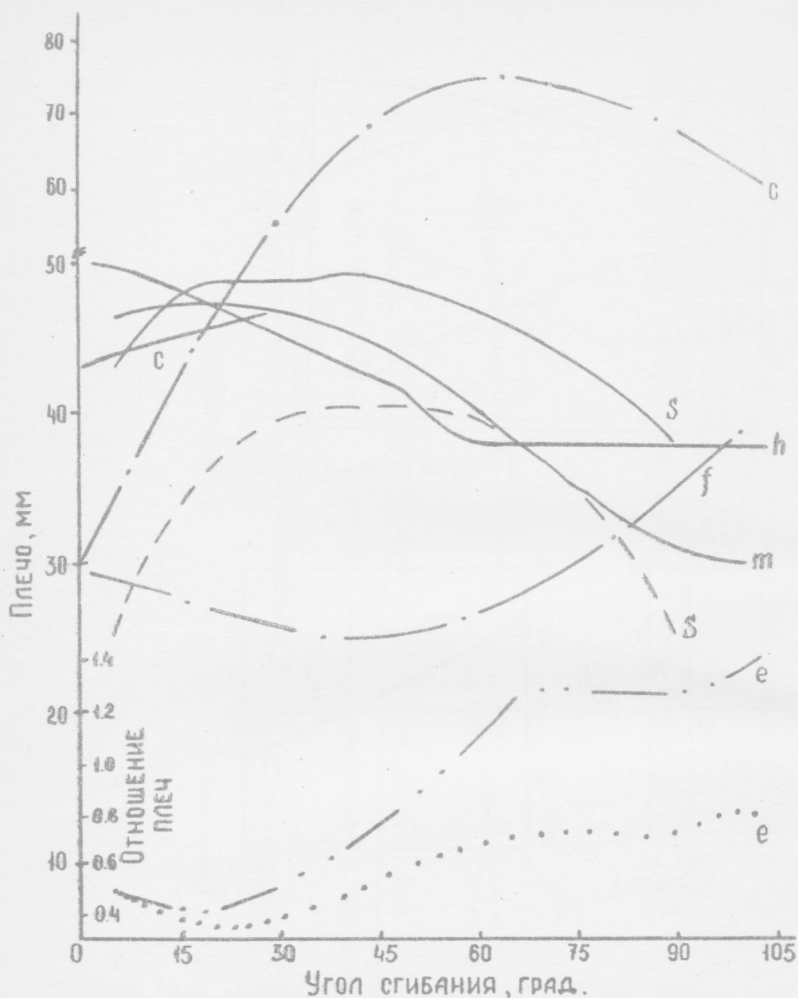


Рис. 1.4. Зависимость плеч сил относительно коленного сустава некоторых мышц от угла в коленном суставе (сводные данные):

зависимость плеч сил четырехглавой мышцы бедра (—), hamstrings (---), длинной головки двуглавой мышцы бедра (— · — · —), а также отношений плеча силы hamstrings к плечу четырехглавой мышцы (· · · · ·) и плеча hamstrings к плечу икроножной мышцы (— · — · —). Данные получены: S - Smidt, 1973; m - Mareski et al, 1971; f - Fisher, 1927; e - Ellis et al, 1979; c - Степанов, 1977; h - Herzog, 1975.



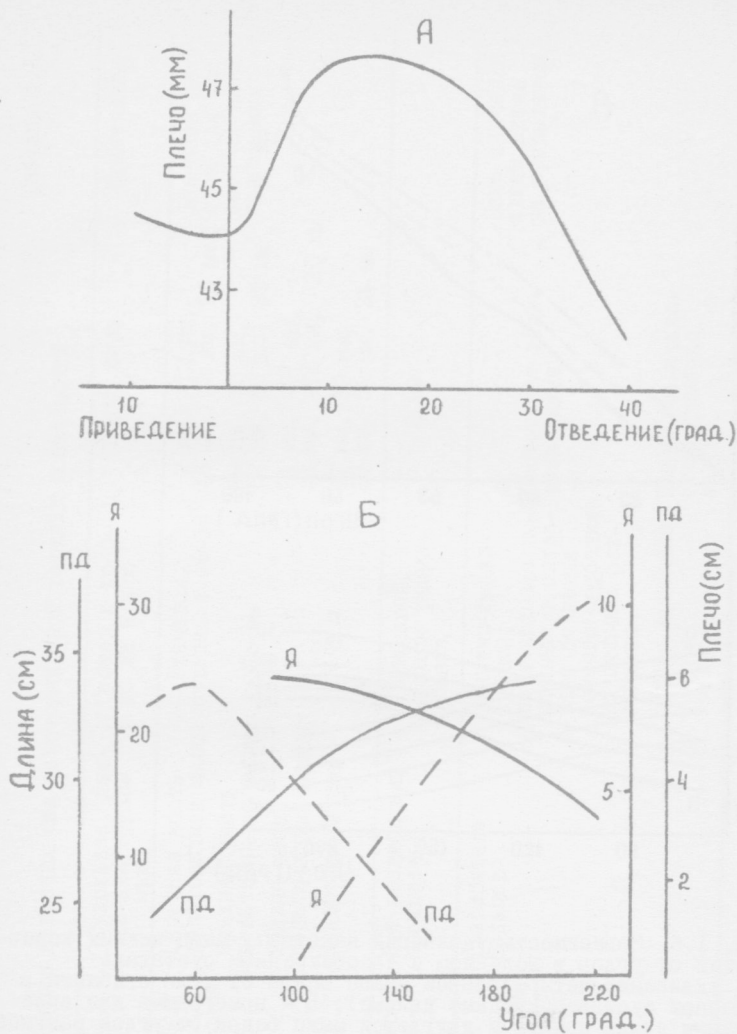


Рис. 1.5. Зависимость плеч сил и длин некоторых мышц нижних конечностей от угла в тазобедренном суставе: А - зависимость плеча отводящих мышц бедра от угла в тазобедренном суставе (данные /Olson et al, 1972/); Б - зависимость плеч сил (----) и длин (—) мышц-сгибателей и разгибателей бедра от угла разгибания в тазобедренном суставе (данные /Степанов, 1977/). Обозначения: Я - большая ягодичная мышца; ПД - подвздошная мышца

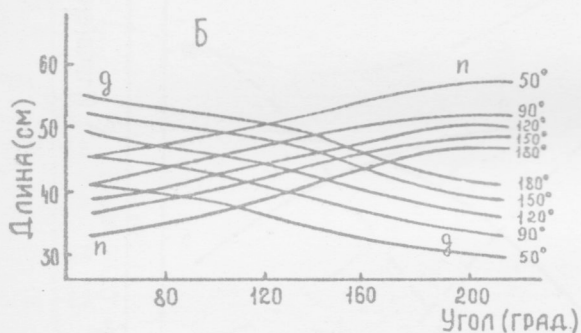
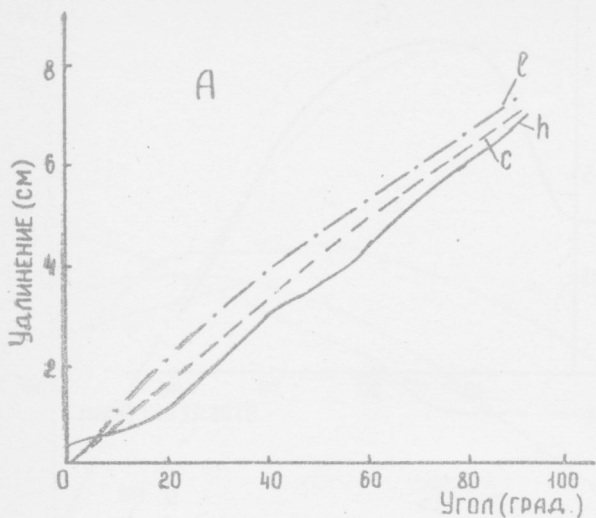


Рис. 1.6. Зависимость удлинений некоторых мышц нижних конечностей от углов в коленном и тазобедренном суставах: А - удлинение четырехглавой мышцы бедра от угла сгибания в коленном суставе (сводные данные); Б - номограмма для определения длины прямой и двуглавой мышц бедра от углов разгибания в тазобедренном (абсцисса) и коленном (значения углов справа) суставах (данные /Семенов, 1977/). Обозначения: e - данные /Lindahl, Movin, 1967/; h - /Harding et al, 1977/; c - /Степанов, 1977/; n - прямая мышца бедра; d - двуглавая мышца бедра

Таблица I.I

## Данные о плечах сил некоторых мышц верхних конечностей

Источник	Материал, метод	Сухожилие, мышца или группа мышц	Сустав и положение в нем	Плечо сил	Примечание
/30/	5 испытуемых (27,8 лет); рентгеновская съемка	Передняя часть дельтовидной мышцы	Плечевой; отведение 45-56°	2 мм, -12 мм, 46 мм, 13 мм, 25 мм	Значения плеч даны для каждого из пяти испытуемых
		Средняя часть дельтовидной мышцы	То же	49 мм, 53 мм, 87 мм, 56 мм, 83 мм	
		Задняя часть дельтовидной мышцы	- " -	-21 мм, -31 мм, 46 мм, -18 мм, -20 мм	
		Надостная мышца	- " -	61 мм, 30 мм, 63 мм, 54 мм, 34 мм	
/61/	Математическое моделирование	Все разгибатели предплечья	Локтевой; полное разгибание	0 мм	
/63/	II трупных препаратов; рентгеновская съемка и прямое измерение	Разгибатели пальцев	Пястно-фаланговых; произвольное положение в интервале от почти полного сгибания до полного разгибания	Постоянная величина плеча	Само значение длины плеча не приводится
			полное сгибание	Плечо увеличивается примерно на 25%	

Данные о плечах сил некоторых мышц нижних конечностей

Источник	Материал, метод	Сухожилие, мышца или группа мышц	Сустав и положение в нем	Плечо силы	Примечание
I	2	3	4	5	6
/II/	Физическая модель; прямое измерение модели	Двуглавая мышца	Тазобедренный и коленный; таз зафиксирован и сильно наклонен вперед, в голеностопном суставе подошвенное сгибание	Длина плеча больше в тазобедренном суставе, чем в коленном	Сами значения плеч не приводятся
		Полуперепончатая мышца	То же	То же	То же
		Подсухожильная мышца	- " -	- " -	- " -
/23/	Данных нет	Прямая мышца бедра	Тазобедренный; сгибание 10-12° от максимального разгибания	Длина плеча имеет максимальное значение	Значение длины плеча не приводится
		То же	Дальнейшее сгибание	Длина плеча почти не изменяется	То же
		- " -	Коленный; сгибание от угла 10-12°	Длина плеча уменьшается	- " -
		- " -	Сгибание 30°	Длина плеча имеет максимальное значение	- " -
		- " -	Дальнейшее сгибание до 55°	Длина плеча быстро уменьшается	- " -

Таблица 1.2 (продолжение)

1	2	3	4	5	6
/24/	Бальзамированный мужской труп (рост 166 см; вес 64 кг, возраст 48 лет); прямое измерение и фотосъемка	Ахиллово сухожилие  Икроножная мышца	Голеностопный; среднее положение  Коленный	47 мм  20 мм	
/34/	Физическая модель; прямое измерение модели	Длинная головка двуглавой мышцы бедра  То же	Тазобедренный; сгибание 40°  Коленный; сгибание 100°  сгибание 80°	Плечо силы имеет максимальное значение  41-49 мм  58 мм	Само значение плеча силы не приводится   Максимальное значение
/49/	6 испытуемых; данных нет	Ахиллово сухожилие	Голеностопный; среднее положение	66 мм	
/53/	2 испытуемых; рентгеновская съемка	Четырехглавая мышца	Тазобедренный и коленный; данных в положении в суставе нет	2,93 и 1,79  8,4 и 1,93	Представлены отношения плеч мышцы в тазобедренном и коленном суставах у двух испытуемых
/58/	Данных нет	Трехглавая мышца голени	Голеностопный; весь диапазон движения	Плечо практически не изменяется	

Таблица 1.2 (продолжение)

1	2	3	4	5	6
/13/	I испытуемый	Прямая мышца бедра	Коленный, 90°	40 мм	Центроида мышцы моделируется прямой
			Тазобедренный, 90°	40 мм	Центроида мышцы соответствует контуру мышцы
			Коленный, 90°	40 мм и 40 мм	Напряженная и расслабленная мышца
			Тазобедренный, 90°	30 мм и 15 мм	Напряженная и расслабленная мышца

ся данные о плечах сил, полученные разными авторами для плечевой, двуглавой мышцы плеча, плечелучевой мышц и круглого пронатора относительно угла в локтевом суставе (рис. I.1 А, Б, В, Г), плечи тяги четырехглавой мышцы бедра в зависимости от угла в коленном суставе (см. рис. I.4). Хорошее согласие наблюдается и в удлинении четырехглавой мышцы бедра при изменении угла в коленном суставе (рис. I.6 А), несмотря на то, что удлинение зарегистрировано разными способами: на пяти здоровых людях /46/ и трех ампутированных конечностях /40/ рентгеновскими методами, а также прямым измерением на одном скелете нижней конечности 21. Это говорит о том, что для ряда мышц с относительно простым строением геометрический метод измерения может быть использован и давать точные результаты.

В заключение отметим, что всем приведенным выше данным (за исключением данных /37/ (см. рис. I.3 Б) присущи два существенных недостатка:

- 1) плечи и длины мышц представлены в абсолютных величинах — их не всегда можно переносить на другого человека;
- 2) морфометрические характеристики даются не в виде уравнений, связывающих их с углами в суставах, а в форме графиков, номограмм, таблиц (см. приложения), а иногда таблиц координат точек крепления мышц к костям (см. приложения), что не дает возможности использовать эти данные непосредственно в вычислениях на ЭВМ. В некоторых случаях в литературе приводится только скелетно-мышечная модель или способ измерения морфометрических характеристик /35, 48, 13/. В этом случае получить плечи и длины мышц можно лишь после самостоятельных измерений на трупах или скелете.

## 2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПЛЕЧ СИЛ И УДЛИНЕНИЙ ОСНОВНЫХ МЫШЕЧНЫХ ГРУПП НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ ПО УГЛАМ В СУСТАВАХ

### 2.1. Методика

#### 2.1.1. Измерение плеч сил отдельных головок трехглавой мышцы голени при разных углах в голеностопном и коленном суставах<sup>х)</sup>

Предварительно фиксированные в 10-процентном растворе формалина нижние конечности (см. табл. 2.1) подвергали послойной

<sup>х)</sup> Данный способ измерения плеч сил мышц предложен А.С. Аруиным и В.М. Запирским. В отличие от геометрического он назван биомеханическим (подробнее см. /9/).

препаровке<sup>х)</sup>. При этом начала камбаловидной мышцы, а также латеральной и медиальной головок икроножной мышцы выделяли из окружающих тканей и отсекали от мест прикрепления вместе с участком надкостницы. Выделенные головки по отдельности прошивали шелковой нитью №8 с захватом всех мышечных волокон данной мышцы и отсеченной надкостницы таким образом, чтобы точка выхода нити находилась на продольной оси мышцы. Для исключения влияния не участвовавших в исследуемом движении мышц и связок, снижающих подвижность сустава, их иссекали.

Таблица 2.1

Антропометрические признаки использованных препаратов

Статистические показатели	Длина стопы	Ширина стопы	Диаметр голеностопного сустава	Длина голени	Диаметр коленного сустава	Длина бедра
$\bar{X}$ , см	23,0	8,6	6,6	35,5	9,5	37,0
$\sigma$ , см	1,7	1,1	0,8	2,7	0,9	3,1

Примечание.  $\bar{X}$  - среднее значение,  $\sigma$  - стандартное отклонение.

Отпрепарированную конечность посредством винтов и конусов механически закрепляли в неподвижном основании. Нить, выходящую из мышцы (гибкая тяга) через блок, установленный в месте, соответствующем началу исследуемой мышцы, соединяли с устройством приложения силы (рис. 2.1). Углы в голеностопном и коленном суставах определяли как углы между продольными осями звеньев: на стопе ось проходит от наружной лодыжки до проекции поперечной оси вращения пятого плюсно-фалангового сустава; на голени - от лодыжки до проекции поперечной оси вращения коленного сустава; на бедре - от оси вращения коленного сустава до большого вертела. (Точки пересечения продольных осей звеньев соответствуют местам крепления маркеров на теле испытуемого в процессе биомеханической съемки локомоций).

<sup>х)</sup> Эксперименты проводились на кафедре оперативной хирургии И МОИГМИ им. Пирогова совместно с канд. мед. наук А. И. Шахназаровым.



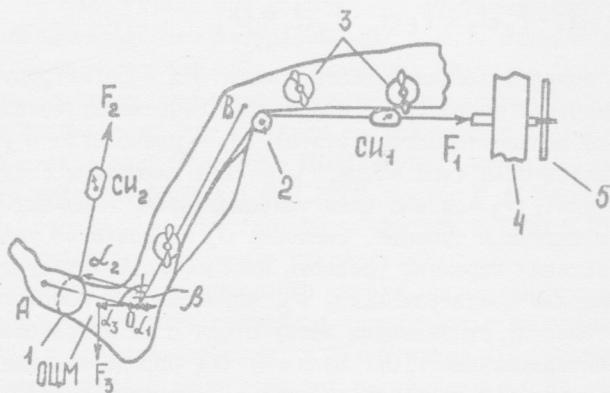


Рис. 2.1. Схема определения плеча мышечной тяги биомеханическим способом. А, О и В - проекции осей вращения плюснефалангового, голеностопного и коленного суставов на сагиттальную плоскость;  $\beta$  - угол в голеностопном суставе;  $F_1$  - сила, прикладываемая к мышце;  $F_2$  - регистрируемая сила;  $F_3$  - сила тяжести стопы;  $d_1, d_2, d_3$  - плечи сил  $F_1, F_2$ , и  $F_3$  соответственно; СИ<sub>1</sub> и СИ<sub>2</sub> - устройства измерения силы; 1 - стремя; 2 - блок; 3 - приспособления для крепления препарата; 4 - основание (основная часть его не показана); 5 - устройство приложения силы

В процессе экспериментов к мышце с помощью устройства приложения силы (винтовой пары) прикладывали известную силу (ее величину контролировали с помощью силоизмерительного устройства СИ<sub>1</sub>) и регистрировали величину силы, действующей в области плюснефаланговых суставов на силоизмерительное устройство СИ<sub>2</sub>. Искомое значение плеча силы мышечной тяги рассчитывали из уравнения моментов:

$$F_1 d_1 - F_2 d_2 + F_3 d_3 - F_4 d_4 = 0;$$

где  $F_1$  - прикладываемая известная сила,  $F_2$  - регистрируемая сила (измерения проводили в плоскости, перпендикулярной поперечной оси голеностопного сустава),  $d_2$  - плечо силы  $F_2$ ,  $d_1$  - искомое плечо силы тяги мышцы,  $F_3$  - сила тяжести исследуемого звена (стопы),  $d_3$  - плечо силы тяжести,  $F_4 d_4$  - момент пассивного сопротивления в суставе. Значение  $d_2$  зависело от удаления места крепления стремени (область плюснефаланговых суставов), и его измеряли предварительно.  $F_3$  определяли с помощью уравнений регрессии, связывающих массу стопы с ее антропометрическими характеристиками /10/. Величину  $d_3$  определяли как расстояние между осью вращения сустава и проекцией центра масс стопы на продольную ось стопы, которая была параллельна горизонту. Положение центра масс стопы также оценивали по уравнениям регрессии /10/. Измерения момента пассивного сопротивления  $F_4 d_4$  показали, что в силу его малости (мышцы и связки, препятствующие исследуемому движению, иссекали) им можно пренебречь. В результате искомое плечо силы определяли как

$$d_1 = \frac{F_2 d_2 - F_3 d_3}{F_1}.$$

В процессе эксперимента задавали различные значения угла в голеностопном суставе ( $\beta$ ) от 100 до 170° и в коленном суставе от 140 до 180°.

Поскольку мышцы крепятся не только к костям, но и к мягким тканям (фасциям, сухожилиям и т.д.), которые деформируются под действием приложенной силы, можно ожидать, что при реальном функционировании организма плечо силы изменится за счет изменения силы, развиваемой мышцей. Если это имеет место, то плечи сил мышц, определенные при разных действующих силах,

должны быть различны. Поэтому при каждом значении угла проводили четыре измерения, при этом величину прикладываемой силы изменяли от 49,05 до 196,2 Н с шагом 49,05 Н. Силу и углы задавали в случайной последовательности, чтобы исключить влияние систематической ошибки измерения.

Первые же эксперименты показали, что на величину плеча тяги исследуемых головок угол в коленном суставе не оказывает влияния. Это было учтено при последующей статистической обработке экспериментального материала. Для оценки влияния на полученные плечи тяги мышц трех независимых факторов (угла в голеностопном суставе, прикладываемой силы и индивидуальных особенностей препаратов) был проведен трехфакторный дисперсионный анализ по стандартной программе ANOVA /19/. Первый независимый фактор имел три уровня ( $\beta \leq 120^\circ$ ,  $120^\circ < \beta \leq 140^\circ$ ,  $140^\circ < \beta$ ), второй - четыре (49,05; 98,1; 147,2; 196,2 Н) и третий - одиннадцать (по числу препаратов).

Погрешности биомеханического метода определения плеча тяги в основном могут быть связаны с погрешностью измерений прикладываемой и развиваемой силы, а также плеча  $d_2$ . Прикладываемая сила измерялась с относительной погрешностью 0,4%, развиваемая - 3%, величина  $d_2$  измерялась с погрешностью 2%. Таким образом, точность определения плеча тяги исследуемых мышц составила  $\sim 2,7\%$ . Точность измерения угла в суставе составляла  $1,5^\circ$ . Погрешность, вызванная смещением оси вращения при изменении угла в суставе, остается и при биомеханическом способе определения плеча мышечной тяги. Однако здесь влияние этой погрешности меньше, так как относительная ошибка определения расстояния до оси вращения ( $d_2$ ) будет значительно меньше, чем в случае геометрического способа измерения плеча тяги мышцы ( $d_1$ ), поскольку  $d_2$  много больше  $d_1$ .

## 2.1.2. Измерение удлинений отдельных головок трехглавой мышцы голени при разных углах в голеностопном и коленном суставах<sup>х)</sup>

Измерения проводили с помощью устройства, изображенного на рис. 2.2. Использовались крупные препараты, характеристики и особенности препаровки которых описаны в разделе 2.1.1.

<sup>х)</sup> Подробное см. /1,2,3/.

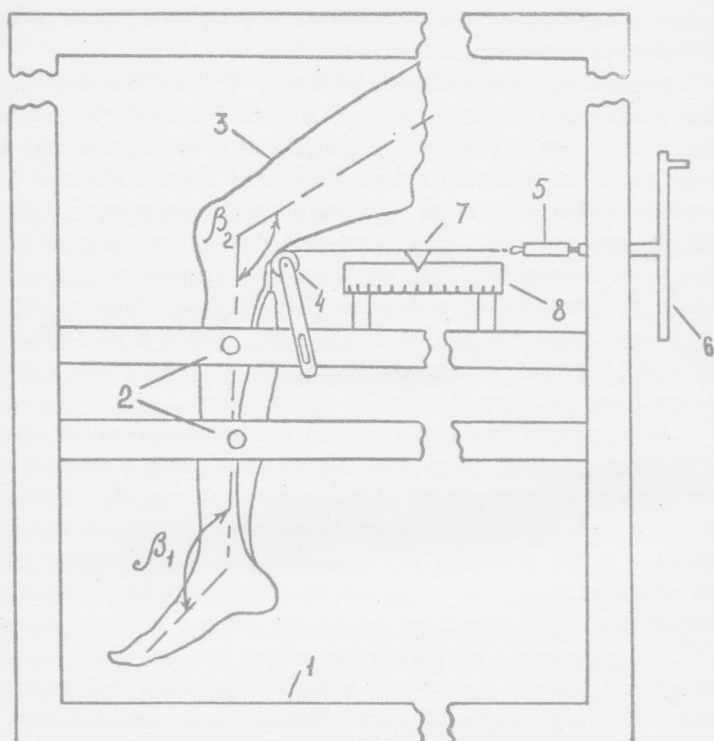


Рис. 2.2. Схема измерений удлинения отдельных головок трехглавой мышцы голени. Обозначения: I - металлическое основание; 2 - фиксаторы для крепления препарата; 3 - нижняя конечность; 4 - блок; 5 - динамометр; 6 - винтовая пара; 7 - метка; 8 - мерная планка;  $\beta_1$  и  $\beta_2$  - углы в голеностопном и коленном суставах

При измерении с помощью устройства для задания усилия мышца натягивалась с постоянной силой 19,6 Н. Это усилие не вызывает заметной деформации мышечной ткани препарата, однако позволяет избежать "провисания" мышц. Поддерживая заданную силу, изменяли углы в суставах и регистрировали положение метки на мерной планке, соответствующее изменению длины мышцы. Диапазон изменения углов в голеностопном и коленном суставах составлял соответственно 100-155° и 80-180°. Надежность измерительной процедуры оценивалась методом повторного тестирования (тест-ретест). Коэффициент корреляции составил 0,890, что свидетельствует о достаточной надежности используемой методики измерения удлинений мышцы.

### 2.1.3. Вычисление коэффициентов уравнений нелинейной регрессии для предсказания плеч сил и удлинений основных мышечных групп нижних конечностей по углам в суставах

Расчет уравнений для отдельных головок трехглавой мышцы голени выполнялся с использованием собственных данных, полученных в экспериментах на трупах. Морфометрические характеристики других мышечных групп были взяты из литературы (см. раздел I.I).

Передняя большеберцовая мышца. Было сделано предположение, что эквивалентный сгибатель стопы имеет морфометрические характеристики, соответствующие характеристикам передней большеберцовой мышцы. Значения плеч тяги и длин передней большеберцовой мышцы при разных углах в голеностопном суставе представлены в табл. 2.2 /21/.

Таблица 2.2

Длина и плечо силы передней большеберцовой мышцы в зависимости от угла в голеностопном суставе /по 21/

Угол тыльного сгибания, град	Длина, см	Плечо силы, см
80	17,5	6,0
100	20,0	5,0
120	20,8	3,7
140	22,5	2,3
160	23,5	-

Примечание. Данные взяты из номограмм.

За эквивалентный разгибатель голени была принята четырёхглавая мышца бедра. Удлинения и плечи сил относительно коленного сустава четырехглавой мышцы бедра при разных углах в коленном суставе представлены в табл. 2.3. Поскольку одна из головок четырехглавой мышцы бедра – прямая мышца – является двусуставной, то ее удлинение будет зависеть также от угла в тазобедренном суставе. Кроме того, эта мышца создает при сокращении момент относительно тазобедренного сустава, т.е. ее плечо силы относительно этого сустава при некоторых углах отлично от нуля.

Таблица 2.3

Удлинение и плечо силы четырехглавой мышцы бедра относительно коленного сустава в зависимости от угла разгибания в коленном суставе /по данным 46,40,55,217

Угол разгибания, град	Удлинение, см	Плечо силы, см
57	9,0	-
82	8,0	-
88	7,0	-
100	6,0	-
105	-	4,33
115	5,0	-
122	4,0	-
135	-	4,89
140	3,0	-
152	2,0	-
161	1,0	-
165	-	4,72
175	0	4,35
180	0	-
170	1,1	-
160	2,1	-
150	3,0	4,87
140	3,9	-
130	4,5	-
120	5,2	4,67
110	6,0	-
100	6,6	-
90	7,1	3,80

Примечание. Значения взяты из графиков.

Удлинение прямой мышцы бедра от угла в тазобедренном суставе взято из номограммы работы /2I/ при угле разгибания в коленном суставе  $180^{\circ}$ , плечо силы - при углах в коленном суставе  $40-120^{\circ}$  (табл. 2.4).

Таблица 2.4

Удлинение и плечо силы прямой мышцы бедра при разных углах сгибания в тазобедренном суставе /по 2I/

Угол сгибания, град	Удлинение, см	Плечо силы, см
40	-7,5	0
80	-5,0	4,0
120	-1,2	5,7
160	3,0	4,0
200	5,5	2,0
220	5,6	-

Примечание. Удлинение прямой мышцы бедра принималось равным нулю при угле разгибания в коленном суставе  $180^{\circ}$  и угле сгибания в тазобедренном суставе  $180^{\circ}$ . Данные взяты из графиков.

Группа мышц задней поверхности бедра, сухожилия которых ограничивают коленную ямку (группа hamstrings), была принята за эквивалентный сгибатель голени. Плечо данной мышечной группы относительно коленного сустава взято из работы /55/, плечо относительно тазобедренного сустава - из работы /2I/. В последнем случае предполагалось, что плечо силы всей группы hamstrings соответствует плечу двуглавой мышцы бедра (одной из составляющих ее мышц). Группа hamstrings является двусуставной, поэтому ее удлинение зависит от углов в коленном и тазобедренном суставах. Эти данные при сделанных выше допущениях взяты из работы /2I/. Морфометрические характеристики m. hamstrings представлены в табл. 2.5, 2.6.

Таблица 2.5

Удлинение и плечо силы m. hamstrings относительно коленного сустава при разных углах разгибания в коленном суставе /по 55,2./

Угол разгибания, град	Удлинение, см	Плечо силы, см
I	2	3
50	-5,0	-
90	0	2,56

Таблица 2.5 (продолжение)

1	2	3
105	-	3,52
120	3,7	3,94
135	-	4,08
150	7,5	3,87
165	-	3,38
175	-	2,5
180	10,0	-

Примечание. Данные взяты из номограмм. Удлинение измерено при угле сгибания в тазобедренном суставе 130°.

Таблица 2.6

Удлинение и плечо силы *m.hamstrings* относительно тазобедренного сустава при разных углах в тазобедренном суставе /по 21/

Угол сгибания, град	Удлинение, см	Плечо силы, см
40	7,5	-
60	-	0
80	3,0	3,0
120	-	5,5
130	0	-
140	-	6,0
160	-2,5	5,5
200	-6,5	2,3
220	-7,0	0

Примечание. Данные взяты из номограмм. Плечо силы и удлинение измерены при угле в коленном суставе 90°. Удлинение группы *hamstrings* принято равным нулю при углах разгибания в коленном и сгибания в тазобедренном суставах 90° и 130° соответственно.

Сгибать голень может также икроножная мышца. Ее плечо относительно коленного сустава представлено в табл. 2.7. За эквивалентные сгибатели и разгибатели бедра были приняты подвздошная и большая ягодичная мышцы соответственно. Данные по плечам сил и удлинениям этих мышц представлены в табл. 2.8, 2.9.



Таблица 2.7

Плечо силы икроножной мышцы относительно коленного сустава при разных углах разгибания в коленном суставе /по 21/

Угол разгибания, град	Плечо силы, см
70	0,2
90	1,0
150	2,0
180	2,0

Примечание. Данные взяты из номограмм.

Таблица 2.8

Длина и плечо силы подвздошной мышцы в зависимости от угла сгибания в тазобедренном суставе /по 21/

Угол сгибания, град	Длина, см	Плечо силы, см
40	24,0	5,5
60	-	5,8
70	-	5,5
80	28,0	-
100	30,0	4,0
130	32,0	-
150	-	1,0
160	33,0	-
170	-	0
180	-	0
190	-	0
220	34,0	-

Примечание. Данные взяты из номограмм.

Таблица 2.9

Длина и плечо силы большой ягодичной мышцы в зависимости от угла сгибания в тазобедренном суставе /по 21/

Угол сгибания, град	Длина, см	Плечо силы, см
90	24	-
100	-	-8,0
130	-	-3,0
140	22	-
160	-	1,0
180	18	3,5
200	16	-
220	13	7,0

Примечание. Данные взяты из номограмм.

Для вычисления коэффициентов нелинейной регрессии, связывающей удлинения и плечи сил мышц с углами в суставах, использовалась стандартная программа аппроксимации по методу наименьших квадратов POLRGS /19/. Учитывая гладкость зависимости морфометрических характеристик от углов, для аппроксимации использовались полиномы порядка не выше третьего.

## 2.2. Результаты

### 2.2.1. Плечи сил отдельных головок трехглавой мышцы голени при разных углах в суставах

В табл. 2.10 приведены результаты дисперсионного анализа, проведенного для оценки влияния на измеренное плечо силы трех факторов: угла в голеностопном суставе, прикладываемой силы и индивидуальных особенностей препаратов. Достоверное влияние ( $p < 0,05$ ) на плечи силы всех головок трехглавой мышцы голени оказывают угол в голеностопном суставе (фактор У) и индивидуальные особенности препаратов (фактор П). Причем это влияние практически не меняется, если плечо тяги выражается в процентах к длине стопы. Это говорит о том, что плечи тяги исследуемых мышц определяются не только длиной стопы. На рис. 2.3 представлена зависимость между длиной стопы и плечом силы отдельных головок трехглавой мышцы голени, полученная при углах в

Таблица 2.10

Результаты дисперсионного анализа. Результирующий (зависимый) признак: плечи тяги отдельных головок трехглавой мышцы голени. Независимые факторы: угол в голеностопном суставе ( $Y$ ), сила, прикладываемая к мышце ( $C$ ), исследуемые препараты ( $\Pi$ )

Источники дисперсии!	Число степеней свободы ( $k$ )	Камбаловидная мышца		Латеральная головка икроножной мышцы		Медиальная головка икроножной мышцы	
		средний квадрат	F-отношение	средний квадрат	F-отношение	средний квадрат	F-отношение
$Y$	2	$\frac{6,157}{0,0120}$	$\frac{9,696}{9,981}$	$\frac{15,208}{0,0283}$	$\frac{40,358}{33,111}$	$\frac{13,675}{0,0283}$	$\frac{32,7}{31,5}$
$C$	3	$\frac{0,0596}{0,0002}$	$\frac{0,0939}{0,128}$	$\frac{0,1371}{0,00069}$	$\frac{0,4965}{0,8061}$	$\frac{0,0857}{0,0002}$	$\frac{0,203}{0,1893}$
$\Pi$	10	$\frac{2,359}{0,0063}$	$\frac{3,715}{5,042}$	$\frac{9,467}{0,0203}$	$\frac{25,124}{23,788}$	$\frac{0,910}{0,0139}$	$\frac{16,552}{15,433}$
УС УП СП УСП	116	$\frac{0,635}{0,0013}$		$\frac{0,377}{0,00086}$		$\frac{0,417}{0,0009}$	

Примечание. Критические значения F-отношения для факторов  $Y$  ( $k_1=2$ ,  $k_2=116$ ,  $\alpha=0,05$ ),  $C$  ( $k_1=3$ ,  $k_2=116$ ,  $\alpha=0,05$ ),  $\Pi$  ( $k_1=10$ ,  $k_2=116$ ,  $\alpha=0,05$ ) составляют соответственно 3,08; 2,69; 1,92. В числителе и знаменателе приводятся данные, соответствующие плечам тяги, выраженным в сантиметрах и в процентах к длине стопы препарата.

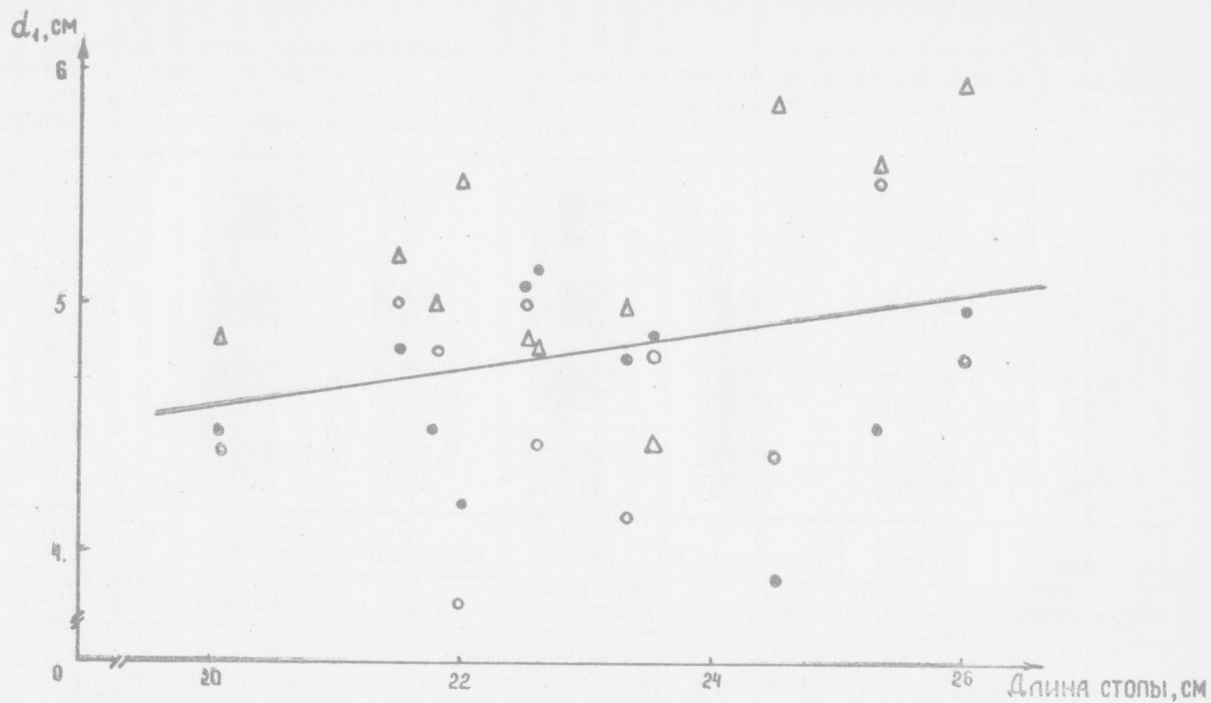


Рис. 2.3. Зависимость плеча тяги трехглавой мышцы голени ( $d_1$ ) от длины стопы. График построен для углов в голеностопном суставе от  $125^\circ$  до  $135^\circ$ .  $\Delta$  - медиальная головка икроножной мышцы,  $\circ$  - латеральная головка икроножной мышцы,  $\bullet$  - камбаловидная мышца

голеностопном суставе от  $I27$  до  $I33^0$ . Соответствующее уравнение регрессии имеет вид:

$$d_1 = 0,0798 \cdot X_1 + 2,9886 \quad (n = 33; r = 0,275; B = 0,23; p > 0,05),$$

где  $d_1$  - плечо силы (см),  $X_1$  - длина стопы (см),  $n$  - число измерений,  $r$  - коэффициент корреляции Пирсона,  $B$  - стандартное отклонение (см). Коэффициент корреляции для данной зависимости составил лишь 0,275 ( $p > 0,05$ ), что также свидетельствует о том, что плечи силы головок трехглавой мышцы голени определяются не только длиной стопы. Уравнение регрессии, связывающее длину стопы и плечо, не проходит через начало координат (свободный член в приведенном уравнении не равен нулю). Таким образом, плечо силы тяги трехглавой мышцы голени у разных препаратов не составляет относительно одинаковой доли от длины стопы. Пошаговый регрессионный анализ, выполненный по стандартной программе из пакета „19“, позволил установить взаимосвязь между плечом тяги трехглавой мышцы голени (при углах в голеностопном суставе от  $I27$  до  $I33^0$ ) и основными антропометрическими характеристиками препаратов. Множественный коэффициент корреляции составил 0,409 ( $p < 0,05$ ), причем наибольшее влияние на плечо оказала длина стопы ( $r = 0,275$ ). Полученное уравнение множественной регрессии имеет вид:

$$d_1 = 5,8917 - 0,00267X_1 - 0,07255X_2 + 0,14362X_3 + 0,02805X_4 + 0,01549X_5 \\ (n = 33; r = 0,409; B = 0,486; p < 0,05),$$

где  $d_1$  - среднее плечо тяги отдельных головок трехглавой мышцы голени при угле в голеностопном суставе от  $I27$  до  $I33^0$  (см),  $X_1$  - длина стопы (см),  $X_2$  - длина голени (см),  $X_3$  - ширина стопы (см),  $X_4$  - диаметр коленного сустава (см),  $X_5$  - диаметр голеностопного сустава (см).

Величина силы, прикладываемой к мышце (фактор  $C$ ), не оказывает влияния на плечо тяги (что в принципе можно было бы ожидать, учитывая деформируемость мягких тканей). Поэтому плечо, соответствующее определенному углу в голеностопном суставе, определяли как среднее четырех измерений, полученных при разных уровнях фактора  $C$ .

На рис. 2.4, 2.5 представлены зависимости плеч сил камбаловидной мышцы, медиальной и латеральной головок икроножной мышцы

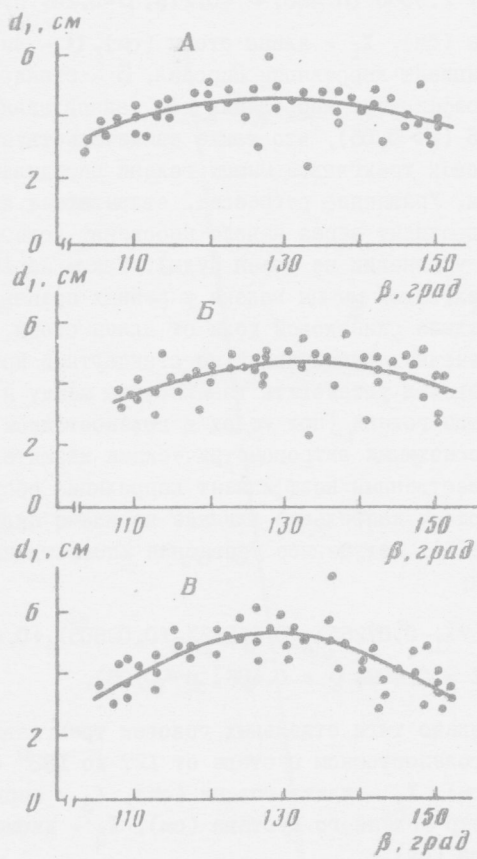


Рис. 2.4. Зависимость плеч тяги ( $d_1$ ) отдельных головок трехглавой мышцы голени от угла в голеностопном суставе ( $\beta$ ). А, Б, В соответствуют камбаловидной мышце, латеральной и медиальной головкам икроножной мышцы

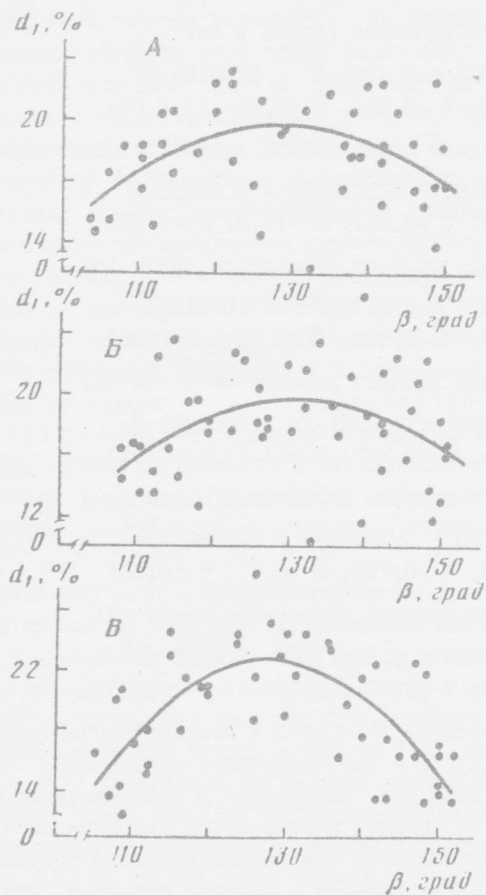


Рис. 2.5. Зависимость плеч тяги отдельных головок трехглавой мышцы голени, выраженных в процентах к длине стопы ( $d_1$ ), от угла в голеностопном суставе ( $\beta$ ). А, Б, В соответствуют камбаловидной мышце, латеральной и медиальной головкам икроножной мышцы

от угла в голеностопном суставе, выраженные в сантиметрах и процентах от длины стопы препаратов. Соответствующие уравнения регрессии имеют следующий вид:

камбаловидная мышца (плечо в см)

$$d_1 = -26,1045 + 0,4768 \cdot \beta - 0,00185 \cdot \beta^2$$

(n = 46; r = 0,464; b = 0,54; p < 0,05)

камбаловидная мышца (плечо выражается в % к длине стопы)

$$d_1 = -118,8404 + 2,1486 \cdot \beta - 0,00833 \cdot \beta^2$$

(n = 46; r = 0,421; b = 11,3; p < 0,05)

латеральная головка икроножной мышцы (см)

$$d_1 = -31,8974 + 0,5575 \cdot \beta - 0,00213 \cdot \beta^2$$

(n = 49; r = 0,372; b = 0,73; p < 0,05)

латеральная головка икроножной мышцы (%)

$$d_1 = -131,0641 + 2,2981 \cdot \beta - 0,00875 \cdot \beta^2$$

(n = 49; r = 0,347; b = 14,6; p < 0,05)

медиальная головка икроножной мышцы (см)

$$d_1 = -54,5240 + 0,9345 \cdot \beta - 0,00365 \cdot \beta^2$$

(n = 50; r = 0,706; b = 0,46; p < 0,05)

медиальная головка икроножной мышцы (%)

$$d_1 = -236,4663 + 4,0442 \cdot \beta - 0,0158 \cdot \beta^2$$

(n = 50; r = 0,661; b = 10,9; p < 0,05),

где  $d_1$  - плечо тяги,  $\beta$  - угол в голеностопном суставе (см. рис. 2.1) (град), r - корреляционное отношение.

Величины плеч сил, полученные в эксперименте, изменялись от 3,8 до 7,4 см, причем максимальные значения плеч сил для всех случаев наблюдались при изменении углов голеностопного сустава в интервале 125-135°. Обратим внимание, что хотя внешне эти изменения могут показаться не очень большими, в действительности они показывают, что при одной и той же силе тяги трехглавой мышцы создаваемый ею момент в суставе может при разных суставных углах отличаться примерно в два раза (7,4:3,8=1,95).

Максимальное значение плеча силы латеральной головки икроножной мышцы, равное 4,62±0,73 см, получено при угле 130°, медиальной головки и камбаловидной мышцы - при углах 127 и 129°



(соответственно  $5,28 \pm 0,46$  и  $4,54 \pm 0,54$  см). Это расхождение вызвано тем, что точки начала этих головок в неповрежденной конечности находятся в разных местах. В результате этого направления тяги головок различны<sup>х)</sup>. Но поскольку головки трехглавой мышцы образуют одно общее (ахиллово) сухожилие и движения в голеностопном суставе, вызванные их активностью, аналогичны, то и характер изменения плеч сил трех разных головок трехглавой мышцы довольно сходен.

Поскольку в описываемых экспериментах исследовались две двусуставные головки трехглавой мышцы голени, то можно было ожидать влияния на получаемые характеристики угла в коленном суставе, так как в этом случае возможно изменение направления тяги мышц за счет смещения мест их начала при движении бедра относительно голени. Однако проведенные измерения показали, что плечи сил тяги латеральной и медиальной головок икроножной мышцы не зависят от угла в коленном суставе при изменении его от  $140^\circ$  до  $180^\circ$ . Это связано с тем, что упомянутые головки в области начала соединяются с сухожилием, плотно прилегающим к коленному суставу, в результате чего направление тяги этих головок при изменении угла в коленном суставе меняется незначительно.

Плечи сил мышц в среднем диапазоне углов голеностопного сустава сходны по величине со значением плеча силы трехглавой мышцы, полученным в работе /24/ непосредственным измерением на двух препаратах, и со значением, полученным на основе измерений на рентгеновских снимках /38/. Значения плеча силы камбаловидной мышцы при углах от  $100^\circ$  до  $130^\circ$  близки к полученным в работе /21/ измерениям на скелете нижней конечности. Однако в диапазоне углов  $130^\circ$ – $150^\circ$  наблюдаются различия. Если, согласно результатам /21/, плечо продолжает монотонно увеличиваться (см.рис. 1.3 А), то по нашим данным его величина несколько снижается на величину порядка 0,5 см (см.рис. 2.4 А). Наши данные в большей степени согласуются с мнением, высказанным

<sup>х)</sup> В этой связи для биомеханических расчетов следует использовать значения плеч сил, полученные для каждой мышцы, действующей на общее сухожилие. Подобные данные точнее, чем полученные для общего сухожилия. Хотя в описываемых экспериментах при подготовке препарата мышца отсекалась от точки начала, направление силы тяги оставалось прежним. Это достигалось с помощью блока, устанавливаемого в месте начал исследуемой мышцы (см.раздел 2.1.1).

в /58/, согласно которому плечо трехглавой мышцы немного уменьшается при подошвенном сгибании стопы. Различия с данными работы /21/ могут быть вызваны тем, что при углах в голеностопном суставе  $130-150^{\circ}$  ход центроиды мышцы нельзя моделировать прямой линией. На рис. 2.6 показана возможная причина отличия величины реального плеча тяги трехглавой мышцы голени от плеча, измеренного геометрическим способом. Как видно из рисунка, при среднем положении стопы реальное направление тяги мышцы ( $F_1$ ), которое соответствует касательной к центроиде мышцы в месте ее прикрепления к пяточной кости, мало отличается от направления тяги, моделируемого прямой, соединяющей точки крепления мышцы ( $F$ ). Вследствие этого реальное плечо ( $d_1$ ) и плечо, измеренное геометрическим способом ( $d$ ), различаются незначительно. Однако в положении подошвенного сгибания стопы ситуация изменяется. Направления  $F$  и  $F_1$  уже не совпадают и поэтому плечо  $d$  превышает реальное плечо  $d_1$  (см. рис. 2.6).

При оценке приведенных в данном разделе результатов следует иметь в виду, что экспериментальному изучению подвергалась мышца с относительно простым строением: 1) мышца (*triceps surae*) не имеет добавочных прикреплений к фасциям (если бы изучалась, например, *m. biceps brachii*, дающая помимо основного крепления к кости дополнительное крепление к пироговской фасции, ситуация могла быть более сложной), 2) центроиду данной мышцы можно моделировать прямой линией в среднем диапазоне углов (для многих мышц этого делать нельзя), 3) поверхность прикрепления сравнительно мала. Поэтому многие эффекты, которые, вообще говоря, можно было бы ожидать на других мышцах, в данном случае не проявились (сюда относится, в частности, возможное резкое несовпадение плеч сил, определенных геометрическим и биомеханическим способами, возможная зависимость плеча силы от ее величины и др.).

#### 2.2.2. Изменение длины отдельных головок трехглавой мышцы голени при разных углах в суставах

На рис. 2.7, 2.8 представлены зависимости удлинения отдельных головок трехглавой мышцы голени от углов в голеностопном и коленном суставах. В табл. 2.II приведены коэффициенты уравнений регрессии. Для нахождения удлинений двухсуставных

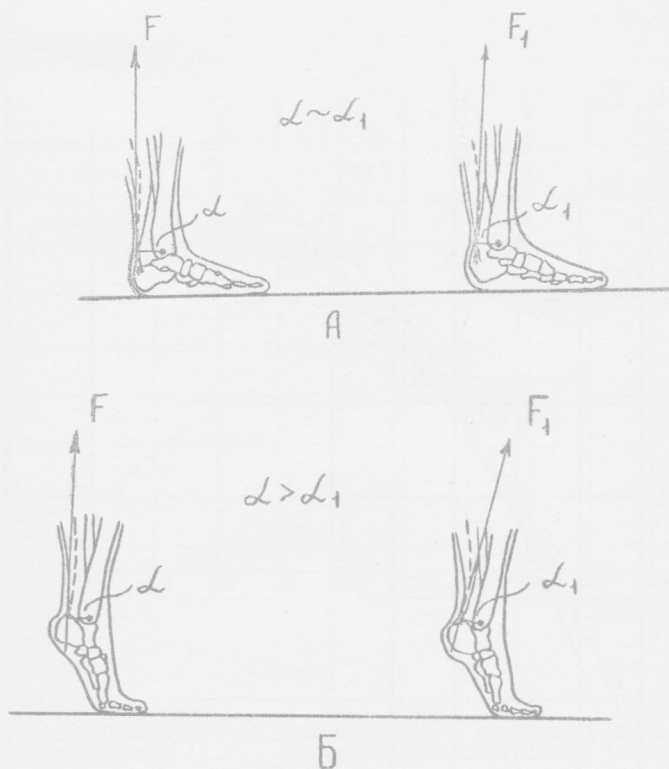


Рис. 2.6. Геометрическое ( $d$ ) и реальное ( $d_1$ ) плечо тяги трехглавой мышцы голени при средней величине угла в суставе (А) и подошвенном сгибании стопы (Б). Пунктиром обозначен реальный ход центра тяжести мышцы;  $F_1$  - реальное направление тяги мышцы;  $F$  - направления до соответствующее прямой линии от места прикрепления до начала мышцы

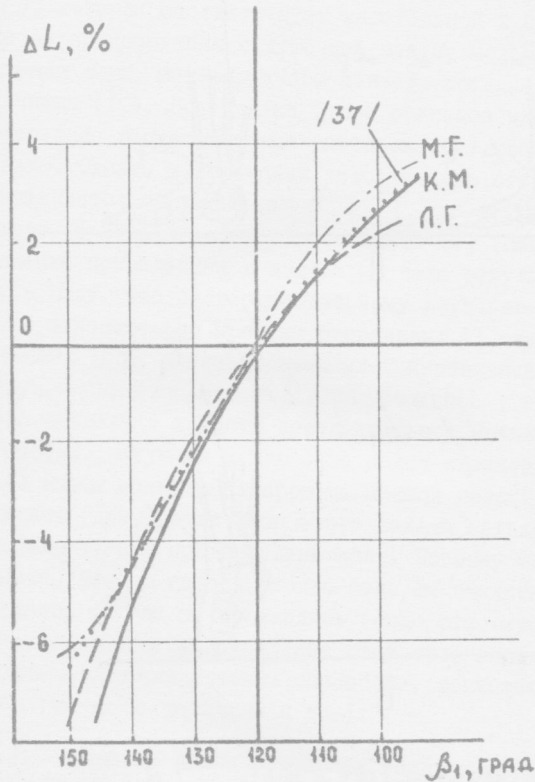


Рис. 2.7 Зависимость удлинения ( $\Delta L$ ) отдельных головок трехглавой мышцы голени от угла в голеностопном суставе ( $\beta_1$ ). М.Г., Л.Г. - медиальная и латеральная головки икроножной мышцы, К.М. - камбаловидная мышца, . . . . . - данные /37/ получены для всей икроножной мышцы без выделения головок. Стандартные ошибки уравнений регрессии для М.Г., Л.Г. и К.М. составляют соответственно 1,2; 1,2; 1,5%

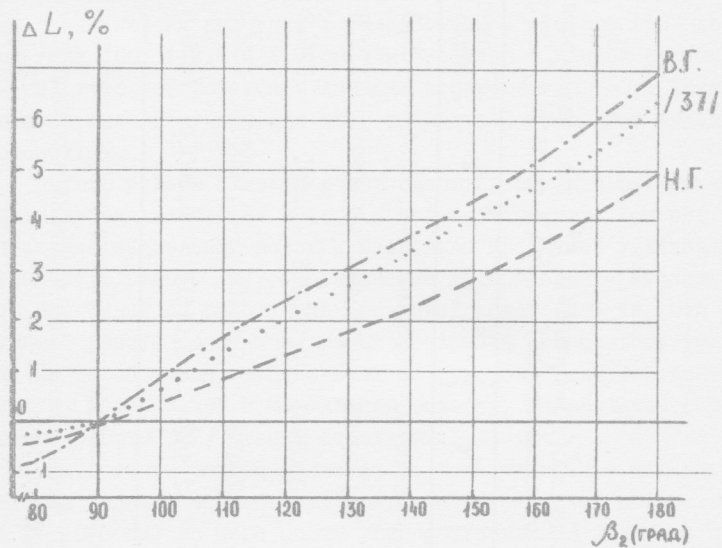


Рис.2.8. Зависимость удлинения ( $\Delta L$ ) медиальной (М.Г.) и латеральной (Л.Г.) головок икроножной мышцы от угла в коленном суставе ( $\beta_2$ ) ..... - данные /37/. Стандартные ошибки уравнений регрессии для медиальной и латеральной головок составляют 0,7 и 0,6% соответственно

Коэффициенты уравнений вида  $\Delta L(\beta) = a_0 + a_1\beta + a_2\beta^2$  для зависимости "удлинение мышцы ( $\Delta L$ , % от длины голени) - угол в суставе ( $\beta$ , град)"

Сустав	Головка трехглавой мышцы	$a_0$	$a_1$	$a_2$	F-отношение	Достоверность
Голеностопный	Камбаловидная мышца	-9,04706	0,35462	-0,00224	85,5	$p < 0,005$
	Латеральная головка икроножной мышцы	-11,39777	0,35949	-0,0022	119,3	$p < 0,005$
	Медиальная головка икроножной мышцы	8,05591	0,055358	-0,001	126,2	$p < 0,005$
Коленный	Медиальная головка икроножной мышцы	-7,479	0,08486	-0,00003	583,9	$p < 0,005$
	Латеральная головка икроножной мышцы	-2,643	0,01518	0,00014	318,6	$p < 0,005$

Примечание. Удлинение односуставной камбаловидной мышцы определялось только от угла в голеностопном суставе.

В качестве исходных длин ( $\Delta L=0$ ) взяты длины мышц человека в положении сидя; соответствующие углы в голеностопном и коленном суставах 120 и 90°.

головок икроножной мышцы необходимо рассчитать по уравнениям регрессии их удлинения отдельно по каждому суставу, а затем результаты сложить.

Изменения длины ( $\Delta L$ ) всех головок трехглавой мышцы при изменении угла в голеностопном суставе имеют похожую картину (см.рис. 2.7). Видимо, это связано с тем, что все три головки переходят в одно сухожилие (ахиллово), которое при изменении угла в голеностопном суставе передает воздействие сразу на всю трехглавую мышцу.  $\Delta L$  трехглавой мышцы в среднем меняется от -7% длины голени при угле в голеностопном суставе  $150^\circ$  до 3% при угле  $100^\circ$  (-2,8 и 1,2 см для человека с длиной голени 40 см), что согласуется с данными исследования /37/, хотя последние были получены для всей трехглавой мышцы без выделения головок.

Этого нельзя сказать о зависимости, связывающей изменение длины икроножной мышцы и угол в коленном суставе (см.рис. 2.8). Удлинение медиальной головки несколько превышает удлинение, полученное в работе /37/, а удлинение латеральной - несколько меньше. Одной из причин этих различий может быть то, что в настоящей работе в отличие от цитированной измерялось удлинение не целой мышцы, а отдельных ее головок. Если усреднить удлинения латеральной и медиальной головок, то различия с результатами работы /37/ станут небольшими.

Интересным фактом является то, что удлинение медиальной головки больше, чем латеральной, причем различия возрастают до 2% (0,8 см) по мере роста угла разгибания в коленном суставе до  $180^\circ$ . Возможно, причина этого в том, что медиальный и латеральный мыщелки бедренной кости, над которыми находятся места начала соответствующих головок трехглавой мышцы, не равны по размерам /14/ и медиальной головке приходится огибать более крупный мыщелок. В заключение отметим, что использованный в данной работе метод, учитывающий ход центроида мышцы /1-3/, дает результаты, в общем сходные с данными работы /37/. Это может быть вызвано двумя обстоятельствами: трехглавая мышца имеет относительно простое строение - ее центроид в большом диапазоне суставных углов может примерно моделироваться прямой; в работе /37/ удлинение икроножной мышцы измерялось как расстояние между двумя концами разрезанного сухожилия что также мало искажает ход центроида мышцы.

### 2.2.3. Плечи сил и удлинения других мышечных групп при разных суставных углах

В предыдущих двух разделах приведены уравнения регрессии для вычисления плеч сил и удлинений эквивалентного разгибателя голени (трехглавой мышцы) при изменении углов в суставах. Здесь представлены аналогичные уравнения для эквивалентного сгибателя стопы (передней большеберцовой мышцы), эквивалентных сгибателей голени (группа мышц *hamstrings*) и бедра (подвздошная мышца), эквивалентных разгибателей голени (прямая и широкие мышцы) и бедра (большая ягодичная мышца). Все эти уравнения получены на базе литературных данных.

Коэффициенты уравнений регрессии для предсказания удлинений мышц при разных суставных углах представлены в табл. 2.12. Для определения удлинений двусуставных мышц прямой бедра и *hamstrings* необходимо рассчитать по уравнениям регрессии их удлинения отдельно для коленного и тазобедренного суставов, а затем результаты сложить. Отметим, что для ряда мышц (передней большеберцовой, подвздошной, большой ягодичной) уравнения позволяют получить абсолютную длину мышцы, в то время как для остальных мышц — лишь изменения длины относительно некоторой начальной длины.

В табл. 2.13 представлены коэффициенты уравнений регрессии для предсказания плеч сил по углам в суставах для основных мышечных групп нижних конечностей. Уравнения регрессии получены в предположении, что на плечи сил двусуставных мышц не влияет изменение углов в смежных суставах. Возможность такого упрощения вытекает, например, из данных работы [21], согласно которым плечи сил прямой и двуглавой мышц относительно тазобедренного сустава практически не изменяются при углах разгибания в коленном суставе от  $40^\circ$  до  $180^\circ$ . Аналогичная картина наблюдается для плеч сил этих мышц относительно коленного сустава, которые практически не зависят от угла в тазобедренном суставе в диапазоне от  $40^\circ$  до  $210^\circ$ .

Оценка корректности определенных нами экспериментально и по данным литературных морфометрических характеристик является сложной задачей. Это связано с отсутствием критерия — точных значений удлинений и плеч сил мышц. Спорным вопросом является также возможность переноса данных, полученных разными методами



Таблица 2.12

Коэффициенты уравнений регрессии вида  $\Delta L(\beta) = a_0 + a_1\beta + a_2\beta^2$  для зависимости  
 "удлинение мышцы ( $\Delta L$ , см) - угол в суставе ( $\beta$ , град)"

Сустав	Мышцы или мышечная группа	$a_0$	$a_1$	$a_2$	Угол в суставе, при котором удлинение двухсуставной мышцы принято равным нулю (град)
Голеностопный	Передняя большеберцовая	7,06001	0,16250	-0,00037	-
Коленный	Прямая бедра	11,83928	-0,03971	-0,00015	180
	Широкие бедра	11,83928	-0,03971	-0,00015	-
	<b>Hamstrings</b>	-12,41326	0,15450	-0,00016	90
Тазобедренный	Подвздошная	18,63805	0,14760	-0,00035	-
	Большая ягодичная	21,46447	0,07492	-0,00052	-
	Прямая бедра	-12,04178	0,10570	-0,0001	130
	<b>Hamstrings</b>	11,41327	-0,10764	0,0001	120

Коэффициенты уравнений регрессии вида  $d(\beta) = a_0 + a_1\beta + a_2\beta^2$  для зависимости  
 "плечо силы мышцы ( $d$ , см) - угол в суставе ( $\beta$ , град)"

Сустав	Мышцы или мышечная группа	$a_0$	$a_1$	$a_2$	Допустимый диапазон изменения суставных углов (град)
Голеностопный	Передняя большеберцовая	8,16999	-0,007	-0,00025	80-140
Коленный	Прямая бедра	-3,63975	0,12107	-0,00043	90-175
	Широкие бедра	-3,63975	0,12107	-0,00043	90-175
	<b>Hamstrings</b>	-10,95588	0,22732	-0,00086	90-175
Тазобедренный	Подвздошная	7,32185	-0,02743	-0,00007	40-190
	Большая ягодичная	-30,21883	0,26649	-0,00044	100-220
	Прямая бедра	-5,75999	0,1750	-0,00069	40-200
	<b>Hamstrings</b>	-11,87895	0,25641	-0,00092	60-220

Примечание. Допустимый диапазон суставных углов включает в себя углы, при которых измерялись плечи сил. Для углов, выходящих за допустимый диапазон, плечо силы принимается равным плечу, полученному в ближайшем допустимом угле.

на разном материале, на конкретного испытуемого, участвующего в биомеханическом эксперименте. Пожалуй единственное, что в данной ситуации можно сделать, - сравнить, как меняются в процессе ходьбы наши морфометрические данные и данные /51,35/, полученные в каждой из упомянутых работ одним способом с учетом антропометрических особенностей испытуемого. Рассмотрение ходьбы - вынужденная мера, так как в работах /51,35/ не приводятся в графическом или аналитическом виде зависимости удлинений и плеч сил мышц от углов в суставах.

2.2.4. Оценка согласованности удлинений мышц, рассчитанных по уравнениям регрессии и на основании геометрического моделирования при ходьбе

На рис. 2.9-2.12 показаны изменения во времени суставных углов и удлинений 9 мышц двух испытуемых в цикле ходьбы. У первого испытуемого /данные 51/ длины мышц получены на основании геометрического моделирования скелетно-мышечного аппарата, у второго (собственные данные<sup>х</sup>) рассчитаны по приведенным выше уравнениям регрессии. В табл. 2.14 представлены основные антропометрические характеристики испытуемых.

Таблица 2.14

Антропометрические характеристики двух испытуемых

№ п/п	Скорость,	Рост,	Масса,	Длина звеньев нижних конечностей,		
	м/с	см		кг	см	см
				бедро	голень	стопа
1	от 1,147 до 1,661	от 171 до 181	от 67,2 до 84,3	от 34 до 51	от 44 до 51	от 26 до 27
2	1,63	166	64	42,0	37,7	25,1

Примечание. Испытуемый № 1 - данные /51/; в работе /51/ антропометрические характеристики и скорость ходьбы даны для каждого из 7 испытуемых, участвовавших в экспериментах, однако изменение длин мышц показано только у одного испытуемого, причем не указано, какого именно. Испытуемый № 2 - собственные данные.

<sup>х</sup>) Для определения суставных углов при ходьбе использовалась билатеральная стереофотограмметрическая съемка (разработчик метода Л.М.Райцин). Эксперименты проводились с участием О.А.Балашова, И.З.Бикбаева, Е.В.Мякинченко, Ал.А.Шеманова, Н.А.Якунина.

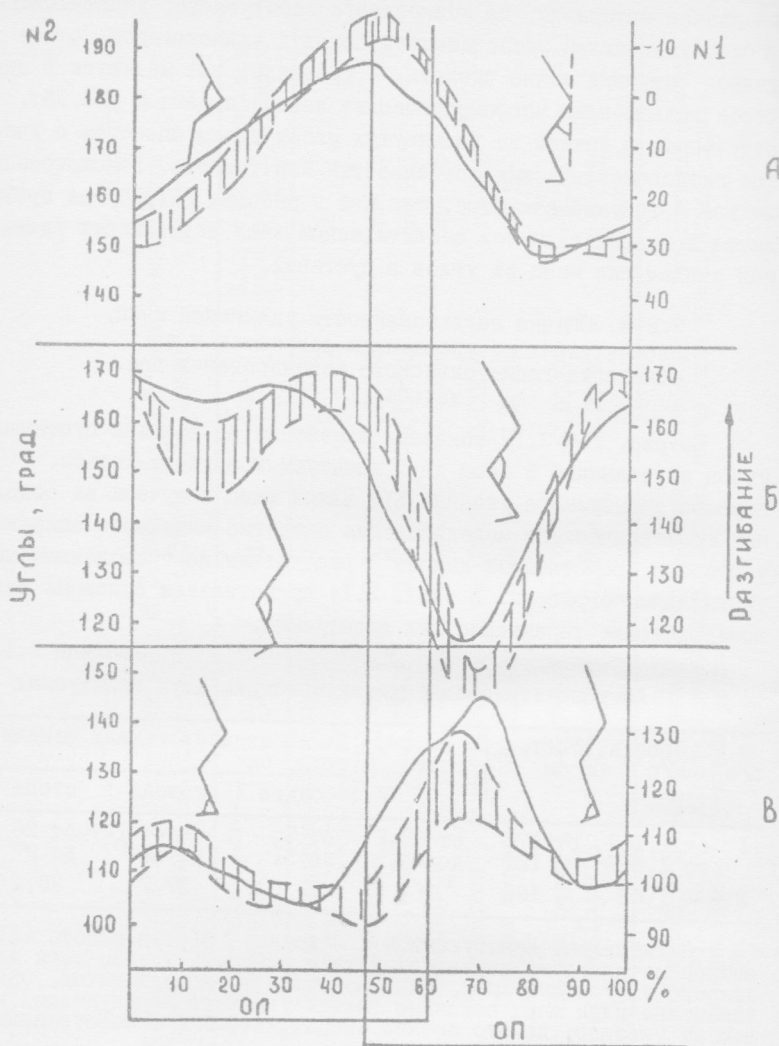


Рис. 2.9. Изменение суставных углов левой ноги в цикле ходьбы: А - тазобедренный сустав, Б - коленный сустав, В - голеностопный сустав. Обозначения: (---) - данные Pedotti, 1977, графики суставных углов испытуемого № I не выходят за заштрихованную область; (—) - собственные данные, испытуемый № 2. Значения суставных углов испытуемого № I представлены слева, испытуемого № 2 - справа. Оп - опора левой ногой, Оп - опора правой ногой. Время цикла принято за 100%

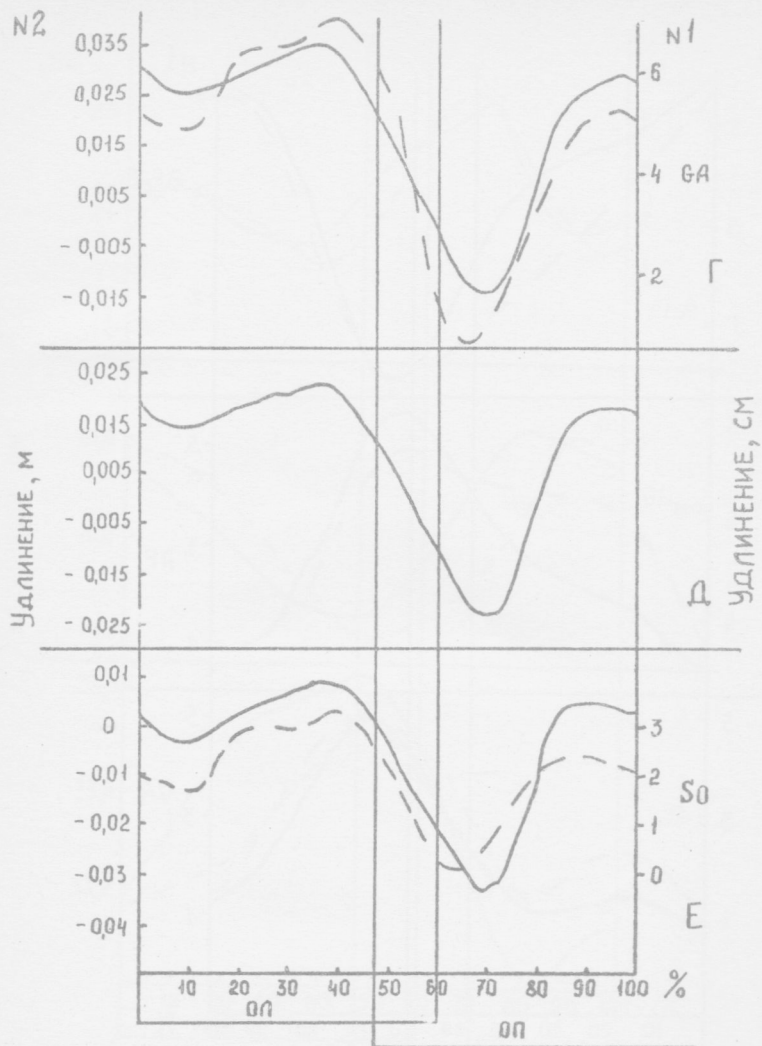


Рис. 2.10. Удлинения мышц голенистоного сустава в цикле ходьбы у двух испытуемых. Обозначения: - - - - - испытуемый № 1 (данные Pedotti, 1977), значения удлинений мышц представлены справа, GA и SO - икроножная и камбаловидная мышцы соответственно; — — — — — испытуемый № 2 (собственные данные), - и Д - медиальная и латеральная головки икроножной мышцы; Е - камбаловидная мышца. Остальное аналогично рис. 2.9 А, Б, В

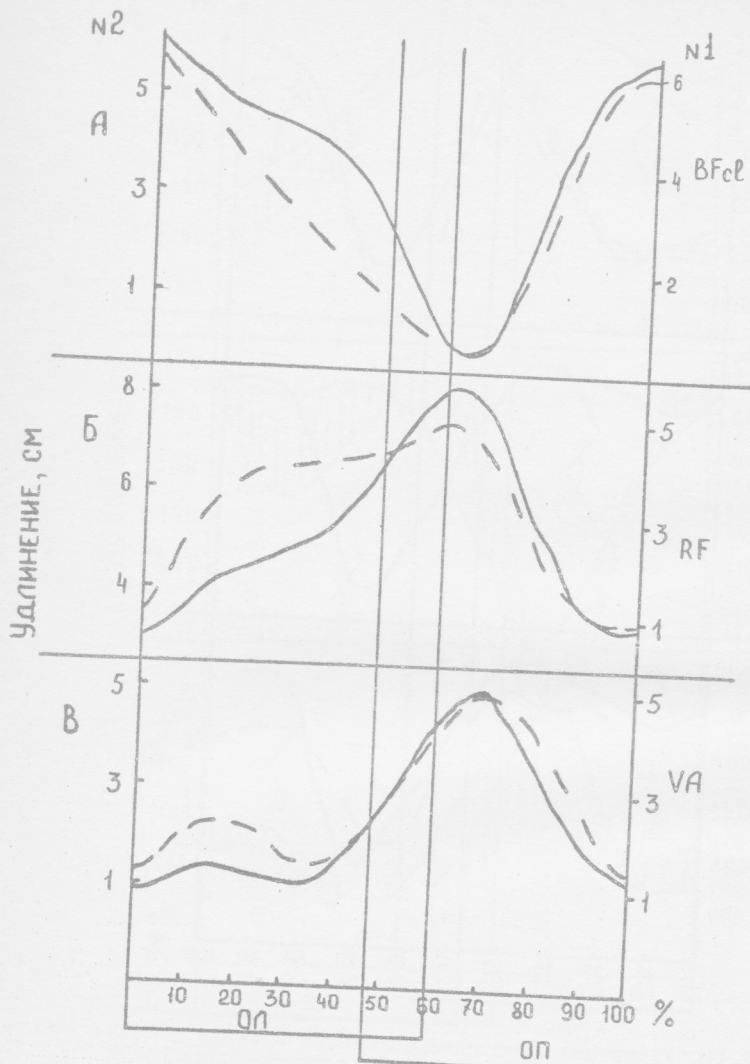


Рис. 2.1. Удлинение мышц, обслуживающих коленный сустав, при ходьбе у двух испытуемых. Испытуемый № 1: BFcl - длинная головка двуглавой мышцы бедра; RF - прямая мышца бедра, VA - широкие мышцы бедра; испытуемый № 2: А - группа hamstrings В - прямая мышца бедра, В - широкие мышцы бедра. Остальное аналогично рис. 2.9

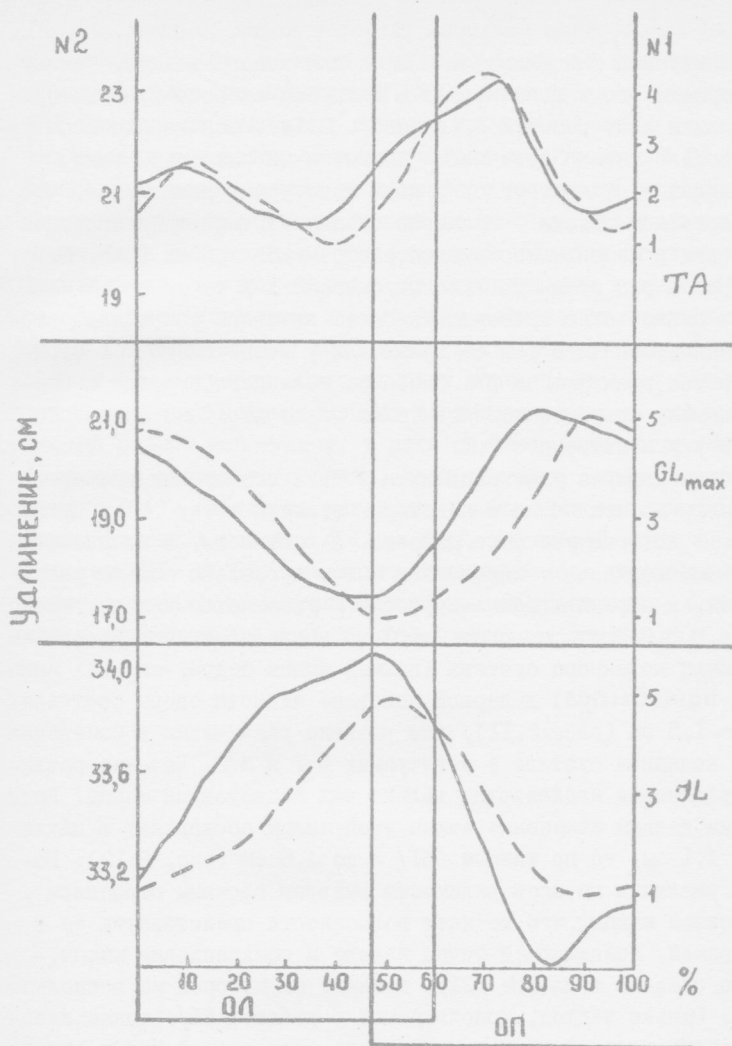


Рис. 2.12. Удлинения передней большеберцовой (ТА), большой ягодичной (GL<sub>max</sub>) и подвздошной (JL) мышц в цикле ходьбы у двух испытуемых. Остальное аналогично рис. 2.10

Испытуемый № 2 был выбран нами для сопоставления, потому что скорость его ходьбы попала в диапазон скоростей, с которыми мог идти испытуемый № 1 (см. табл. 2.14). Однако наш испытуемый довольно сильно отличается длинными размерами тела.

Анализ суставных углов у двух испытуемых показывает, что они в основном похожи — примерно совпадает амплитуда движений в суставах и моменты достижения экстремумов кривых (рис. 2.9). Однако есть ряд отличий. У испытуемого № 1 в течение первых 10% времени цикла может происходить более активное разгибание стопы с амплитудой до  $8^{\circ}$ , в то время как у испытуемого № 2 стопа разгибается примерно на  $3^{\circ}$ . Сгибание коленного сустава в первую половину опорного периода также более выражено (примерно на  $5-15^{\circ}$ ) у испытуемого № 1.

Общая картина удлинений мышц у двух испытуемых примерно одинакова, за исключением некоторых отличий в тех фазах цикла ходьбы, о которых уже было сказано. В частности, в начале фазы опоры камбаловидная и икроножная мышцы несколько больше укорачиваются, а передняя большеберцовая — удлиняется у испытуемого № 1 (на 0,3-0,7 см, см. рис. 2.10). В среднем отличие изменений длины мышц коленного сустава (прямой мышцы бедра, широких мышц, группы *hamstrings*) в первой половине периода опоры составляет до  $\sim 1,5$  см (рис. 2.11), что вызвано различиями в изменении угла в коленном суставе у испытуемых № 1 и № 2. Большие различия в удлинении наблюдаются только для подвздошной мышцы. Если по нашим данным изменение длины этой мышцы составляет в цикле ходьбы 1,1 см, то по данным /51/ — до 4,5 см (рис. 2.12). Подобные различия по всей видимости вызваны сложным строением подвздошной мышцы, что не дает возможности представлять ее в виде прямой, соединяющей точки начала и прикрепления мышцы, как это сделано в работе /21/, данными из которой мы воспользовались. Однако подход, используемый в работе /51/, также нельзя признать удовлетворительным: длина подвздошной мышцы определяется как сумма длин прямой линии и части окружности. С другой стороны, изменение длины подвздошной мышцы при ходьбе, определенное в работе /52/, очень хорошо согласуется с нашими данными.

Таким образом, удлинения мышц при ходьбе, полученные совершенно различными способами (прямое измерение, рентгеновская съемка, геометрическое моделирование), на разном материале



(трупы, скелет, живой человек) довольно согласованы (за одним исключением). Это кажется странным, особенно если принять во внимание, что наш испытуемый (№ 2) намного ниже испытуемого № I (удлинения отдельных головок трехглавой мышцы голени определялись в процентах от длины голени испытуемого № 2). Видимо, длиннотные размеры тела не оказывают заметного влияния на удлинения мышц, а определяют лишь абсолютную длину мышцы. Это может быть вызвано тем, что удлинение зависит от угла в суставе, который, в свою очередь, не определяется длиной образующих его звеньев. Удлинение и плечи сил мышц могут зависеть от диаметра сустава. Однако недостаток фактического материала не позволяет нам подробно обсудить этот вопрос. Отметим только, что плечи сил, полученные разными исследователями и, следовательно, на разных испытуемых, в ряде случаев были согласованы (для мышц локтевого сустава, четырехглавой мышцы бедра - см. раздел I.I). Резкие же различия, полученные для трехглавой мышцы голени в работах /21/ и /58/, двуглавой мышцы бедра в работах /21/ и /33/, не могут быть объяснены различиями антропометрических характеристик измеряемых препаратов, а скорее всего определяются особенностями методики измерения.

ПРИЛОЖЕНИЯ

Таблица П.1

Средние величины ряда морфометрических характеристик мышц нижних конечностей (получены в результате обобщения данных литературы, по 52)

Мышцы	%L <sup>F</sup>	%L <sup>T</sup>	α (°)	E	A <sup>T</sup> (мм <sup>2</sup> )	mass (g)	%SO	%FO	%FG
Psoas major	.80	.20	0.0	2.0	32.0	102.0	0.0	0.0	0.0
Iliacus	1.00	.00	0.0	2.2	0.0	114.0	0.0	0.0	0.0
Gemellus superior	.90	.10	0.0	1.1	{15.0}	4.0	0.0	0.0	0.0
Gemellus inferior	.90	.10	0.0	1.1	{15.0}	6.0	0.0	0.0	0.0
Obturator externus	.65	.35	0.0	2.0	{15.0}	37.0	0.0	0.0	0.0
Obturator internus	.75	.25	0.0	1.1	{15.0}	27.0	0.0	0.0	0.0
Piriformis	.75	.25	0.0	1.1	{15.0}	23.0	0.0	0.0	0.0
Quadratus femoris	1.00	.00	0.0	1.1	0.0	24.0	0.0	0.0	0.0
Pectineus	1.00	.00	0.0	1.1	0.0	31.0	0.0	0.0	0.0
Adductor longus	1.00	.00	0.0	2.2	0.0	107.0	0.0	0.0	0.0
Adductor magnus (ant)	1.00	.00	0.0	1.1	0.0	22.0	0.0	0.0	0.0
Adductor magnus (post)	1.00	.00	0.0	2.2	0.0	60.0	0.0	0.0	0.0
Adductor brevis	.75	.25	0.0	2.2	15.0	28.0	0.0	0.0	0.0
Gluteus minimus (ant)	1.00	.00	0.0	1.1	0.0	57.0	0.0	0.0	0.0
Gluteus minimus (mid)	.80	.20	0.0	1.1	19.0	17.0	0.0	0.0	0.0
Gluteus minimus (post)	.80	.20	0.0	1.1	19.0	17.0	0.0	0.0	0.0
Gluteus medius (ant)	.85	.15	0.0	1.1	13.0	47.0	0.0	0.0	0.0
Gluteus medius (mid)	.85	.15	0.0	1.1	13.0	47.0	0.0	0.0	0.0
Gluteus medius (post)	.85	.15	0.0	1.1	13.0	47.0	0.0	0.0	0.0
Gluteus maximus (deep)	.90	.10	0.0	1.1	69.0	23.0	0.0	0.0	0.0
Gluteus maximus (sup)	.30	.70	0.0	1.1	23.0	66.0	0.0	0.0	0.0
Tensor fasciae latae	.15	.85	0.0	1.7	5.0	23.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius	.09	.91	15.0	1.6	24.0	11.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus	.60	.40	0.0	1.9	12.0	103.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius	.60	.40	0.0	1.4	24.0	55.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius	.80	.20	0.0	1.5	24.0	59.0	0.0	0.0	0.0
Femoris	.102	.898	15.0	1.7	24.0	106.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris (long)	.146	.854	15.0	1.9	20.0	115.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris (short)	.45	.55	0.0	1.9	9.0	7.5	0.0	0.0	0.0
Vastus lateralis	.188	.812	20.0	1.9	89.0	44.0	0.0	0.0	0.0
Vastus intermedius	.177	.823	10.0	1.7	56.0	32.0	0.0	0.0	0.0
Vastus medialis	.198	.802	25.0	1.8	32.0	133.0	0.0	0.0	0.0
Popliteus	.80	.20	0.0	1.9	(24.0)	(133.0)	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius (lateral)	.130	.870	10.0	1.7	(20.0)	(113.0)	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius (medial)	.121	.879	15.0	1.7	(20.0)	(95.0)	0.0	0.0	0.0
Plantaris	.20	.80	0.0	2.0	(40.0)	(113.0)	0.0	0.0	0.0
Soleus	.103	.897	15.0	1.9	(17.0)	15.0	0.0	0.0	0.0
Tibialis anterior	.208	.792	10.0	2.2	20.0	46.0	0.0	0.0	0.0
Tibialis posterior	.079	.921	10.0	2.2	17.0	36.0	0.0	0.0	0.0
Peroneus longus	.087	.913	10.0	2.2	21.0	46.0	0.0	0.0	0.0
Peroneus brevis	.210	.790	10.0	2.2	11.0	20.0	0.0	0.0	0.0
Peroneus tertius	.200	.800	10.0	2.2	4.0	(20.0)	0.0	0.0	0.0
Extensor digitorum long	.120	.880	(15.0)	1.1	13.0	(34.0)	0.0	0.0	0.0
Extensor hallucis longus	.120	.880	10.0	1.1	13.0	16.0	0.0	0.0	0.0
Flexor digitorum longus	.085	.915	20.0	2.2	12.0	12.0	0.0	0.0	0.0
Flexor hallucis longus	.090	.910	20.0	1.8	15.0	30.0	0.0	0.0	0.0

Примечание. %L<sup>F</sup>, %L<sup>T</sup> - доля длины мышечной и сухожильной частей мышцы соответственно; α - угол перистости; E - фактор формы мышцы (отношение максимального поперечника к среднему); A<sup>T</sup> - площадь сечения сухожилья; %SO - доля площади медленных окислительных волокон; %FO - доля площади быстрых окислительных волокон; %FG - доля площади быстрых гликолитических волокон.

Т а б л и ц а П.2

Плечи сил относительно коленного сустава  
отдельных головок четырехглавой мышцы бедра в  
сагиттальной плоскости при разных углах в коленном суставе  
(один испытуемый, рост 1,78 м, масса 63 кг; по 41)

$\alpha$ (°)	RF (cm)	VL (cm)	VM (cm)	VI (cm)
<122	3.93	3.72	3.72	3.86
122	3.93	3.72	3.72	3.86
123	3.96	3.75	3.75	3.89
124	3.98	3.79	3.78	3.92
125	4.01	3.82	3.81	3.95
126	4.03	3.85	3.85	3.97
127	4.05	3.88	3.88	4.00
128	4.08	3.92	3.91	4.03
129	4.10	3.95	3.94	4.05
130	4.12	3.98	3.97	4.08
131	4.14	4.01	4.00	4.10
132	4.16	4.04	4.04	4.13
133	4.18	4.07	4.07	4.15
134	4.20	4.10	4.10	4.18
135	4.22	4.13	4.13	4.20
136	4.24	4.16	4.16	4.23
137	4.26	4.19	4.19	4.25
138	4.28	4.22	4.22	4.27
139	4.30	4.25	4.25	4.29
140	4.32	4.28	4.28	4.32
141	4.33	4.31	4.30	4.34
142	4.35	4.34	4.33	4.36
143	4.36	4.36	4.36	4.38
144	4.38	4.39	4.39	4.40
145	4.39	4.42	4.42	4.42
146	4.41	4.45	4.45	4.44
147	4.42	4.48	4.47	4.46
148	4.44	4.50	4.50	4.48
149	4.45	4.53	4.53	4.50
150	4.46	4.56	4.56	4.52
151	4.47	4.58	4.58	4.54
152	4.48	4.61	4.61	4.56
153	4.49	4.64	4.64	4.57
154	4.50	4.66	4.66	4.59
155	4.51	4.69	4.69	4.61
156	4.52	4.71	4.72	4.62
157	4.53	4.74	4.74	4.64
158	4.54	4.76	4.77	4.66
159	4.55	4.79	4.79	4.67
160	4.55	4.81	4.82	4.69
161	4.56	4.84	4.85	4.70
162	4.57	4.86	4.87	4.72
163	4.57	4.88	4.90	4.73
164	4.58	4.91	4.92	4.74
165	4.58	4.93	4.95	4.76
166	4.59	4.96	4.97	4.77
167	4.59	4.98	4.99	4.78
168	4.59	5.00	5.02	4.79
169	4.59	5.02	5.04	4.80
170	4.59	5.05	5.07	4.82
171	4.60	5.07	5.09	4.83
172	4.60	5.09	5.11	4.84
173	4.60	5.11	5.14	4.85
174	4.60	5.13	5.16	4.86
175	4.59	5.16	5.18	4.86
176	4.59	5.18	5.21	4.87
177	4.59	5.20	5.23	4.88
178	4.59	5.22	5.25	4.89
179	4.58	5.24	5.27	4.90

П р и м е ч а н и е.  $\alpha$  - УГОЛ В КОЛЕННОМ СУСТАВЕ, RF -  
rectus femoris, VL - vastus lateralis, VM - vastus medialis, VI -  
vastus intermedius

Т а б л и ц а П.3

Длины отдельных головок четырехглавой мышцы бедра  
и их волокон (один испытуемый, рост 1,78 м,  
масса 63 кг; по 4I)

<u>Muscle</u>	$L_{fw}$ (cm)	$L_{fmax}$ (cm)	$L_{fmin}$ (cm)	$L_{m}$ (cm)	$L_{mmax}$ (cm)	$L_{mmin}$ (cm)
RF	4.5	14.8	2.7	43.2	53.6	39.7
VL	13.7	18.0	8.3	26.4	30.7	21.5
VM	13.7	18.0	8.9	23.6	28.0	18.7
VI	12.9	17.3	8.1	25.5	29.9	20.5

П р и м е ч а н и е. Обозначения мышц соответствуют табл. П.2.  
 $L_f$  - длина мышечного волокна;  $L_m$  - длина мышцы; индексы *max*,  
*min*, и обозначают соответственно максимальную, минимальную  
длину и длину покоя соответственно (длина покоя мышцы или  
волокна соответствует длине, при которой проявляется макси-  
мальная сила).

Таблица П.4

Пространственные координаты (COORD) и стандартные отклонения (S.D.) мест начала мышц нижних конечностей (данные получены на трех трупных препаратах с длиной тела 1,63-1,83 м; по 28)

MUSCLE	X-COORD	X-S.D.	Y-COORD	Y-S.D.	Z-COORD	Z-S.D.
ADD BREVIS(S)	0.0312	0.0250	-0.0373	0.0117	-0.0611	0.0092
ADD BREVIS(I)	0.0326	0.0224	-0.0371	0.0116	-0.0613	0.0090
ADD LONGUS	0.0490	0.0074	-0.0316	0.0094	-0.0610	0.0072
ADD MAGNUS 1	-0.0117	0.0203	-0.0552	0.0034	-0.0486	0.0119
ADD MAGNUS 2	-0.0120	0.0205	-0.0552	0.0036	-0.0485	0.0119
ADD MAGNUS 3	-0.0120	0.0205	-0.0551	0.0037	-0.0486	0.0120
GLUTEUS MAX 1	-0.0338	0.0218	0.1288	0.0060	-0.0026	0.0375
GLUTEUS MAX 2	-0.0652	0.0076	0.0842	0.0179	-0.0429	0.0208
GLUTEUS MAX 3	-0.0747	0.0016	0.0127	0.0193	-0.0709	0.0154
GLUTEUS MED 1	0.0168	0.0133	0.0905	0.0108	0.0356	0.0049
GLUTEUS MED 2	-0.0239	0.0041	0.1090	0.0151	0.0054	0.0162
GLUTEUS MED 3	-0.0546	0.0070	0.0721	0.0200	-0.0257	0.0031
GLUTEUS MIN 1	0.0236	0.0053	0.0611	0.0045	0.0305	0.0053
GLUTEUS MIN 2	-0.0084	0.0053	0.0648	0.0079	0.0130	0.0024
GLUTEUS MIN 3	-0.0293	0.0018	0.0423	0.0135	-0.0053	0.0045
ILIIACUS	0.0199	0.0143	0.0493	0.0448	0.0025	0.0088
ILIOPSOAS	0.0315	0.0064	0.0111	0.0014	-0.0102	0.0126
INF GENELLI	-0.0426	0.0066	-0.0165	0.0063	-0.0052	0.0148
OBTURATOR EXT	0.0057	0.0106	-0.0280	0.0029	-0.0415	0.0090
OBTURATOR INT	-0.0488	0.0040	-0.0091	0.0066	-0.0135	0.0175
PECTINEUS	0.0318	0.0076	-0.0096	0.0043	-0.0299	0.0097
PIRIFORMIS	-0.0559	0.0028	0.0562	0.0033	-0.0404	0.0147
QUAD FEMORIS	-0.0319	0.0029	-0.0479	0.0158	-0.0163	0.0246
SUP GENELLI	-0.0435	0.0018	0.0009	0.0028	-0.0201	0.0148
BICEPS FEMORIS	-0.0414	0.0056	-0.0474	0.0166	-0.0146	0.0175
GRACILIS	0.0303	0.0160	-0.0441	0.0113	-0.0691	0.0154
RECTUS FEMORIS	0.0326	0.0029	0.0323	0.0007	0.0174	0.0095
SARTORIUS	0.0488	0.0108	0.0649	0.0165	0.0438	0.0038
SEMIMEMBRANOS	-0.0382	0.0056	-0.0448	0.0122	-0.0096	0.0201
SEMITENDINOSUS	-0.0457	0.0053	-0.0446	0.0037	-0.0103	0.0124
TEN FAS LATAE	0.0327	0.0151	0.0882	0.0099	0.0547	0.0065
GASTROC (M)	-0.0204	0.0082	0.0077	0.0068	-0.0157	0.0185
GASTROC (L)	-0.0198	0.0048	0.0048	0.0051	0.0226	0.0249
BICEPS FEM (S)	-0.0007	0.0051	0.1784	0.0003	0.0144	0.0071
VASTUS INTERM	0.0232	0.0033	0.2067	0.0226	0.0176	0.0111
VASTUS LATERAL	0.0010	0.0038	0.2127	0.0116	0.0365	0.0099
VASTUS MEDIAL	0.0043	0.0049	0.1880	0.0156	0.0088	0.0045
TIBIALIS ANTER	-0.0067	0.0068	0.2397	0.0336	0.0132	0.0069
EXT DIG COMM	-0.0228	0.0070	0.2590	0.0192	0.0280	0.0105
EXT HALL LONG	-0.0155	0.0109	0.2175	0.0370	0.0134	0.0112
FLEXOR DIG	-0.0246	0.0045	0.1996	0.0381	0.0016	0.0118
FLEX HALL LONG	-0.0266	0.0094	0.1660	0.0422	0.0204	0.0150
PERONEUS BREV	-0.0226	0.0122	0.1364	0.0195	0.0253	0.0054
PERONEUS LONG	-0.0268	0.0117	0.2419	0.0050	0.0356	0.0041
PERONEUS TERT	-0.0099	0.0095	0.1202	0.0263	0.0210	0.0019
TIBIALIS POSTE	-0.0128	0.0115	0.1786	0.0240	0.0137	0.0044
SOLEUS	-0.0292	0.0103	0.2467	0.0620	0.0006	0.0174

Примечание. Координаты (в м) мест начала мышц на тазе, бедренной и берцовых костях даны в трех системах координат, связанных соответственно с тазом, бедренной и большеберцовой костями (см. рис. П.1).

Таблица П.5

Пространственные координаты (COORD) и стандартные отклонения (S. D.) мест прикрепления мышц нижних конечностей к костям (данные получены на трех трупных препаратах с длиной тела 1,83-1,83 м; по 28)

MUSCLE	X-COORD	X-S. D.	Y-COORD	Y-S. D.	Z-COORD	Z-S. D.
ADD BREVIS(S)	-0.0082	0.0114	0.2828	0.0581	0.0215	0.0023
ADD BREVIS(I)	-0.0112	0.0072	0.2534	0.0201	0.0211	0.0014
ADD LONGUS	-0.0031	0.0026	0.1924	0.0196	0.0134	0.0042
ADD MAGNUS 1	-0.0079	0.0087	0.2758	0.0473	0.0290	0.0078
ADD MAGNUS 2	-0.0036	0.0013	0.1740	0.0641	0.0163	0.0041
ADD MAGNUS 3	-0.0064	0.0057	0.0166	0.0043	-0.0297	0.0027
GLUTEUS MAX 1	-0.0158	*****	0.4055	*****	0.0350	*****
GLUTEUS MAX 2	-0.0158	*****	0.3609	*****	0.0350	*****
GLUTEUS MAX 3	-0.0158	0.0046	0.2894	0.0203	0.0350	0.0062
GLUTEUS MED 1	-0.0195	0.0063	0.3899	0.0368	0.0598	0.0132
GLUTEUS MED 2	-0.0197	0.0063	0.3902	0.0368	0.0597	0.0131
GLUTEUS MED 3	-0.0195	0.0063	0.3901	0.0368	0.0596	0.0130
GLUTEUS MIN 1	-0.0073	0.0066	0.3810	0.0450	0.0572	0.0048
GLUTEUS MIN 2	-0.0072	0.0066	0.3810	0.0449	0.0571	0.0048
GLUTEUS MIN 3	-0.0073	0.0067	0.3810	0.0451	0.0572	0.0049
ILIACUS	-0.0179	0.0032	0.3350	0.0335	0.0116	0.0061
ILIOPSOAS	-0.0180	0.0034	0.3352	0.0334	0.0116	0.0061
INF GEMELLI	-0.0113	0.0115	0.3949	0.0323	0.0448	0.0066
OBTURATOR EXT	-0.0242	0.0065	0.3821	0.0252	0.0415	0.0119
OBTURATOR INT	-0.0113	0.0115	0.3947	0.0323	0.0446	0.0068
PECTINEUS	-0.0109	0.0126	0.3146	0.0315	0.0248	0.0031
PIRIFORMIS	-0.0132	0.0045	0.3983	0.0361	0.0484	0.0074
QUAD FEMORIS	-0.0164	0.0165	0.3446	0.0218	0.0329	0.0065
SUP GEMELLI	-0.0113	0.0114	0.3947	0.0324	0.0445	0.0066
BICEPS FEMORIS	-0.0383	0.0150	0.3321	0.0366	0.0431	0.0021
GRACILIS	-0.0586	0.0303	0.3426	0.0189	-0.0095	0.0153
RECTUS FEMORIS	0.0041	0.0062	0.4084	0.0336	-0.0006	0.0052
SARTORIUS	-0.0515	0.0308	0.3478	0.0149	-0.0205	0.0087
SEMIMEMBRANOS	-0.0564	0.0027	0.3297	0.0305	-0.0072	0.0218
SEMITENDINOSUS	-0.0542	0.0285	0.3369	0.0187	-0.0058	0.0204
TEN FAS LATAE	-0.0099	0.0040	0.3504	0.0406	0.0292	0.0057
GASTROC (M)	-0.0368	0.0063	-0.0429	0.0100	0.0028	0.0129
GASTROC (L)	-0.0369	0.0059	-0.0430	0.0099	0.0028	0.0130
BICEPS FEM (S)	-0.0384	0.0149	0.3323	0.0368	0.0433	0.0023
VASTUS INTERN	-0.0018	0.0053	0.4110	0.0344	0.0006	0.0055
VASTUS LATERAL	0.0089	0.0057	0.4050	0.0357	0.0151	0.0073
VASTUS MEDIAL	-0.0079	0.0039	0.3996	0.0365	-0.0137	0.0055
TIBIALIS ANTER	0.0221	0.0048	0.0132	0.0075	-0.0194	0.0024
EXT DIG COMM	0.0253	0.0030	0.0116	0.0084	-0.0021	0.0030
EXT HALL LONG	0.0259	0.0034	0.0117	0.0074	-0.0093	0.0011
FLEXOR DIG	-0.0070	0.0021	-0.0024	0.0048	-0.0222	0.0077
FLEX HALL LONG	-0.0092	0.0044	-0.0065	0.0096	-0.0159	0.0133
PERONEUS BREV	-0.0081	0.0081	-0.0058	0.0011	0.0273	0.0075
PERONEUS LONG	-0.0094	0.0082	-0.0076	0.0037	0.0240	0.0071
PERONEUS TERT	0.0205	0.0007	0.0032	0.0128	0.0097	0.0080
TIBIALIS POSTE	-0.0023	0.0066	0.0023	0.0016	-0.0276	0.0075
SOLEUS	-0.0365	0.0047	-0.0428	0.0094	0.0056	0.0144

Примечание. Координаты (в м) мест прикрепления мышц к костям даны в системах координат, связанных с бедренной и большеберцовой костями (см. рис. П.1).

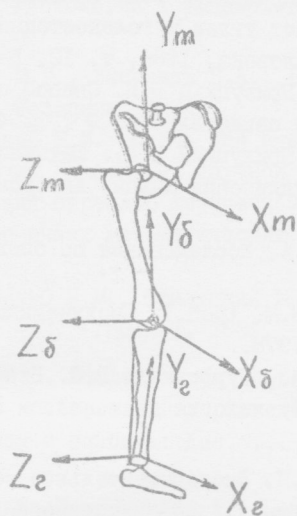


Рис. П. I. Расположение систем координат, связанных с тазом (индекс  $m$ ), бедром ( $\delta$ ), голенью ( $z$ ).

Начало системы  $X_m Y_m Z_m$  находится в центре вертлужной впадины, ось  $Y_m$  проходит через среднюю точку верхней передней подвздошной ости, ось  $X_m$  проходит через среднюю точку бугорка лобковой кости, ось  $Z_m$  перпендикулярна осям  $X_m, Y_m$ .

Начало системы  $X_\delta Y_\delta Z_\delta$  находится в средней точке между латеральным и медиальным мыщелками бедренной кости, ось  $Y_\delta$  проходит через центр головки бедренной кости, ось  $Z_\delta$  проходит через центр латерального мыщелка бедренной кости, ось  $X_\delta$  перпендикулярна осям  $Y_\delta, Z_\delta$ .

Начало системы  $X_z Y_z Z_z$  находится в средней точке между латеральной и медиальной лодыжками, ось  $Y_z$  проходит через центр бугристости большеберцовой кости, ось  $Z_z$  проходит через центр латеральной лодыжки, ось  $X_z$  перпендикулярна осям  $Y_z, Z_z$ .

## ЛИТЕРАТУРА

1. Аруин А.С., Прилуцкий Б.И. Зависимость удлинения трехглавой мышцы голени от углов в голеностопном и коленном суставах. - Физиология человека, 1986, т. 12, № 2, с. 244-248.
2. Аруин А.С., Прилуцкий Б.И. Способ определения удлинения мышцы. Авторское свидетельство № 1222947. Булл. № 13, 1986.
3. Аруин А.С., Прилуцкий Б.И., Шахназаров А.И. Устройство для определения удлинения мышцы. Авторское свидетельство № 3687027, 1985.
4. Бернштейн Н.А. Исследования по биодинамике локомоций. - ВИЭМ, М.-Л., 1935.
5. Зацюрский В.М. (ред.). Биодинамика спортивной техники. - М.: ЦОЛИИФК, 1978.
6. Богданов В.А., Гурфинкель В.С. Биомеханика локомоций человека. - В кн.: Физиология движений. - Л.: Наука, 1976, с. 276-315.
7. Дурсенев Л.И. Экспериментальное обоснование применения расчлененного (аналитико-синтетического) метода в начальном обучении легкоатлетическим упражнениям: Дис. ... канд. пед.наук. - Харьков, 1965.
8. Зацюрский В.М. Механические энергозатраты при движении человека. - В кн.: Современные проблемы биомеханики. Вып. 3. Оптимизация биомеханических движений. - Рига: Зинатне, 1986, с. 14-32.
9. Зацюрский В.М., Аруин А.С., Прилуцкий Б.И., Шахназаров А.И. Плечи тяги мышц подошвенных сгибателей стопы, определенные "биомеханическим" способом. - Физиология человека, 1985, т. 11, № 4, с. 616-622.
10. Зацюрский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. - М.: ФиС, 1981.
11. Иваницкий М.Ф. Движения человеческого тела. - М.: ФиС, 1938.
12. Козлов И.М. Биомеханические факторы организации движений у человека: - Дис. ... докт.биол.наук. - Л., 1984.



13. Козлов И.М., Звенигородская А.В. Методика определения морфометрических характеристик мышц при движении человека. - Архив анатомии, гистологии и эмбриологии, 1982, т. 33, вып. 9, с. 78-84.

14. Привес М.Г., Лысенков Н.К., Бушкович В.И. Анатомия человека. - Л.: Медицина, 1974.

15. Прилуцкий Б.И. Модель для анализа спортивной техники. - В кн.: Труды Всесоюзной научной конференции "Совершенствование управления отраслью физической культуры и спорта на базе ЭВМ и современных математических методов". - Одесса, 1982, с. 52.

16. Запирский В.М., Прилуцкий Б.И. Биомеханика отрицательной работы. - М.: ГЦОЛИФК, 1986.

17. Попов В.Б. Исследование особенностей высшего спортивно-технического мастерства и управления совершенствованием его в прыжках в длину с разбега: Дис. ... канд.пед.наук. - М., 1968.

18. Сальченко И., Смирнов А., Майструк А. Эффективность отталкивания. - Легкая атлетика, 1975, № II, с. 18-20.

19. Сборник научных программ на Фортране. Вып. I. Статистика. - М.: Статистика, 1974.

20. Славутский Я.Л., Бороздина А.А. Ортопедия, травматология и протезирование. - 1966, вып. 9, с. 32.

21. Степанов В.В. Исследование биомеханической структуры движений с целью повышения эффективности управления тренировочным процессом бегунов на короткие дистанции: Дис. ... канд. пед. наук. - Л., 1977.

22. Фиделос К. Функция некоторых двусуставных мышц бедра в спортивных упражнениях: Дис. ... канд.пед.наук. - М., 1959.

23. Янанис С.В. Ученые записки ГДОИФКа им П. Ф. Лесгафта. - Л., 1949, вып. 4. (цит. по К.Фиделос, 1959).

24. Alexander R.McN., Vernon A. - J.Hum.movem.stud., 1975, V.1, 115.
25. Amis A.A., Dowson D., Wright V. - Eng.Med., 1979, V.8, N1, 41.
26. An K.N., Chao E.Y., Cooney W.P., Linscheid R.L. - J.Biomech., 1979, V.12, 775.
27. Blacharski P.A., Somerset J.H., Murray D.G. - J.Biomech., 1975, V.8, 375.
28. Brand R.A., Crownirshield R.D., Wittstock C.E., Pedersen D.R., Clark C.R., F.M. van Krieken - J.Biomech.Engng., 1982, V.104, 304.
29. Braune W., Fischer O. In: Abhandlungen der mathematischphysischen Class der Konigl. Sachsischen Gesellschaft der Wissenschaften, 1889, Bd. 26, 561.
30. Duca C.J., Forrest W.J. - J.Biomech., 1973, V.6, 385.
31. Elliott B.C., Blanksby B.A. - J.Hum.Mov.Stud., 1979, V.5, 42.
32. Ellis M.J., Seedhom B.B., Amis A.A., Dowson D., Wright V. - Eng.Med., 1979, V.8, N1.
33. Fischer K. - Z. Anat., 1927, Bd.83, N5, 752.
34. Fischer O. - Arch.f.Anat.u.Physiol., Anat.Abteil, 1884 (cit. nach Fischer K., 1927).
35. Frigo C., Pedotti A. - In: Biomechanics VI (Eds. Asmussen E. and Jorgensen K.), University Park Press, Baltimore, 1977, 355.
36. Frigo C., Pedotti A., Santambrogio G.C. - In: Proc. Int.Cong.Sport Sciences, Edmonton, 1978.

37. Grieve D.W., Pleasant S., Cavanagh P.R. - In:  
Biomechanics VI-A (Ed. by E.Asmussen and K.Jorgensen),  
University Park Press, Baltimore, 1978, 405.
38. Groh H., Baumann W. et al. - Forschungsbericht  
Inst. für Biomechanik, 1976.
39. Kollath E. Diss., Köln, 1980.
40. Harding M.L., Harding L., Goodfellow J.W. -  
J.Biomech., 1977, V.10, 517.
41. Herzog H. Diss., 1985.
42. Hof A.L., Geelen B.A., Van den Berg Jw. - J.Biomech.,  
1983, V.16, N7, 523.
43. Inman V.T. California University Technical Report.  
Series III, 1953, V.25, 1 (cit. Yamazaki et al.,1979).
44. Jensen R.H., Davy D.T. - J.Biomech., 1975, V.8, 103.
45. Jensen R.H., Metcalf W.K. - J.Anat., 1975, V.119, 209.
46. Lindahl O., Movin A. - Acta Orthop.Scand., 1967, V.38,  
226.
47. Morecki A., Ekiel J., Fidelus K. Bionika ruchu,  
Warszawa, 1971.
48. Morrison J.B. - J.Biomech., 1970, V.3, 431.
49. Morton D.J. Human Locomotion and Body Form /Williams  
a. Wilkins Co., Baltimore, 1952.
50. Olson V.L., Smidt G.L., Johnston R.C. - Phys.Therapy,  
1972, V.52, 149.
51. Pedotti A. - Biol. Cybernetics, 1977, V.26, 53.
52. Pierrynowski M.R. Diss., 1982.

53. Sheedhom B.B., Terajama K. - J.Biomed.Engng., 1976, V.11, 278.
54. Shumacher, Wolff, 1966 (cit. [12] ).
55. Smidt G.L. - J.Biomech., 1973, V.6, 79.
56. Stern J.T. - J.Biomech., 1974, V.7, 411.
57. Van Ingen Schenau et al. - Med.Sci.Sport, 1985.
58. Williams M., Lissner H.R. Biomechanics of Human Motion. Philadelphia, London, Saunders Co., 1962.
59. Wilkie D.R. - J.Physiol., 1950, V.110, 249.
60. Yamazaki N., Ishida H., Kimura T., Okada M. - J.Hum. Evol., 1979, V.8, 337.
61. Yeo B.R. - J.Biomech., 1976, V.9, 413.

---

62. Youm y., Ireland D.C.R., Sprague B.L., Flatt A.E. - In: Medicine and Sport, V.8: Biomechanics III, Karger, Basel, 1973, 355.
63. Youm Y., Jorgensen D.L., Flatt A.E., Sprague B.L. - Proc. 4th New Engl.Bioeng.Conference, New Haven, Conn. New York, 1976, 85.
64. Zatsiorsky V., Aruin A., Prilutsky B., Raytsin L., Seluyanov V. - In: International Symposium Biomechanics der Sport, 4-6 dez. 1980, Köln.
65. Kawahats K., Miyashita. M. - Exper. Neurol., 1983, V.82, 287.

## СОДЕРЖАНИЕ

Введение . . . . .	3
I. Краткий обзор основных морфометрических данных . . . . .	4
I.1. Зависимость плеч тяги и удлинений мышц от суставных углов . . . . .	4
2. Определение плеч сил и удлинений основных мышечных групп нижней конечности по углам в суставах. . . . .	15
2.1. Методика . . . . .	15
2.2. Результаты . . . . .	26
Приложения . . . . .	50
Литература . . . . .	56

МОРФОМЕТРИЯ МЫШЦ

Учебное пособие для студентов  
ГЦОЛИФКа

Редактор Н.Свечникова.      Корректор Э.Корнеева.

Подписано к печати 18.02.88. Объем 3,2 уч.-изд.л.

Тираж 350 экз.      Зак. 312      Цена 15 коп.

Издание Редакционно-издательского отдела ГЦОЛИФКа.

СПТУ № 3