

А.В.Самсонова, Е.Н.Комиссарова

Биомеханика мышц

Санкт-Петербург
2008

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ ИМ. П.Ф.ЛЕСГАФТА

А.В. САМСОНОВА, Е.Н.КОМИССАРОВА

БИОМЕХАНИКА МЫШЦ

Учебно-методическое пособие

Санкт-Петербург

2008

Рецензенты:

Л.А. Алексина – докт. мед. наук, профессор, профессор кафедры анатомии человека им. М.Г.Привеса СПбГМУ им. академика И.П.Павлова;
Ю.А.Гагин – докт. пед. наук, профессор, профессор кафедры биомеханики СПбГУФК им. П.Ф.Лесгафта.

УДК 621.76:796

Самсонова А.В., Биомеханика мышц [Текст]: учебно-методическое пособие / А.В.Самсонова, Е.Н. Комиссарова /Под ред. А.В.Самсоновой /СПбГУФК им. П.Ф.Лесгафта. – СПб.: [б.н.], 2008. – 127 с.
 ISBN5-8075-0020-2

Печатается по решению Редсовета СПбГУФК им. П.Ф.Лесгафта
 Рекомендовано УМК СПбГУФК им. П.Ф. Лесгафта
 Протокол № 3 от 17 ноября 2007 г.

В учебно-методическом пособии рассмотрены теоретические и практические аспекты биомеханики мышечной деятельности: строение мышц с точки зрения биомеханики; механика мышечного сокращения; зависимость силы и скорости сокращения мышц от анатомических, физиологических и биомеханических факторов; результирующее действие мышц в организме. Пособие содержит большой фактический материал из практики спорта.

Учебно-методическое пособие предназначено для студентов очной и заочной форм обучения по специальности: 032100 – «Физическая культура»; 050104 – «Безопасность жизнедеятельности»

Самсонова А.В. – главы: 2, 3, 4, 5, 6

Комиссарова Е.Н. – глава 1, глоссарий

УДК 621.76:796

© Санкт-Петербургский государственный
 университет физической культуры им. П.Ф. Лесгафта, 2008
 © А.В. Самсонова, Е.Н. Комиссарова, 2008

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	3
Глава 1. Архитектура скелетных мышц	4
1.1. Классификация мышц	4
1.2. Макроструктура мышцы	8
1.3. Микроструктура мышцы	12
1.4. Строение саркомера	15
1.5. Теория скользящих нитей	18
1.6. Состояние мышцы	19
1.7. Типы скелетных мышечных волокон и их морфофункциональная характеристика	21
1.8. Влияние различных факторов на состав мышечных волокон	26
1.9. Контрольные вопросы	30
Глава 2. Функционирование рецепторного аппарата мышц и суставов	31
2.1. Рецепторы опорно-двигательного аппарата человека	31
2.1.1. Мышечные веретена	31
2.1.2. Рецепторы Гольджи	32
2.1.3. Рецепторы суставов	32
2.2. Зависимость частоты импульсации рецепторов от длины, скорости и напряжения мышцы	33
2.2.1. Зависимость «длина мышцы – частота импульсации веретенных афферентов»	33
2.2.2. Зависимость «скорость растяжения мышцы – частота импульсации веретенных афферентов»	34
2.2.3. Зависимость частоты импульсации рецепторов Гольджи от степени напряжения мышцы	34
2.3. Способы оценки афферентного притока, поступающего от рецепторов мышц	35
2.4. Уровни построения движений и рецепторы опорно- двигательного аппарата	38

2.5. Контрольные вопросы	39
Глава 3. Механика мышечного сокращения	40
3.1. Биомеханические свойства мышц	40
3.1.1. Сократимость	40
3.1.2. Жесткость	43
3.1.3. Вязкость	45
3.1.4. Прочность	47
3.1.5. Релаксация	49
3.2. Трехкомпонентная модель мышцы	49
3.3. Функционирование биомеханической модели мышцы в простейших двигательных задачах	51
3.4. Контрольные вопросы	52
Глава 4. Факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышцы	54
4.1. Основные понятия	54
4.2. Анатомические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц	55
4.2.1. Сила и скорость сократительного компонента мышцы	55
4.2.2. Сила и скорость сокращения мышцы в целом	62
4.3. Физиологические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц	64
4.3.1. Физиологические механизмы регуляции силы и скорости сокращения мышцы	64
4.3.2. Время сокращения мышцы	67
4.4. Биомеханические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц	69
4.4.1. Длина мышцы	70
4.4.2. Характер работы мышц	71
4.4.3. Значение внешней силы	72
4.5. Контрольные вопросы	75
Глава 5. Результирующее действие мышц в организме	77
5.1. Звенья тела как рычаги	77

5.2. Методы определения морфометрических характеристик мышц нижних конечностей человека	82
5.2.1. Моделирование ОДА человека и мышц нижних конечностей	82
5.2.2. Рентгенографический метод определения морфометрических характеристик мышц	86
5.2.3. Анатомический метод определения морфометрических характеристик мышц	87
5.2.4. Биомеханический метод определения морфометрических характеристик мышц	88
5.3. Фазовые траектории мышц – способ представления результатов, характеризующих моторную функцию мышц	90
5.4. Программа расчета морфометрических характеристик мышц <i>MORFOMETR</i>	92
5.5. Контрольные вопросы	93
Глава 6. Функционирование мышц в спортивных движениях	94
6.1. Биомеханический анализ физических упражнений	94
6.2. Обучение двигательным действиям	97
6.3. Классификация физических упражнений	100
6.4. Сравнение основного и специальных упражнений	104
6.5. Оценка функциональной подготовленности спортсменов на основе анализа фазовых портретов мышц	115
6.6. Контрольные вопросы	119
Глоссарий	120
Рекомендуемая литература	123

Введение

Учебно-методическое пособие «Биомеханика мышц» предназначено для студентов дневного и заочного отделений. Однако оно может быть использовано также магистрантами, аспирантами, преподавателями и тренерами. Это пособие может рассматриваться как дополнительное по курсу «Биомеханика» и основное по спецкурсу «Биомеханика мышц».

Пособие содержит сведения о строении мышц на макро-, мезо- и микроуровнях, а также о рецепторах опорно-двигательного аппарата. В пособии подробно рассмотрены биомеханические свойства мышц и механика мышечного сокращения. Большое внимание в учебно-методическом пособии уделено факторам, обеспечивающим проявление силы и скорости сокращения мышц при выполнении двигательных действий. Так как учебно-методическое пособие предназначено для специалистов, работающих в области физической культуры, в нем приведено много сведений из практики спорта.

В связи с тем, что учебно-методическое пособие предназначено для студентов, как младших, так и старших курсов, мы попытались увязать новые для них факты с уже имеющимся «теоретическим багажом» студентов, который они получили при изучении таких дисциплин как: «Анатомия», «Биохимия», «Физиология», «Математика», «Физика» а также «Теория и практика физической культуры». В этом аспекте учебно-методическое пособие «Биомеханика мышц» может рассматриваться как междисциплинарное.

Авторы стремились изложить материал предельно просто и доступно. В связи с этим, пособие содержит большое количество иллюстраций, а в конце пособия помещен глоссарий. Отзывы о учебно-методическом пособии просим отправлять по адресу:

alla_samsonova@rambler.ru (А.В.Самсонова)

spb_biomechanics@rambler.ru (кафедра биомеханики СПбГУФК им. П.Ф.Лесгафта).

А.В.Самсонова, Е.Н.Комиссарова

ГЛАВА 1. АРХИТЕКТУРА СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

Мышечную ткань можно подразделить на следующие типы: исчерченную (поперечнополосатую), гладкую и сердечную. Они имеют различное происхождение и строение. Эти ткани объединены по функциональному признаку — способности сокращаться, изменять свою длину, укорачиваться. В организме человека выделяют также мышечную ткань эктодермального происхождения (миоэпителиальные клетки желез и миоциты радужки глаза).

Мышцы хорошо снабжаются кровью, которая доставляет им питательные вещества и кислород и удаляет отходы метаболизма. Приток крови к мышцам регулируется таким образом, что в каждый данный момент мышца получает ее в необходимом количестве. Все мышцы имеют самостоятельную иннервацию.

В пособии подробно рассмотрены поперечнополосатые (скелетные) мышцы. Это мышцы, прикрепляющиеся к костям. Они обеспечивают локомоцию, с высокой скоростью сокращаются и быстро утомляются; иннервируются соматической нервной системой.

1.1. Классификация мышц

Существуют различные классификации скелетных мышц: по форме и размерам, по направлению волокон, по функции, по отношению к суставам.

В настоящем пособии мы рассмотрим только те классификации скелетных мышц, которые будут необходимы для дальнейшего объяснения биомеханических особенностей *работы мышц конечностей*.

Классификация по направлению мышечных волокон

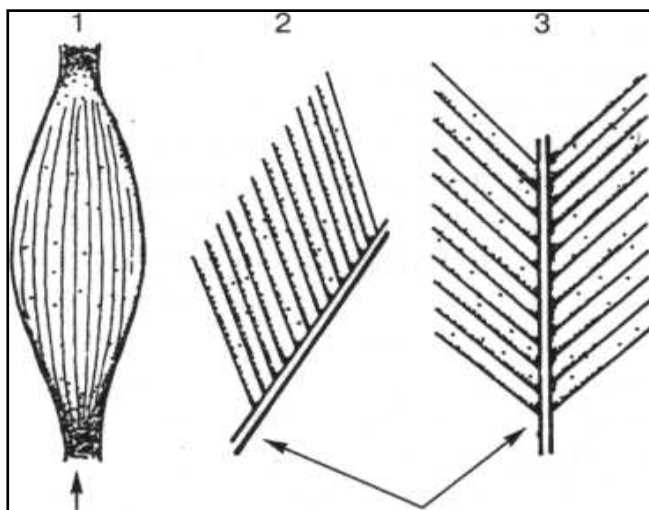


Рис.1.1. Типы расположения мышечных волокон: 1 – веретенообразное; 2 – одноперистое; 3 – двуперистое (по: А.Дж. Мак-Комас, 2001)

Для конечностей наиболее типичны веретенообразные и перистые мышцы. Если волокна проходят по продольной оси брюшка мышцы, такие мышцы называются **веретенообразными**. Если мышечные пучки расположены с одной стороны от сухожилия, к которому они прикрепляются, мышца

называется **одноперистой**, если с двух сторон — **двуперистой** (рис.1.1). У **многоперистых** мышц мышечные пучки подходят к сухожилию со всех сторон.

Из-за существования мышц с различным ходом мышечных волокон в анатомии, физиологии и биомеханике мышц утвердились понятия **анатомического и физиологического поперечников**.

Анатомический поперечник — площадь, соответствующая разрезу, перпендикулярному длине мышцы.

Физиологический поперечник — площадь, соответствующая разрезу, перпендикулярному ходу мышечных волокон.

Анатомический поперечник у веретенообразной мышцы совпадает с ее физиологическим поперечником, в то время как у мышцы перистой физиологический поперечник больше анатомического.

Классификация по количеству головок

Некоторые мышцы имеют несколько головок. Такие мышцы называют соответственно числу головок **двуглавыми, трехглавыми** и т.д. (рис.1.2).

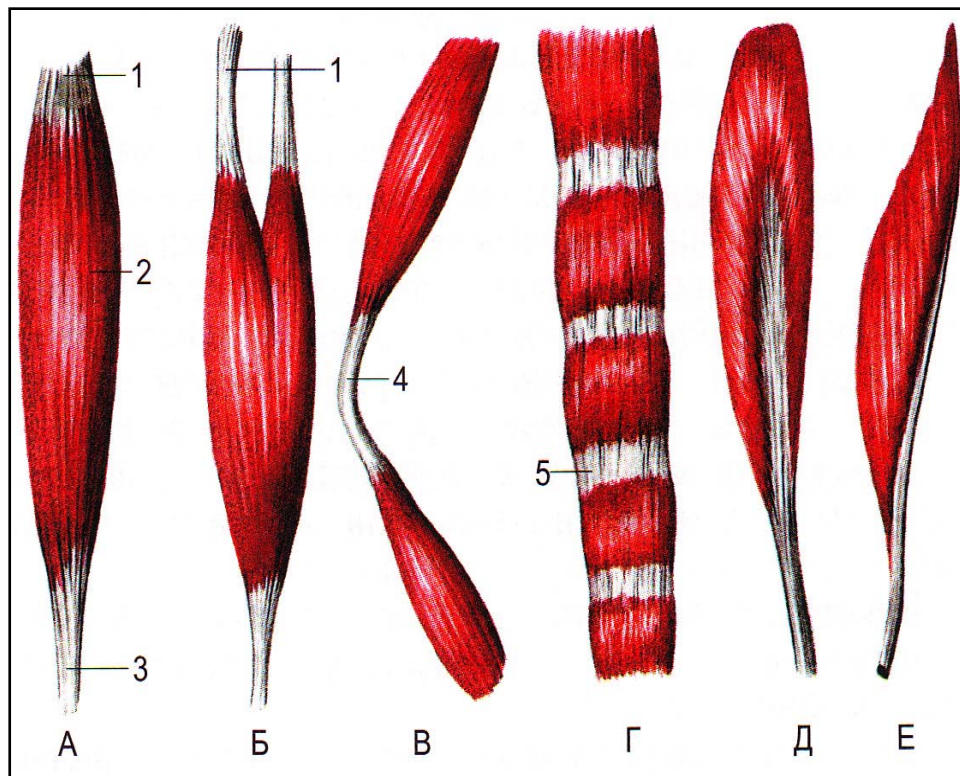


Рис.1.2. Форма мышц

А – веретенообразная, Б – двуглавая, В – двубрюшная, Г – лентовидная, Д – двуперистая, Е – одноперистая.
 1 – головка; 2 – брюшко; 3 – хвост; 4 – промежуточное сухожилие;
 5 – сухожильная перемычка
 (по: П.К.Лысов, Д.Б.Никитюк, М.Р.Сапин, 2003)

Классификация мышц по их отношению к суставам

Мышцы делят на группы по их отношению к суставам. **Односуставные** мышцы оказывают действие на один сустав. Если мышца перекидывается через два или более суставов она называется **двусуставной** или **многосуставной**.

Возле двуосного сустава мышцы группируются соответственно двум его осям, движения (сгибание — разгибание, приведение — отведение). К шаровидному суставу, имеющему три оси движения, мышцы прилежат с нескольких сторон и действуют на него в разных направлениях. Так, например, у плечевого сустава имеются мышцы-сгибатели и разгибатели, осуществляющие движения вокруг фронтальной оси, отводящие и приводящие мышцы — вокруг сагиттальной оси и мышцы-вращатели — вокруг продольной оси.

Классификация мышц по их функции

В зависимости от функции различают *мышцы-синергисты* и *мышцы-антагонисты*. Как правило, на каждый сустав в одном направлении действует две или более мышц. Такие содружественные по направлению действия мышцы называют *синергистами*. Мышцы, действующие на сустав в противоположном направлении (сгибатели и разгибатели), являются *антагонистами*.

Классификация мышц по особенностям прикрепления и выполняемой функции

П.Ф.Лесгафтом (1905) предложена классификация мышц в зависимости от их морфометрических характеристик (табл.1.1).

Таблица 1.1

Морфометрические характеристики сильных и ловких мышц
(по: П.Ф.Лесгафту, 1905)

Тип мышц	Мышцы	Площадь прикрепления, см ²		Вес, г	Объем, см ³	Длина волокон, см	Физиол. поперечник, см ²
		начало	прикрепление				
сильные	большая ягодичная м.	342,79	47,77	523,1	515,3	19,5	25,8
	четырехглавая м. бедра	274,61	96,86	914,3	883,8	11,2	81,7
	трехглавая м. голени	215,31	7,45	—	—	—	27,98
ловкие	дельтовидная м.	14,56	10,51	249,8	239,6	11,5	21,0
	м. круговой пронатор	20,12	3,66	28,4	27,3	5,5	4,8

м. лучевой сгибатель запястья	13,42	0,35	19,1	18,3	5,6	3,4
м. локтевой сгибатель запястья	12,60	0,71	27,3	26,0	4,8	5,5

П.Ф.Лесгафт различал мышцы **сильные** и мышцы **ловкие**. Он писал: «...мышцы по преимуществу сильные начинаются и прикрепляются к большим поверхностям, удаляясь по мере увеличения поверхности прикрепления от опоры рычага на которой он действует; физиологический поперечник таких мышц относительно мал, несмотря на что они могут проявить большую силу при небольшом напряжении, почему и не так легко утомляются. Они действуют преимущественно всею своею массою и не могут производить мелких оттенков при движении; силу свою они проявляют с относительно малою скоростью и состоят чаще всего из коротких мышечных волокон. Мышцы второго типа, отличающиеся ловкостью в своих действиях, начинаются и прикрепляются на небольших поверхностях, близко к опоре рычага, на который действуют; физиологический поперечник их относительно велик, они действуют с большим напряжением, скорее утомляются, состоят чаще всего из длинных волокон и могут действовать отдельными своими частями, производя различные оттенки движений. Это будут мышцы, допускающие главным образом ловкие и быстрые движения» С. 249-250.

1.2. Макроструктура мышцы

Основными структурными элементами скелетной мышцы являются поперечнополосатые мышечные волокна и соединительнотканнные элементы, выполняющие в мышце вспомогательные функции.

Мышечные волокна, объединенные в пучки формируют **брюшко**

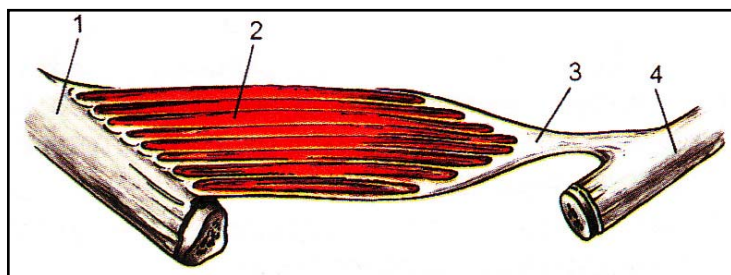


Рис.1.3. Строение мышцы

1 – начало мышцы; 2 – мышечное брюшко; 3 – сухожилие; 4 – прикрепление мышцы
(по: П.К.Лысов, Д.Б.Никитюк, М.Р.Сапин, 2003)

мышцы, переходящее в сухожилие (рис.1.3).

Окончания мышечных волокон

«специализируются» в передаче силы сухожилию.

Мышечные волокна по мере приближения к сухожилию значительно сужаются, и

диаметр их уменьшается почти на 90 %. Сужение волокон придает брюшку мышцы его типичную веретенообразную форму. На конце каждого волокна имеются складки. Они обеспечивают распределение сократительной силы на большей площади, тем самым, снижая нагрузку на поверхность волокна. Кроме того, передача силы под углом обуславливает сдвигающую нагрузку на соседние структуры.

Сухожилия состоят из плотной волокнистой соединительной ткани, богатой коллагеновыми волокнами, формируются как продолжение

внутримышечных

соединительнотканых

элементов и вплетаются в надкостницу. Сухожилие

снаружи покрыто футляром из плотной

волокнистой

соединительной ткани. В соединительнотканых

прослойках проходят сосуды и нервы.

Сухожилие мало растяжимо, обладает

значительной

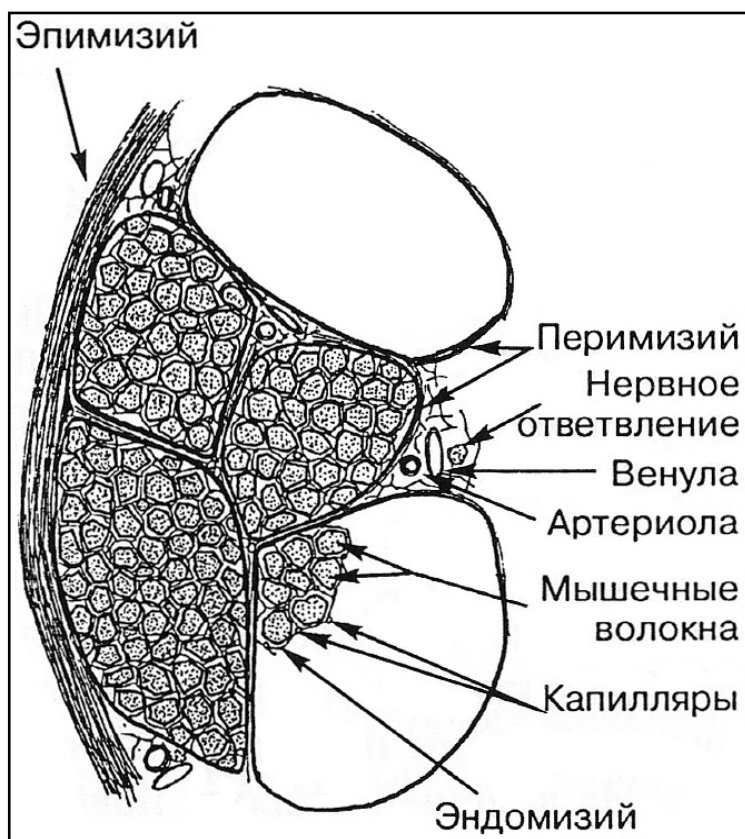


Рис.1.4. Поперечный разрез мышцы, иллюстрирующий три типа оболочки соединительной ткани

(по: П.К.Лысов, Д.Б.Никитюк, М.Р.Сапин, 2003)

прочностью и выдерживает огромные нагрузки. Более подробно о механических свойствах сухожилия будет рассказано в третьей главе.

Скелетные мышцы имеют определенные особенности прикрепления к костям. Проксимальный отдел мышцы начинается от одной кости – это *начало мышцы*. Дистальный конец – сухожилие – прикрепляется к другой кости – это *прикрепление мышцы*. При сокращении мышцы один ее конец остается неподвижным (фиксированная точка), другой изменяет свое положение (подвижная точка). Иногда фиксированная и подвижная точки меняются местами.

Поперечный разрез брюшка мышцы свидетельствует о его сложной структуре (рис.1.4 и 1.5). Мышечные волокна покрыты соединительнотканной оболочкой – *эндомизием* и объединены в *первичный пучок*. Несколько десятков первичных пучков объединены во *вторичный пучок*, который покрывается *перимизием*. Мышечные волокна образуют мясистую часть мышцы – ее брюшко. Брюшко мышцы состоит из вторичных пучков покрытых соединительнотканной оболочкой *эпимизием*. Поперечное сечение пучка свидетельствует о том, что это не круг, а многоугольник (рис.1.4 и 1.5).

Фасции представляют собой соединительнотканные футляры для мышц. Они отделяют мышцы друг от друга, создают опору для мышцы при ее сокращении, служат местом начала для некоторых мышц.

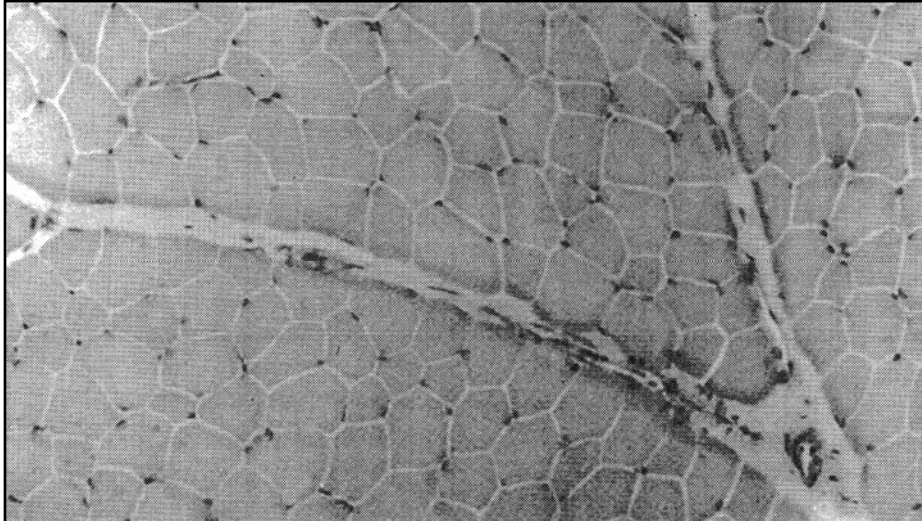


Рис.1.5. Поперечный разрез четырехглавой мышцы человека
(по: А.Дж. Мак-Комас, 2001)

Строение фасций зависит от функций мышц, давления, которое мышцы оказывают на фасции при своем сокращении. В тех местах, где мышцы много работают, фасции хорошо развиты, плотные, подкреплены сухожильными волокнами и по внешнему виду напоминают тонкое широкое сухожилие (широкая фасция бедра, фасция голени).

Соединительная ткань мышцы обладает множеством функций.

1. В процессе развития соединительная ткань выполняет функцию каркаса (мягкого скелета мышцы), на котором фиксируются мышечные волокна. После завершения развития мышц соединительная ткань продолжает удерживать их вместе и во многом определяет структуру мышечного брюшка.

2. Свободная соединительная ткань **перимизия** определяет строение саркоплазматического ретикулума — сложной системы трубочек и цистерн, имеющих собственную мембранную стенку, и обеспечивает каналы для кровеносных сосудов и нервов, обслуживающих мышечные волокна.

3. Соединительная ткань имеет тенденцию противостоять пассивному растяжению мышцы и обеспечивает такое распределение сил, при котором

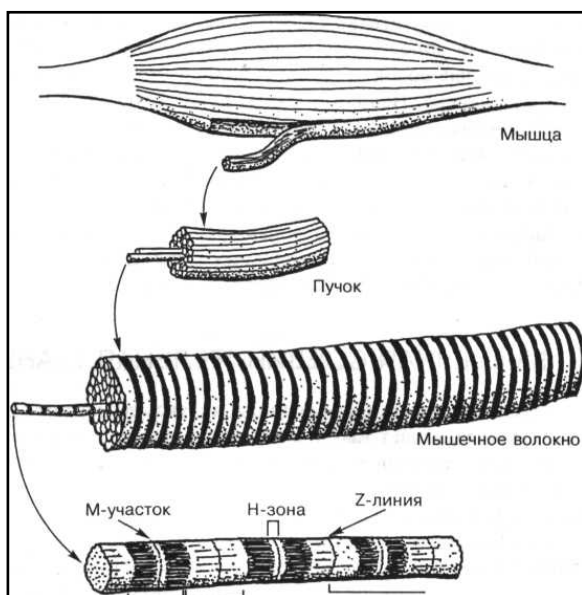


Рис.1.6. Структура скелетной мышцы
(по: А. Дж. Мак-Комас, 2001)

вероятность повреждения мышечных волокон сводится к минимуму. Кроме того, свойство эластичности, обусловленное эластиновыми фибриллами и коллагеновыми пучками, позволяет брюшке восстановить свою форму после устранения действия пассивных сил.

4. **Эндомизий** через боковые соединения с мышечным волокном сообщает некоторую

часть сократительной силы сухожилию.

На рис 1.6 представлена сложная структура мышцы и мышечного волокна.

1.3. Микроструктура мышцы

Рассмотрим подробно строение основного структурного элемента мышцы – **мышечного волокна**.

Поперечнополосатая (скелетная) мышца образована мышечными волокнами длиной от 4 см и более и толщиной до 0,1 мм (рис.1.7 и

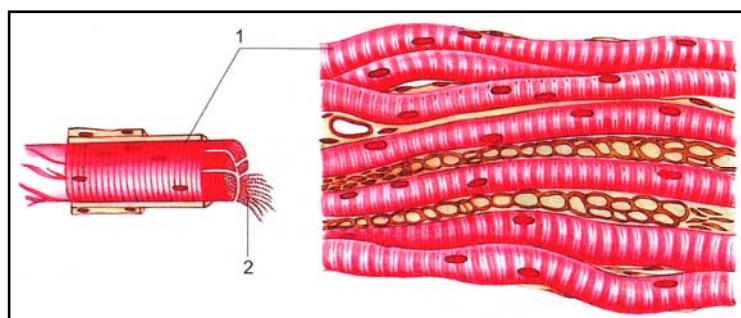


Рис.1.7. Волокна исчерченной
(поперечнополосатой) скелетной мышечной
ткани

рис.1.8). Каждое волокно имеет цилиндрическую форму, покрыто оболочкой – **сарколеммой** и расположено параллельно друг другу. Внутри волокна находится **саркоплазма**

(цитоплазма), в которой кроме других элементов находятся **миофибриллы**.

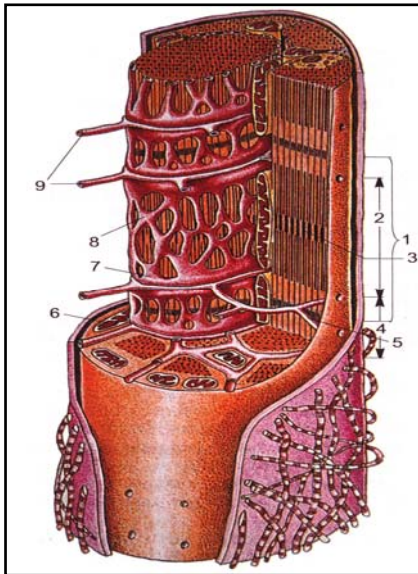


Рис.1.8. Строение миофибриллы мышечного волокна. 1 — сарколемма; 2 — полоска А (диск А); 3 — линия М (мезофрагма) в середине диска А; 4 — полоска I (диск I); 5 — линия Z (телофрагма) в середине диска I; 6 — митохондрия; 7 — конечная цистерна; 8 — саркоплазматическая сеть; 9 — поперечные трубочки.
(по: П.К.Лысов, Д.Б.Никитюк, М.Р.Сапин, 2003)

Саркоплазма мышечного волокна содержит сеть внутренних мембран — **саркоплазматический ретикулум**. Поперек волокна и между миофибриллами проходит система трубочек, называемая Т-системой

(рис.1.9).

В определенных местах трубочки Т-системы располагаются между двумя цистернами саркоплазматического ретикулума. Комплекс из одной Т-трубочки и двух цистерн называется **триадой**. Трубочка и цистерны

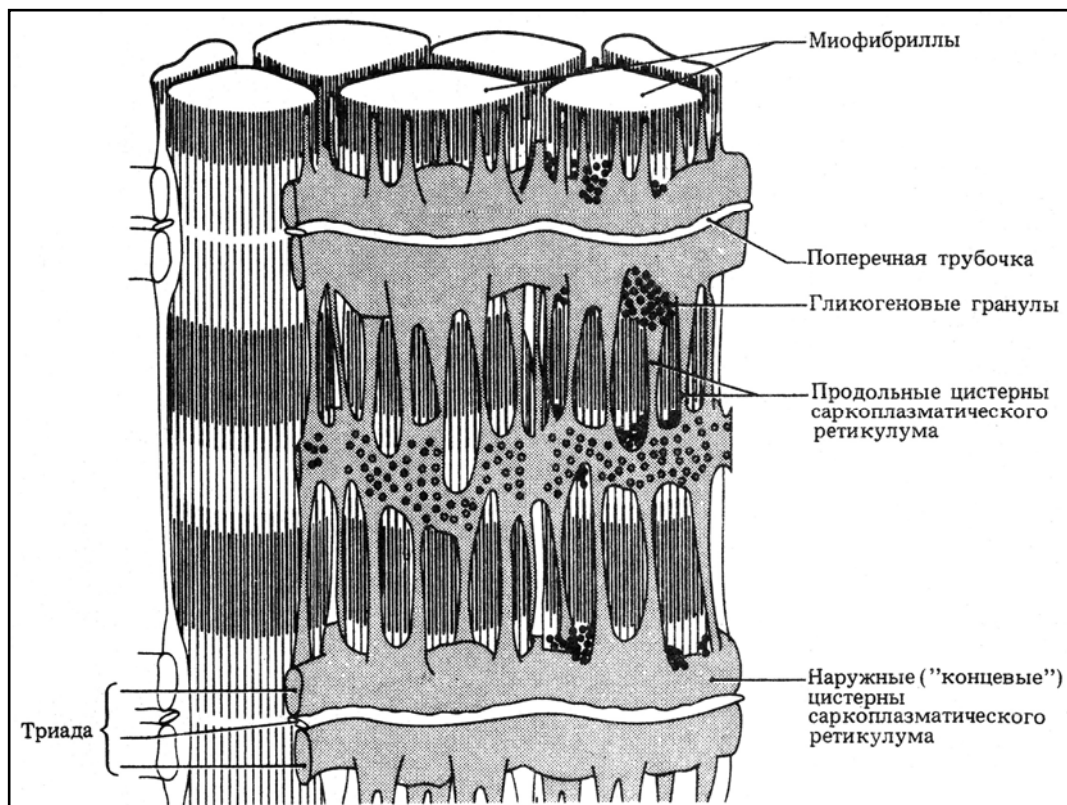


Рис.1.9. Саркоплазматический ретикулум и Т-система
(по: Н.Грин, У.Стаут, Дж.Тейлор , 1990)

соединены между собой поперечными мембранными мостиками. Цистерны участвуют в захвате и высвобождении ионов Ca^{2+} . В результате концентрация этих ионов в саркоплазме снижается или увеличивается, что в свою очередь влияет на активность АТФ, а значит, и на сократительную функцию мышечного волокна. В *саркоплазме* содержится большое количество ядер (до 100). Кроме того, она богата белком миоглобином, который, подобно гемоглобину, может связывать O_2 . В зависимости от толщины и содержания миоглобина различают так называемые красные и белые мышечные волокна.

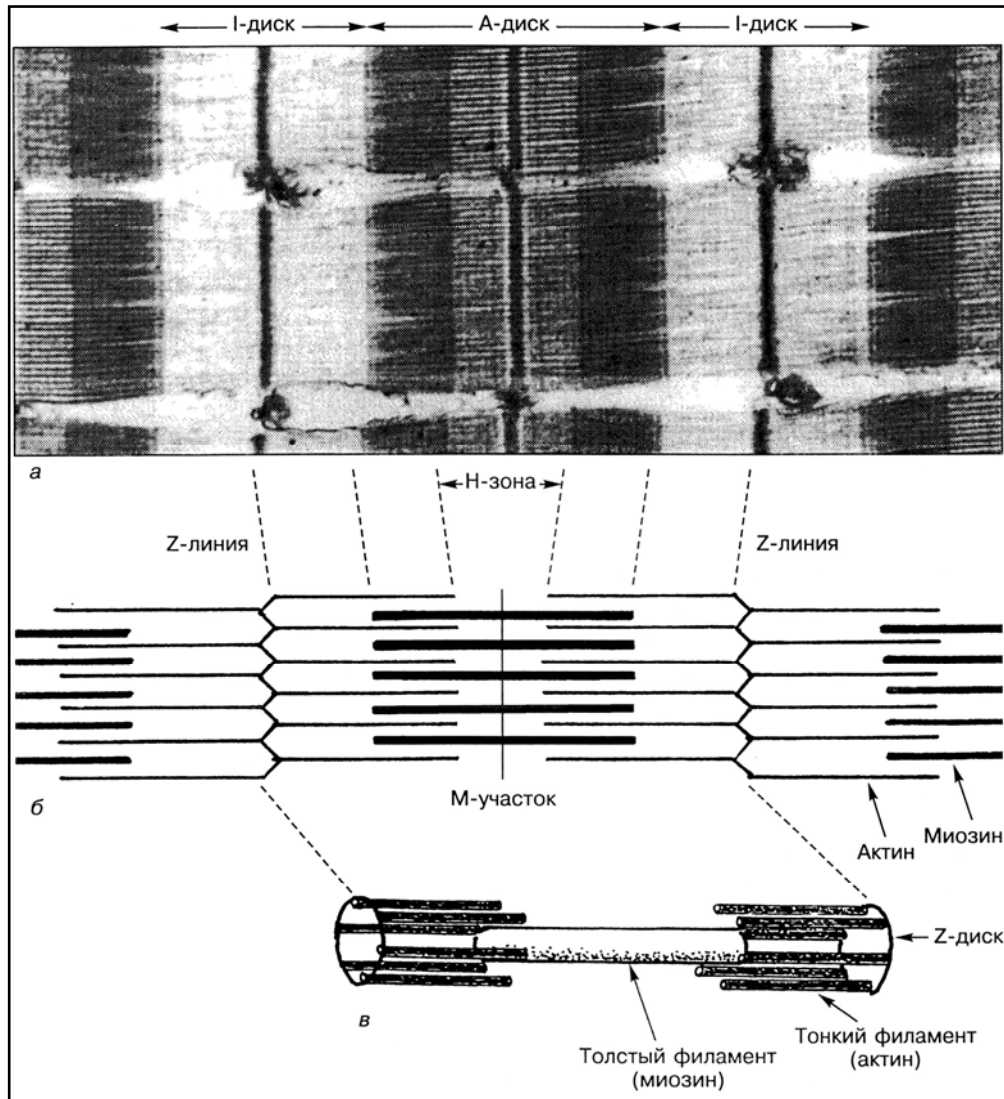


Рис.1.10. Электронная микрофотография нескольких миофибрилл, характеризующая характерную полосатость (а). Расположение толстого и тонкого филаментов, обуславливающее полосатый вид (б) (по: Н.Е.Huxley, 1972)

Миофибриллы состоят из **филаментов** и имеют характерную поперечную исчерченность, которая хорошо видна в световой микроскоп (рис.1.10). Это выглядит как правильное чередование светлых (диск I) и темных (диск A) полос.

Электронно-микроскопическое исследование показывает, что каждый темный диск образован толстыми филаментами (нитеями) диаметром 10—15 мкм. Основным структурным компонентом толстых нитей является белок **миозин**. Каждый светлый диск состоит из тонких филаментов диаметром 5—8 нм и длиной 1 мкм. Основным структурным компонентом тонких нитей является белок **актин**. В настоящее время

установлено, что кроме белков актина и миозина в миофибрилле имеется белок **титин**, который обеспечивает прикрепление толстых филаментов к Z – линии.

1.4. Строение саркомера

Светлый диск (диск I) разделен на две части темной линией Z. Участок миофибриллы между двумя линиями Z называется **саркомером**. В

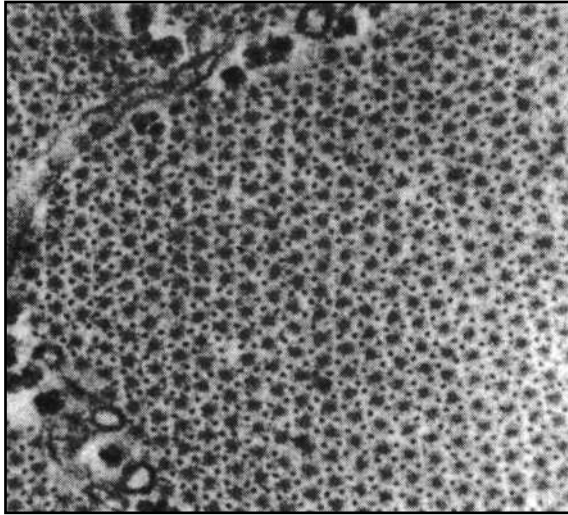


Рис.1.11. Решетчатая структура филаментов актина и миозина (по: Н.Е.Нuxley, 1972)

обе стороны от линии Z отходят тонкие филаменты (актин), а в середине саркомера находятся толстые нити (миозин), рис.1.10. В определенных участках саркомера толстые и тонкие нити перекрываются. Этому участку соответствует темный диск А. В то время как в районе светлого диска I находятся только актиновые нити. Средняя часть диска А более светлая; она называется **Н зоной**, и, в свою очередь, подразделяется надвое

линией М, которая делит миозиновые нити на две равные части. Поперечный разрез миофибриллы свидетельствует о том, что вокруг одного толстого филамента размещаются шесть тонких филаментов (рис.1.10 и 1.11).

Строение толстого филамента

Основным структурным элементом толстого филамента является белок миозин. Молекула миозина состоит из двух частей: длинного палочкообразного участка («хвоста») и присоединенного к одному из его концов глобулярного участка, который представлен двумя одинаковыми «головками» (рис.1.12).

Молекулы миозина расположены в толстом филаменте таким образом, что головки регулярно распределяются по всей ее длине, кроме небольшого срединного участка, где их нет («голая» зона).

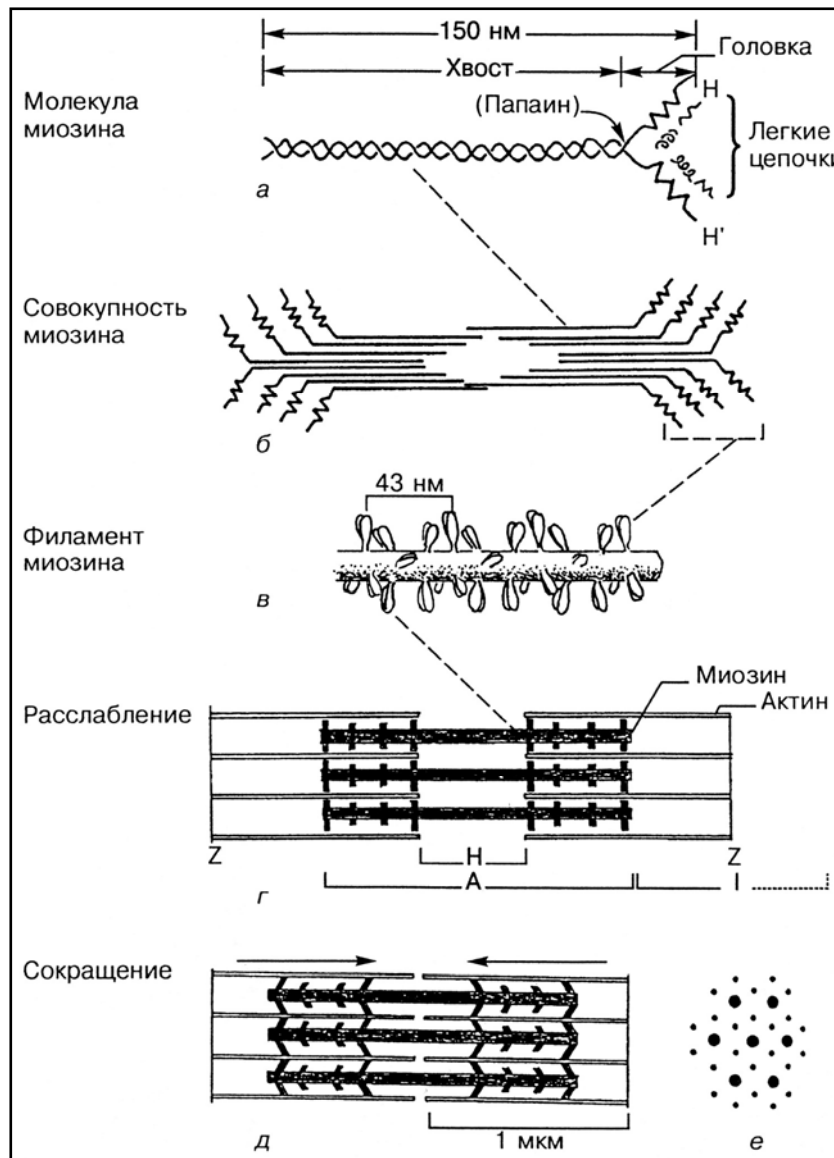


Рис.1.12. Молекула миозина и ее расположение в толстых филаментах миофибрилл:

а — отдельная молекула, состоящая из двойного спиралевидного стержня, заканчивающегося двумя шарообразными головками, к каждой из которых прикреплены две легкие цепочки. Показан участок расщепления ферментов с папаином;

б — молекулы миозина спонтанно сочетаются в растворе, образуя филаменты с головками на обоих концах; в — в толстом филаменте две шарообразные головки молекулы миозина выступают, образуя поперечный мостик. Следующий мостик находится на расстоянии 14,3 нм под углом 60° ;

г — взаимное перекрытие филаментов актина и миозина в расслабленной миофибрилле и различные рефрактивные зоны;

д — сокращение происходит вследствие скольжения актиновых филаментов над миозиновыми, что вызывает аппроксимацию Z-дисков и сужение Н-участка;

е — поперечный разрез миофибриллы, иллюстрирующий шестиугольное расположение актиновых филаментов вокруг филаментов миозина.

(по: А.Дж.Мак-Комас, 2001)

В тех местах, где перекрываются толстые и тонкие филаменты, миозиновые головки могут прикрепляться к соседним актиновым нитям, и в результате этого взаимодействия может происходить укорочение мышцы. Энергия для совершения такой работы высвобождается при гидролизе АТФ; все миозиновые головки обладают АТФ-азной активностью. Прикрепление миозиновых головок зависит от концентрации ионов Ca^{2+} в саркоплазме мышечного волокна. Миозиновая АТФаза активируется при взаимодействии актина с миозином. Ионы Mg^{2+} могут ингибировать этот процесс. Значение описанных явлений станет ясным, когда мы рассмотрим механизм сокращения саркомера.

Строение тонкого филамента

Каждый тонкий филамент образован двумя спиральными тяжами из

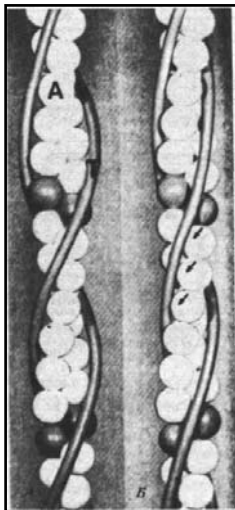


Рис. 1.13 Изменение структуры актиновых нитей.

А. «Выключенное» состояние при низком уровне Ca^{2+} ; тропомиозин блокирует участки связывания миозина с актином.

Б. «Включенное» состояние при высоком уровне Ca^{2+} : тропомиозин смещается, обнажая участки связывания с миозином (указаны стрелками). А-актин; Т-тропомиозин. Тропонин не показан, он расположен ближе к субъединицам актина, изображенным серыми.

(по: А.Дж.Мак-Комас, 2001)

молекул актина, закрученными один вокруг другого и двух вспомогательных белков тропомиозина и тропонина (рис.1.13). Весь комплекс актиновых молекул называется F-актином (фибриллярным актином). Предположительно, что с каждой молекулой F-актина связана молекула АТФ. Ни одна из форм актина не обладает АТФ-азной активностью. Оба вспомогательных белка (тропомиозин и тропонин) подавляют взаимодействие актина с миозином в отсутствие ионов Ca^{2+} .

1.5. Теория скользящих нитей

Способ сокращения волокон скелетной мышцы был определен в результате двух различных исследований, проведенных в начале 1950-х годов при участии ученых Эндрю и Хью Хаксли. В то время, когда Хью Хаксли проводил свои исследования при помощи электронного микроскопа, Эндрю Хаксли использовал интерференционный микроскоп для изучения характеристик мышечных волокон лягушки во время сокращения и расслабления. Он обнаружил, что во время сокращения светлый I-диск становился короче, тогда как длина темного A-диска не изменялась; в то же время бледная H-зона в A-диске сужалась и могла вообще исчезнуть. Оба ученых независимо друг от друга выдвинули предположение, что полученные ими результаты можно объяснить скользящим движением филаментов актина и миозина относительно друг друга. Теория скольжения филаментов сегодня является общепризнанной. Кратко ее сущность состоит в следующем.

Во время сокращения толстые филаменты контактируют с тонкими при помощи молекулярных поперечных мостиков и стараются сдвинуть противоположные филаменты актина друг к другу, тем самым, снижая ширину H-зоны и I-дисков. Филаменты миозина удерживаются вместе в M-зоне. Уже в первых исследованиях, в которых использовали оптический микроскоп, в центре A-диска наблюдали темную линию. Применение электронного микроскопа позволило увидеть, что в действительности имеется несколько M-линий, поэтому более уместно говорить об M-зоне (участке), чем об M-линии. Позднее в M-зоне выявили тонкие филаменты (M-филаменты) диаметром около 5 нм, расположенные параллельно филаментам миозина и связанные как с последними, так и друг с другом. Именно поперечные соединения между двумя видами филаментов обуславливают наличие множества M-линий в каждом A-диске (рис. 1.14).

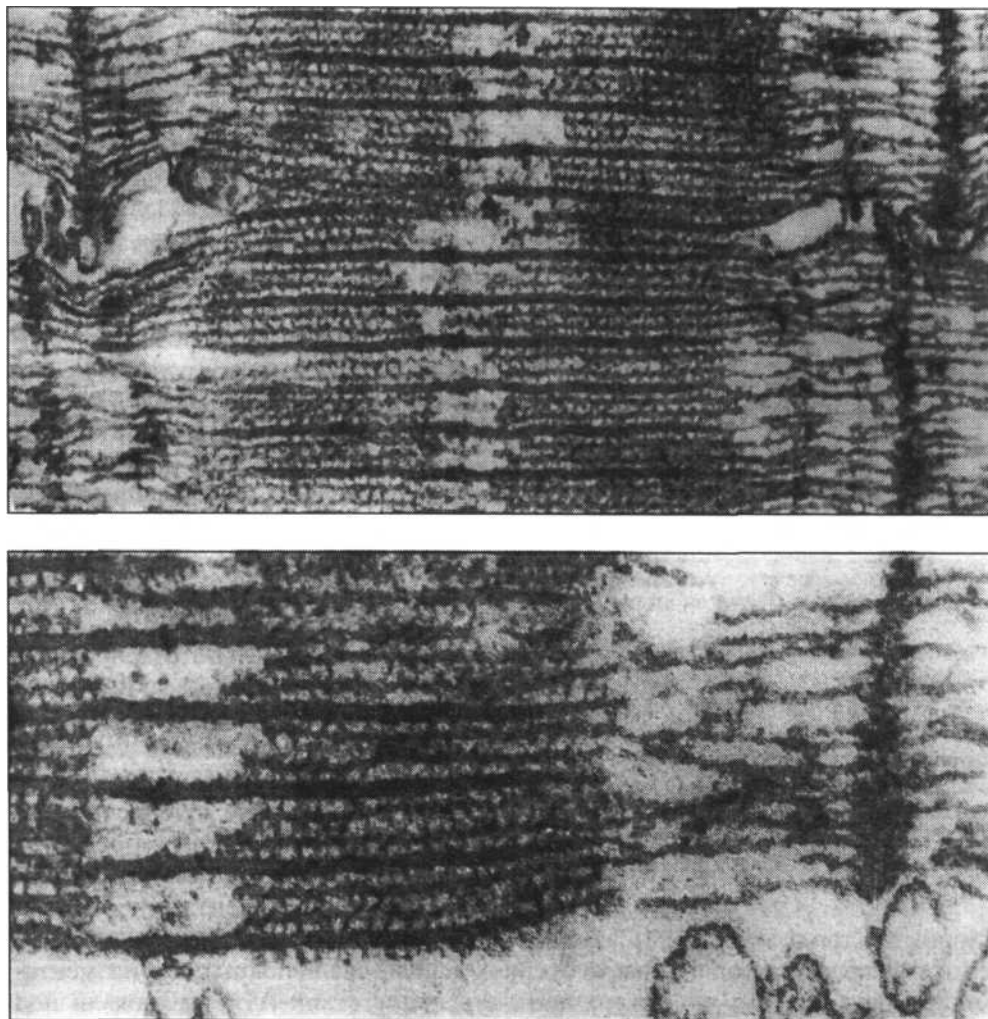


Рис. 1.14. Поперечные мостики миозина.

Верхний: два тонких (актиновых) филамента отделяют соседние толстые (миозиновые) филаменты. Небольшие выступы, перпендикулярные филаментам, представляют собой поперечные мостики; нижний: поперечные мостики видны четче (по: Н.Е.Нuxley, 1972)

1.6. Состояние мышцы

Различают два основных состояния мышцы: сокращенное и расслабленное. При каждом из этих состояний мышца может быть укорочена, удлинена или находиться в среднем положении (рис.1.15).

Сокращенное состояние укороченной мышцы. Места начала и прикрепления мышцы сближены; ее брюшко значительно утолщено; мышца плотна на ощупь.

Сокращенное состояние удлинённой мышцы. Места начала и прикрепления мышцы максимально удалены друг от друга; мышца

растянута, что особенно сказывается на форме ее брюшка; мышца плотна на ощупь.

Сокращенное состояние мышцы в ее среднем, исходном, положении. Места начала и прикрепления мышцы занимают среднее (принятое в анатомии за исходное) положение; мышца плотна на ощупь, но форма ее брюшка изменена незначительно.

Расслабленное состояние укороченной мышцы. Места начала и прикрепления мышцы сближены; мышца мягкая на ощупь и провисает в силу своей собственной тяжести, несмотря на наличие в ней постоянного естественного тонуса.

Расслабленное состояние удлиненной мышцы. Места начала и прикрепления мышцы максимально удалены, мышца растянута; тонус ее рефлекторно значительно повышен, но все же довольно мягкая на ощупь.

Расслабленное состояние мышцы, находящейся в среднем положении. Места начала и прикрепления мышцы находятся в среднем, исходном, положении; мышца расслаблена, мягкая на ощупь и несколько провисает в результате действия собственной тяжести, которая преодолевает тонус мышцы.

К этому нужно добавить, что и сокращенное, деятельное состояние мышцы бывает двоякого характера. В одних случаях мышца сокращена, но никакого движения в результате этого сокращения не происходит, длина всей мышцы не изменяется. Такая работа мышцы носит статический характер и называется ***изометрическим сокращением***. В других случаях при сокращении мышцы происходит движение, длина мышцы изменяется, ее работа носит динамический характер. Такая работа мышцы называется ***изотоническим сокращением***.

Степень укорочения, на которую мышца может сокращаться, очень значительна и в отдельных случаях достигает трети и даже половины длины мышечных пучков. Однако устройство скелета не позволяет использовать полностью эту потенциальную возможность сокращения.

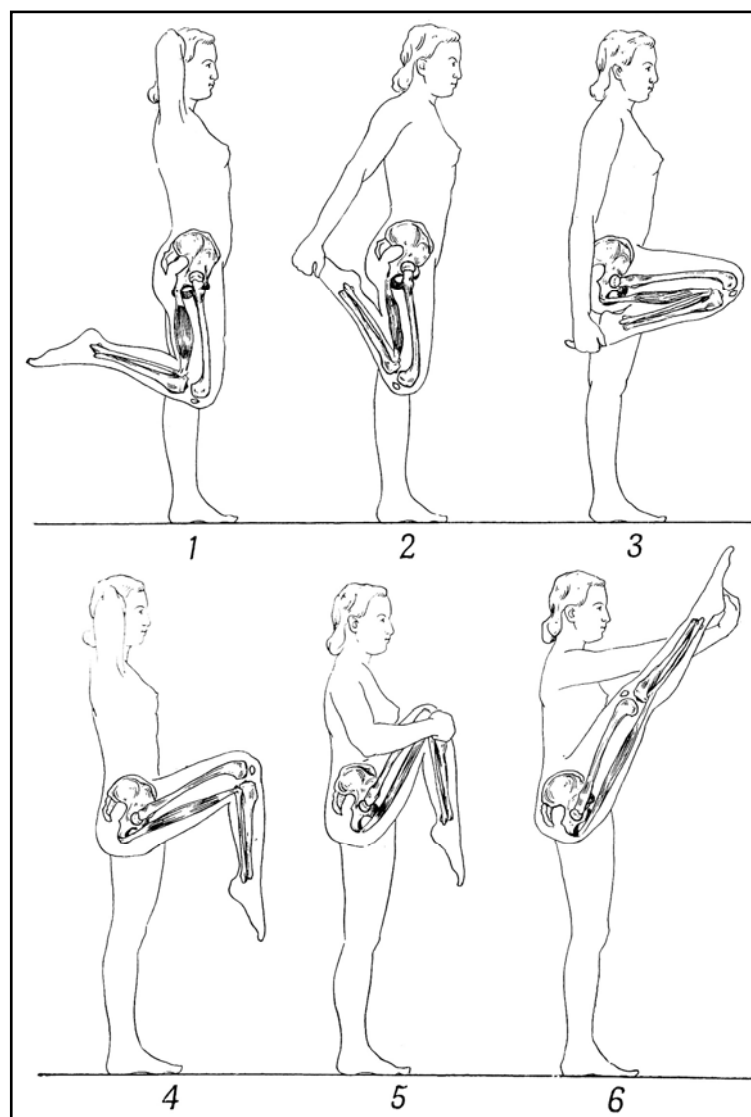


Рис.1.15. Различные состояния длинной головки двуглавой м. бедра:
 1 – мышца сокращена; 2 – мышца полностью расслаблена; 3 – мышца несколько расслаблена; 4 – мышца слегка растянута; 5 – мышца растянута; 6 – мышца предельно растянута (М.Ф.Иваницкому, 1965)

1.7. Типы скелетных мышечных волокон и их морфофункциональная характеристика

Рассматривая макроструктуру скелетных мышц, были выделены три основных элемента: это фасции, мышечные волокна и сухожилия. В этом параграфе мы более подробно рассмотрим типы мышечных волокон, так как от этого во многом зависит способность мышц к проявлению силы, скорости, а также выносливости.

Вначале были выделены **два типа** скелетных мышечных волокон,

каждый из которых имел свои физиологические особенности. Это **медленные** (тонические) и **быстрые** (фазические) волокна. В некоторых мышцах могут быть только быстрые или только медленные волокна, в других – волокна обоих типов в определенном соотношении. В последующем были выделены мышечные волокна **промежуточного типа**.

Благодаря различным типам волокон организм способен передвигаться и поддерживать позу. Быстрые волокна позволяют мышце сокращаться с высокой скоростью. В большом количестве эти волокна имеются у хищников; они обеспечивают быстроту реакции при ловле добычи. С другой стороны, потенциальная добыча, чтобы не стать жертвой хищников, тоже должна быть способна к быстрому реагированию. В обоих случаях от подвижности животного будут зависеть его шансы на выживание. Когда животное находится в покое, оно поддерживает определенную позу с помощью тонических мышечных волокон. Им свойственно более медленное и длительное сокращение и в то же время энергетические затраты меньше, чем при сокращении быстрых волокон. Сокращение их по своей природе обычно изометрическое, при котором мышцы, противодействуя силе тяжести и удерживая конечности в определенном положении, сохраняют постоянную длину.

У человека все мышцы тела состоят из волокон трех типов, но обычно один из них доминирует. Это имеет физиологическое значение, поскольку тонические мышцы способны к медленному и длительному сокращению и поэтому медленных волокон больше в позах мышц-разгибателей, тогда как в сгибателях, предназначенных для быстрых реакций, преобладают быстрые фазические волокна.

Согласно современным представлениям, большинство скелетных мышц человека и животных представляют гетерогенные морфофункциональные системы, состоящие из мышечных волокон отличающихся по структуре, метаболизму и функции (табл. 1.2,1.3).

Таблица 1.2

Морфометрические, биохимические и гистохимические
характеристики мышечных волокон различных типов

млекопитающих и человека

Показатели	I тип	IIA тип	IIB тип
	Медленно сокращающ иеся,	Быстро сокращающи еся,	Быстро сокращающие ся,
Время одиночного сокращения, мс	80	50	30
Оптимум рН АТФазы миозина	8,6-9,2	9,40,6	9,4-9,6
Активность ферментов (мМ/минкг (-1) сухого веса)			
Гликолитические ферменты:			
активность гексокиназы	+++	+++	+
активность фосфоглюкоизомеразы	+	++	+++
активность фосфофруктокиназы	+	++	+++
активность альдолазы	+	++	+++
активность пируваткиназы	+	++	+++
активность лактатдегидрогеназы	+	++	+++
Окислительные ферменты			
активность сукцинатдегидрогеназы	+++	++	+
активность фумаразы	+++	++	+
активность цитохром-С-оксидазы	+++	+++	+
количество миоглобина	+++	+++	+
Содержание субстратов (мМ/кг сухого веса):			
гликоген	344	386	402
липиды	207	179	74
Морфометрические показатели:			
количество капилляров	+++	+++	+
количество митохондрии	+++	+++	+

Примечание: +++ - активность высокая, ++ - активность умеренная, + - активность низкая.

Таблица 1.3

Строение, локализация и общие свойства быстрых и медленных мышечных волокон

	Медленные (тонические) волокна	Быстрые (фазические) волокна
Строение	Много митохондрий. Саркоплазматический ретикулум развит слабо. Красные – из-за присутствия миоглобина и цитохромальных пигментов. Содержание гликогена невелико. Тесный контакт волокон с капиллярами для ускорения обмена веществ.	Мало митохондрий. Саркоплазматический ретикулум хорошо развит. Белые – миоглобина и цитохромовых пигментов мало или нет вовсе. Обилие гликогеновых гранул.
Расположение	В глубоких слоях мышц конечностей	Ближе к поверхности
Иннервация	Тонкие нервные волокна 5 мкм в диаметре. На одном мышечном волокне несколько концевых пластинок (это называется мультитерминальной иннервацией). Скорость проведения импульса 2-8 м/с.	Тонкие нервные волокна 10-20 мкм в диаметре. Обычно на одном мышечном волокне одна концевая пластинка могут быть две). Скорость проведения 8-40 м/с.
Возбудимость	Мембрана не обладает электрической возбудимостью. Каждый импульс приводит к высвобождению лишь небольшого количества ацетилхолина. Таким образом, степень деполяризации мембраны зависит от частоты стимуляции.	Мембрана обладает электрической возбудимостью. Когда возникает потенциал действия, развивается ответ типа «все или ничего».
Тип ответа	Медленное градуальное сокращение. Медленное расслабление (приблизительно в 100 раз медленнее, чем у быстрых волокон)	Быстрое сокращение (в три раза быстрее, чем у медленных волокон). Довольно быстрое утомление.
Физиологическая активность	Источник АТФ – аэробное дыхание. Многие волокна при недостатке O ₂ продолжают работать за счет анаэробного гликолиза; в этом случае образуется молочная кислота и создается кислородная задолженность. По мере окисления дыхательного субстрата мобилизуются резервные углеводы и жиры.	Источник АТФ - анаэробные (гликолиз). В качестве дыхательного субстрата интенсивно используется гликоген. Тепло поглощается волокнами, так как кровеносная система не обеспечивает его быстрого отведения. Мышца некоторое

	Тепло отводится от мышцы по мере его выработки. Устанавливается равновесие между работой мышцы с ее потребностями.	время сокращается и тогда, когда кровеносная система не успевает обеспечить дополнительную доставку кислорода.
Функция	Обеспечивают длительное сокращение мышцы; это используется для поддержания позы.	Обеспечивают немедленное быстрое сокращение, когда кровеносная система еще только приспосабливается к новому уровню мышечной активности; поэтому очень важны при локомоции.

Мышечные волокна I типа в мировой номенклатуре обозначают как *красные, окислительные, медленные, устойчивые к утомлению*. В мышечных волокнах **I типа** хорошо выражена Z полоска, которая толще, чем в мышечных волокнах других типов. Полоска М состоит из 5 параллельных полосок, саркоплазматический ретикулум развит в меньшей степени, чем в других типах мышечных волокон. В данных структурах выявляется много митохондрий с поперечной ориентацией. В саркоплазме обнаруживаются липидные капли, которые часто контактируют с митохондриями. Мышечные волокна **I типа** характеризуются также высокой степенью кровообращения. Каждое мышечное волокно **I типа** контактирует с 5-6 кровеносными капиллярами. В этих волокнах отмечается самое высокое содержание миоглобина. Согласно данным гистохимических исследований, в волокнах **I типа** обнаруживается более низкая активность креатинфосфокиназы, чем в других мышечных волокнах.

Мышечные волокна IIВ типа в мировой номенклатуре обозначают как *белые, быстрые, гликолитические, быстроутомляемые*. Линия Z в мышечных волокнах **IIВ типа** более тонкая, чем в волокнах других типов, а полоска М при большом увеличении электронного микроскопа состоит из трех параллельных линий. В данных структурах очень хорошо развит саркоплазматический ретикулум, системы терминальных цистерн и триад. В саркоплазме мышечных волокон **IIВ типа** сравнительно немного малых по размерам митохондрий, содержащих небольшое число крист. Мышечные волокна **IIВ типа** контактируют с меньшим количеством капилляров, чем мышечные волокна других типов. Кроме того, в этих волокнах имеется очень мало миоглобина. Именно этим объясняется их более светлая окраска, благодаря чему они и получили название «белых». В мышечных волокнах **IIВ типа** содержание креатинфосфата выше, чем в других типах мышечных волокон.

Мышечные волокна IIА типа в мировой номенклатуре обозначают как *промежуточные, окислительно-гликолитические, быстрые, устойчивые к утомлению*. Полоска Z в мышечных волокнах **IIА типа**, по мнению ряда авторов, толще, чем в мышечных волокнах **IIВ типа** и не отличается от таковой в волокнах **I типа**. По данному показателю волокна **IIА типа** занимают промежуточное положение между мышечными волокнами **I типа**

и мышечными волокнами **ПВ типа**. Линия М при большом увеличении электронного микроскопа состоит из 3 или 5 параллельных полосок. В мышечных волокнах **ПА типа** хорошо развит саркоплазматический ретикулум и системы триад. Мышечные волокна **ПА типа** богаче митохондриями, чем волокна **ПВ типа** и практически не отличаются по этому признаку от мышечных волокон **І.типа**. Митохондрии в мышечных волокнах **І типа** имеют преимущественно продольную ориентацию (по длине оси мышечных волокон). Они часто образуют скопления под сарколеммой. В саркоплазме мышечные волокна **ПА типа** встречается достаточно большое количество липидных капель. Мышечные волокна **ПА типа** содержат больше миоглобина, чем мышечные структуры **ПВ типа**. Содержание креатинфосфата в мышечных волокнах **ПА типа** ниже, чем в волокнах **ПВ типа** и не отличается от такового в волокнах **І типа**. Мышечные волокна данного типа представляются универсальными в плане их метаболизма. В связи с тем, что мышечные волокна **ПА типа** способны длительное время производить работу достаточно большой мощности, они должны рассматриваться как универсальные мышечные волокна в плане их функциональных возможностей.

1.8. Влияние различных факторов на состав мышечных волокон

Состав мышечных волокон в **абсолютном большинстве фазических мышц конечностей человека одинаков и генетически детерминирован**. Он предопределяет индивидуальные потенциальные способности людей к выполнению физической работы той или иной мощности и продолжительности. Интенсивность и направленность основных метаболических путей в различных типах мышечных волокон неодинакова, что, при наличии индивидуальных вариантов содержания мышечных волокон разных типов в фазических мышцах, подразумевает их участие в образовании «границ физиологической нормы» организма и предъявляет различные требования к функционированию систем жизнеобеспечения индивидуума.

В плане установления генетической предопределенности состава мышечных волокон в мышцах важную роль играет изучение влияния физических тренировок на данный показатель (В.В. Язвиков, 1988, 1989). Если состав мышечных волокон генетически детерминирован, то

систематические физические нагрузки или не должны оказывать на него влияния, или их воздействие, сопровождаясь только определенными адаптационными, обратимыми сдвигами показателя, не должно приводить к принципиальным изменениям морфофункциональных характеристик мышечных волокон разных типов, закрепляющимися и после окончания систематических тренировок.

Под воздействием **скоростно-силовой тренировки** в мышце *увеличивается суммарное количество мышечных волокон II типа и уменьшается число мышечных волокон I типа*, а среди мышечных волокон **II типа** происходит увеличение количества мышечных волокон **IIВ типа**, причем содержание мышечных волокон **IIА типа** не меняется.

Скоростно-силовая тренировка приводит к резкой *гипертрофии* мышц, главным образом за счет мышечных волокон **IIВ типа**. Мышечные волокна **I типа** в данном случае гипертрофируются в незначительной степени. Площади поперечного сечения мышечных волокон **IIА** и **IIВ типов** у конькобежцев-спринтеров, тренировка которых включает небольшой объем работы на выносливость и в ходе которой очень большое внимание уделяется развитию силы и скорости, намного превышали аналогичные показатели, полученные для спортсменов, тренирующихся на выносливость. При гипертрофии мышц в них резко активируется синтез миофибриллярных белков и отмечается усиленная пролиферация миофибрилл. Скоростно-силовая тренировка уменьшает капилляризацию мышцы.

В связи с тем, что содержание мышечных волокон в скелетных мышцах людей генетически детерминировано и индивидуально, то работа различной мощности и продолжительности будет неодинакова у разных индивидуумов. Согласно исследованиям В.В. Язвикова (1989), содержание в мышцах свыше 60% мышечных волокон **I типа** способствует проявлению высокой выносливости при физической работе в зонах большой и умеренной мощности; суммарное содержание в мышце свыше 80-90% мышечных волокон **IIА** и **IIВ типов** способствует проявлению скоростно-силовых качеств, соответствующих зонам максимальной и субмаксимальной мощности; содержание в мышцах до 60% мышечных волокон **IIА типа** и 20-40% мышечных волокон **I типа**

способствует проявлению выносливости как при выполнении физической работы большой и умеренной мощности, так и при работе максимальной мощности.

Тренировка на выносливость, не оказывая воздействия на содержание в мышцах мышечных волокон **I типа**, вызывает изменения в мышечных волокнах **IIВ типа**, в результате которых они перестают отличаться от мышечных волокон **IIА типа**. Эти изменения обратимы и через некоторое время они исчезают и мышечные волокна **IIВ типа** вновь начинают дифференцироваться от мышечных волокон **IIА типа**.

Содержание мышечных волокон **I типа** в мышцах людей, постоянно тренирующихся на выносливость, практически вдвое выше (около 80%), чем в мышцах никогда не занимающихся спортом лиц. Некоторые ученые высказывают противоположную точку зрения, согласно которой, любая тренировка приводит к изменению состава мышечных волокон в мышцах в виде увеличения количества одного типа мышечных волокон и уменьшения мышечных волокон других типов. Согласно исследованиям В.В. Язвикова (1989), длительный период вынужденной относительной гиподинамии снял особенности ферментативного статуса мышечных волокон, которые возникли при систематических тренировках, и распределение мышечных волокон разных типов в популяции растренированных спортсменов будет достаточно близко к таковому у незанимающихся спортом людей.

Под влиянием физических нагрузок того или иного характера в мышечных волокнах происходят изменения на уровне миозинов, регулируемые его геномом. Под влиянием тренировки на выносливость в мышечных волокнах **IIВ типа** начинает активно синтезироваться медленный миозин. Этот процесс приводит к тому, что после выявления АТФазы миозина, мышечные волокна **IIВ типа** перестают отличаться от мышечных волокон **IIА типа**. По мнению В.В. Язвикова (1989) этот процесс нельзя считать проявлением истинной трансформации мышечных волокон **IIВ типа** в мышечные волокна **IIА типа**, то есть это не более, чем приспособительная реакция, идущая с гиперплазией структур медленного миозина, а фенотип мышечных волокон **IIВ типа** восстанавливается после прекращения действия адаптагенного фактора – систематических физических тренировок.

Тренировка на выносливость *не влияет* на размеры площадей поперечного сечения мышечных волокон **IIA** и **IIB** типов и *увеличивает площади поперечного сечения* волокон **I** типа. В мышечных волокнах всех типов в ходе тренировки на выносливость увеличивается содержание миоглобина и идет процесс пролиферации митохондрий. Все это имеет следствием резкое усиление окислительных метаболических процессов в мышечных волокнах всех типов и сопровождается активацией ферментов, катализирующих эти процессы. Эти адаптивные реакции с наибольшей интенсивностью проходят в мышечных волокнах **IIB** типа, которые по показателям активности ферментов цикла Кребса, бета-окисления жирных кислот и терминального окисления перестает отличаться от мышечных волокон **IIA** типа и даже от волокон **I** типа. Тренировка на выносливость способствует повышенному накоплению липидных капель в саркоплазме мышечных волокон всех типов. Тренировка на развитие выносливости в зонах большой и умеренной относительной мощности изменяла ферментативный профиль всех мышечных волокон, но в наибольшей степени мышечных волокон **IIB** типа.

Под влиянием тренировки на выносливость в скелетных мышцах резко увеличивается капиллярное русло, причем, в первую очередь, за счет увеличения числа капилляров, контактирующих с мышечными волокнами **IIB** типа.

1.9. Контрольные вопросы

1. Какие Вы знаете классификации мышц?
2. Дайте классификацию мышц по форме и по направлению мышечных волокон.
3. Какова макроструктура мышцы?
4. Что такое анатомический и физиологический поперечник мышц?
5. Какие функции выполняет соединительная ткань мышцы?
6. Какова микроструктура мышцы?
7. Что такое саркомер и каково его строение?
8. Охарактеризуйте особенности строения толстых и тонких филаментов.
9. В чем сущность механизма сокращения скелетной мышцы?

10. Какие типы скелетных мышечных волокон вы знаете?
11. Дайте морфофункциональную характеристику мышечным волокнам **I типа**.
12. Дайте морфофункциональную характеристику мышечным волокнам **IIА типа**.
13. Дайте морфофункциональную характеристику мышечным волокнам **IIВ типа**.
14. Охарактеризуйте влияние скоростно-силовых тренировок на строение мышечных волокон.
15. Охарактеризуйте влияние тренировок на выносливость на строение мышечных волокон.

ГЛАВА 2. ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ РЕЦЕПТОРНОГО АППАРАТА МЫШЦ И СУСТАВОВ

2.1. Рецепторы опорно-двигательного аппарата человека

При изучении анатомии и физиологии (А.С.Солодков, Е.Б.Сологуб, 2001) вы изучали *двигательную сенсорную систему*. Одним из отделов этой системы являются проприорецепторы, расположенные в мышцах, сухожилиях и суставных сумках. В мышцах расположены мышечные веретена, в сухожилиях – сухожильные органы Гольджи. В суставных сумках расположены рецепторы суставов

2.1.1. Мышечные веретена

Еще в XIX веке В.Кюне обнаружил в скелетных мышцах структуры, напоминающие веретено. Затем, в начале XX века Нобелевский лауреат **Чарльз Скотт Шеррингтон** показал, что эти структуры служат чувствительными рецепторами. Мышечные веретена рассеяны по всем скелетным мышцам. Концы их обычно прикрепляются к мышечным волокнам *параллельно*. Каждое веретено покрыто капсулой, которая расширяется в центре, и образует ядерную сумку. Внутри веретена содержатся *интрафузальные мышечные волокна*. Эти волокна в 2-3 раза тоньше обычных (экстрафузальных) волокон скелетных мышц.

Интрафузальные волокна подразделяются на два типа:

1. Длинные и толстые (диаметр 20-25 мкм)¹, которые информируют ЦНС о *динамическом компоненте движения – скорости изменения длины мышцы*. Таких волокон в мышечном веретене не более двух;

2. Короткие и тонкие (диаметр 10–12 мкм), которые информируют ЦНС о *статическом компоненте движения – текущей длине мышцы*. Таких волокон в мышечном веретене от 2 до 12.

2.1.2. Рецепторы Гольджи

Нервно-сухожильные веретена (рецепторы Гольджи) открыл в 1903 году **Камилло Гольджи**. Впоследствии за эти исследования ему была присуждена Нобелевская премия. Рецепторы Гольджи располагаются в месте перехода мышечных волокон в сухожилия. Их длина составляет 0,5-1,0 мм, а диаметр – 0,1- 0,2 мм. Отдельный нервный аксон несет

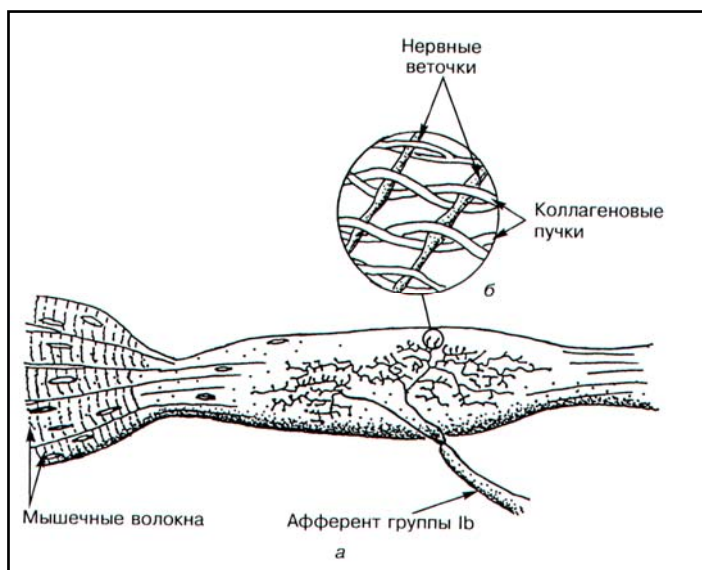


Рис.2.1. Строение сухожильного органа Гольджи (по: А.Дж. Мак-Комас, 2001)

афферентные импульсы в спинной мозг и называется аксоном Ib. Он начинается в виде веточек, проходящих между коллагеновыми волокнами сухожилия (рис.2.1а). Когда мышечные волокна сокращаются, коллагеновые волокна натягиваются и сжимают нервные веточки, которые начинают импульсировать (рис.2.1б). Таким образом, в

результате *последовательного крепления сухожильных органов к мышечным волокнам они возбуждаются при укорочении возбужденной мышцы*. Сухожильные рецепторы возбуждаются в 1,5 – 8 раз более эффективно при мышечном сокращении, нежели при пассивном растяжении.

¹ 1 мкм = 10⁻⁶м

2.1.3. Рецепторы суставов

Суставные рецепторы подразделяются на несколько типов в зависимости от их реакции на амплитуду, скорость и направление движения в суставе.

Тельца Руффини находятся в капсуле сустава и воспринимают *направление и скорость изменения межзвенового угла*. Частота их импульсации возрастает с увеличением скорости изменения суставного угла.

Тельца Паччини посылают в ЦНС информацию о положении отдельных частей тела в пространстве и относительно друг друга. Эти рецепторы посылают в ЦНС информацию о значениях межзвенных углов, то есть о положении сустава. Их импульсация продолжается в течение всего периода сохранения межзвенового угла, и она тем больше, чем больше изменения угла.

2.2. Зависимость частоты импульсации рецепторов от длины, скорости и напряжения мышцы

2.2.1. Зависимость «длина мышцы – частота импульсации веретенных афферентов²»

Реакция мышечных веретен на активное или пассивное укорочение мышцы была предсказана в 1928 году Дж. Фултоном и Дж. Писуньери на основе анатомического анализа. Поскольку веретена располагаются *параллельно* мышечным волокнам, частота разрядов веретенных афферентов при любом укорочении мышцы должна снижаться. В последующем это предположение полностью подтвердилось. Исследования свойств изолированных мышечных веретен, проведенные лауреатом Нобелевской премии **Бернардом Катцем** (В.Katz, 1950) продемонстрировали, что их растяжение приводит к деполяризации окончаний афферентных волокон. Величина деполяризации при растяжении увеличивается. При этом зависимость частоты импульсации веретенных афферентов от растяжения мышцы близка к линейной. Эту зависимость принято называть *статическим ответом веретенного афферента* на пассивное растяжение мышцы.

² В названии зависимости принято первой ставить имя независимой переменной, второй – функции.

2.2.2. Зависимость «скорость растяжения мышцы – частота импульсации веретенных афферентов»

Исследования свойств мышечных веретен свидетельствуют о том, что активность первичных окончаний чувствительного нерва зависит не только от длины, но и от скорости растяжения мышцы. Способность менять частоту своей импульсации в зависимости от скорости удлинения мышцы была названа *динамической чувствительностью веретенных афферентов*. Зависимость между скоростью растяжения мышц и частотой импульсации первичного афферента также близка к линейной.

Преобладание статического или динамического ответов у веретенных афферентов зависит от соотношения скорости растяжения и длины мышц. При малых скоростях растяжения (менее 5 мм/с) мгновенная частота импульсации первичных веретенных афферентов отражает в основном мгновенную длину мышцы. При скоростях растяжения выше 5 мм/с импульсация первичных веретенных афферентов определяется в основном скоростью растяжения мышцы. Частота импульсации вторичных афферентов зависит в основном от степени удлинения мышцы.

2.2.3. Зависимость частоты импульсации рецепторов Гольджи от степени напряжения мышцы

Исследования, проведенные на свободно перемещающихся животных в условиях стационарного режима локомоции, показали, что кривая, отражающая изменение частоты импульсации рецепторов Гольджи во времени полностью соответствует огибающей электромиограммы (рис.2.2). При этом частота импульсации не превышает 200 имп/с.

Таким образом, рецепторы мышц адекватно реагируют на изменение длины и скорости растяжения мышцы. Связь между этими характеристиками и частотой импульсации афферентов мышечных веретен

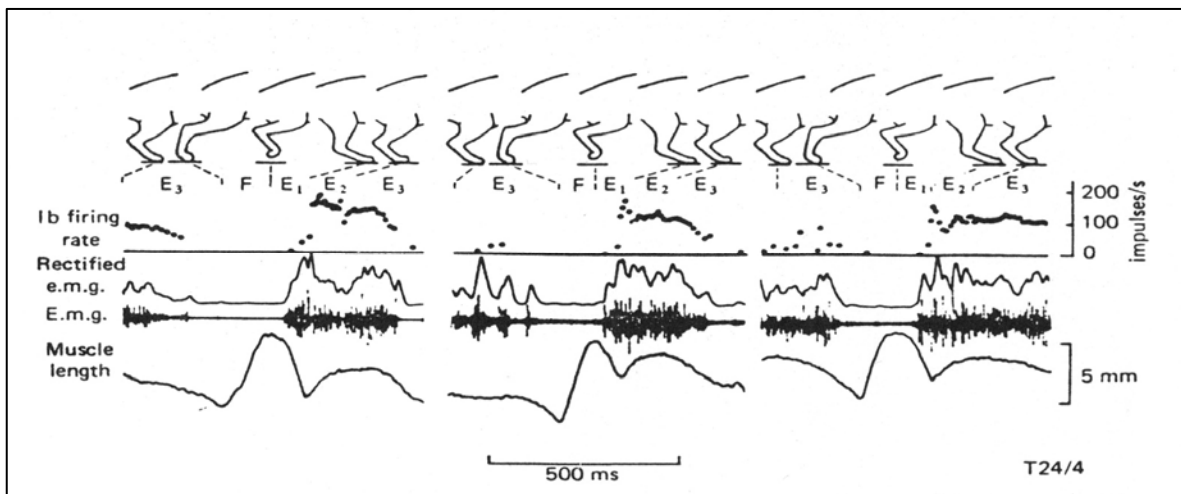


Рис.2.2. Зависимость частоты импульсации рецепторов Гольджи от степени напряжения мышцы при локомоции свободно перемещающейся кошки (по: K.Appenteng, A. Prochazka, 1984).

близка к линейной. Рецепторы Гольджи адекватно отражают развитие напряжения мышцы. Рецепторы суставов реагируют на положение и угловую скорость звеньев опорно-двигательного аппарата.

2.3. Способы оценки афферентного притока, поступающего от рецепторов мышц

С начала XX века и до настоящего времени накоплен богатый материал о свойствах мышечных рецепторов. В основном эти данные были получены на наркотизированных или другим способом обездвиженных животных. Затем исследования были продолжены на децеребрированных животных. Последующие эксперименты, проведенные с помощью вживленных электродов и телеметрической передачи сигналов убедительно доказали, что у свободно перемещающегося животного разряды первичных афферентов проявляют высокую активность в фазе пассивного растяжения и очень низкую – в фазе активного укорочения.

Одновременно с проведением экспериментов на животных, импульсация рецепторов мышц стала изучаться на человеке. С этой целью была разработана методика микронейрографии, суть которой заключается в регистрации афферентной активности мышц посредством тонкого игольчатого электрода, введенного в нерв. Это позволило регистрировать

потенциалы действия в нерве у человека при выполнении изометрических напряжений и даже произвольных движений. Было отмечено, что непрерывная афферентная активность возникала при пассивном растяжении мышцы. При быстром движении афферентная активность уменьшалась на время укорочения мышцы. Следует, однако, отметить, что использование этой методики невозможно при исследовании быстрых, мощных высокоамплитудных движений, какими являются движения спортсменов. В настоящее время разработана методика оценки афферентной активности мышц посредством регистрации ВПСМ (вызванных потенциалов спинного мозга). Однако ее особенности также не позволяют использовать этот способ для регистрации афферентного притока при спортивных движениях. Это связано с тем, что помехи, возникающие со стороны других органов тела (сердца, мышц спины), на несколько порядков выше, чем проявляемый сигнал.

Наряду с разработкой методик, позволяющих напрямую регистрировать разряды рецепторов мышц, существуют исследования, моделирующие работу рецепторного аппарата мышц. W.Z.Rymer, J.C.Houk, P.E.Crago (1977) предложили формулу (2.1) для описания зависимости частоты разрядов мышечных афферентов от степени удлинения и скорости сокращения мышц (2.1).

$$F = k(x - x_0) \cdot V^f \quad (2.1),$$

где: F – частота импульсации, x – длина мышцы, V – скорость сокращения мышцы, k, f, x_0 – константы.

В модели, предложенной S.S.Schafer и S.Schafer, (1969) частота разрядов мышечных афферентов зависит не только от удлинения и скорости сокращения мышцы, но и от ускорения. При этом зависимость результирующей частоты импульсации афферентов от текущих значений длины, скорости и ускорения мышцы имеет вид:

$$x = x_0 e^{-\mathcal{G}t} \cos \omega t + d_0 l + d_1 l' + d_2 l'' \quad (2.2),$$

где: x – частота разрядов, t – время, $\mathcal{G}$ – константа демпфирования, x_0 – начальная частота, l – длина, l' – скорость сокращения мышцы, l'' – ускорение, d_i – наклон характеристических кривых.

Методика, позволяющая косвенно судить о функционировании рецепторного аппарата мышц и суставов при выполнении спортивных движений, разработана А.В.Самсоновой (1997). При выполнении двигательных действий можно зарегистрировать изменение межзвенных углов и электрическую активность мышц. Предлагаемая методика дает возможность в каждый момент времени иметь информацию об изменении длины мышцы и скорости ее сокращения.

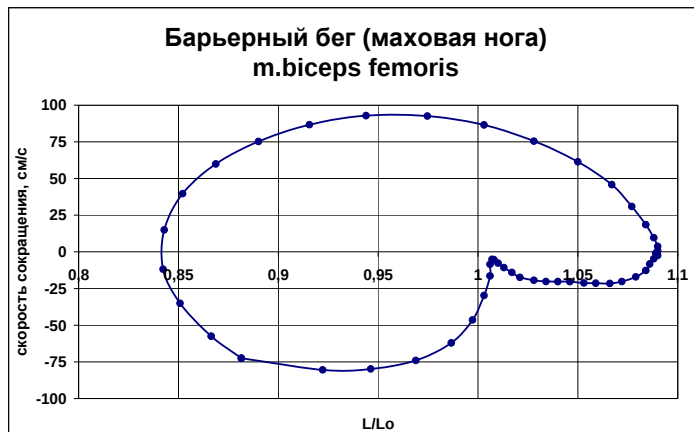


Рис.2.3. Фазовая траектория двуглавой м. бедра при преодолении барьера спортсменкой высокой квалификации

Кроме того, методика позволяет рассчитать значения межзвенных углов и угловое ускорение.

Выше указывалось, что мышечные веретена, информируют ЦНС о длине и скорости сокращения мышц. График, у которого по оси абсцисс будет отложено значение

«текущей» длины мышцы, а по оси ординат – скорости сокращения мышцы (фазовая траектория), будет нести информацию о функционировании мышечных веретен. Так, например, во время барьерного бега фазовая траектория длинной головки двуглавой м. бедра имеет следующий вид (рис. 2.3). Следует учесть, что эта мышца – двусуставная, то есть она обеспечивает движения в тазобедренном и коленном суставах.

Электрическая активность мышц будет информировать, в какую фазу движения функционируют рецепторы Гольджи.

Выше указывалось, что суставные рецепторы несут в ЦНС

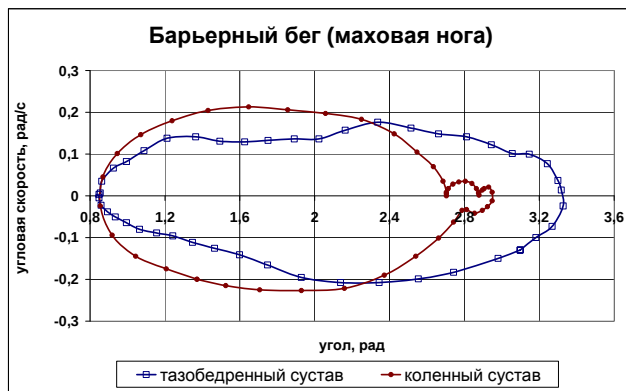


Рис.2.4. Фазовые траектории «угол-угловая скорость» при преодолении барьера спортсменкой высокой квалификации

информацию о значениях межзвенных углов и скорости их изменения (угловой скорости). Следовательно, график, у которого по оси абсцисс будут отложены значения межзвенного угла, а по оси ординат – угловой скорости (фазовая траектория) будет нести информацию о

функционировании суставных рецепторов. На рис.2.4 представлена фазовая траектория «угол – угловая скорость» для тазобедренного и коленного суставов маховой ноги спортсменки высокого класса в барьерном беге.

2.4. Уровни построения движений и рецепторы опорно-двигательного аппарата

В 1947 году была опубликована книга русского ученого Н.А.Бернштейна «О построении движений». В этой книге Н.А.Бернштейн изложил оригинальную теорию управления двигательными действиями. В основе этой теории лежало понятие уровней построения движений. Он писал: «Каждая двигательная задача находит себе в зависимости от своего содержания и смысловой структуры тот или иной уровень. Иначе говоря, тот или иной сенсорный синтез, который наиболее адекватен по качеству и составу образующих его афферентаций и по принципу их синтетического объединения требующемуся решению этой задачи. Этот уровень и определяется как ведущий уровень для данного движения» (Н.А.Бернштейн, 1991, С.41). По концепции Н.А.Бернштейна ни одно движение не обслуживается только одним уровнем, но осознается только *ведущий уровень*. По классификации Н.А.Бернштейна при управлении движениями может быть задействовано пять уровней. Проприорецепторы

опорно-двигательного аппарата человека составляют основу двух нижних уровней: уровня **А** и **В**.

Афферентация уровня **А** основана на импульсации мышечных веретен (длина и скорость сокращения мышцы) и рецепторов Гольджи (уровень возбуждения мышцы при ее укорочении). *Эта информация очень слабо осознается ЦНС*, то есть по гипотезе Н.А.Бернштейна, этот уровень почти никогда не бывает ведущим.

Афферентация уровня **В** опирается на информацию, поступающую от суставных рецепторов. Это уровень выступает как ведущий в ряде физических упражнений, таких как наклоны тела вперед и назад, а также циклические движения. *Сигналы от суставных рецепторов хорошо осознаются.*

2.5. Контрольные вопросы

1. Какие рецепторы расположены в мышцах?
2. Какие рецепторы расположены в суставах?
3. Как называются мышечные волокна, расположенные в мышечных веретенах?
4. Какую информацию несут в ЦНС мышечные веретена?
5. Охарактеризуйте функционирование рецепторов Гольджи.
6. Дайте характеристику рецепторам суставов. О каких изменениях они несут информацию в ЦНС?
7. Информация каких рецепторов хорошо осознается ЦНС, а каких – плохо?

ГЛАВА 3. МЕХАНИКА МЫШЕЧНОГО СОКРАЩЕНИЯ

Анализируя предмет биомеханики, А.А.Ухтомский (1927) указывал: «Биомеханика изучает ту же систему нервно-мышечных приборов как рабочую машину, то есть задается вопросом, каким образом полученная механическая энергия движения и напряжения может приобрести определенное рабочее применение» (С. 141). Начиная с этой главы, мы будем рассматривать именно этот аспект деятельности мышц.

3.1. Биомеханические свойства мышц

Биомеханические свойства скелетных мышц – это характеристики, которые регистрируют при механическом воздействии на мышцу.

Следует отметить, что в условиях живого организма изучение биомеханических свойств мышц крайне затруднено. В этой главе кроме биомеханических свойств мышц приводятся данные о свойствах сухожилий и связок.

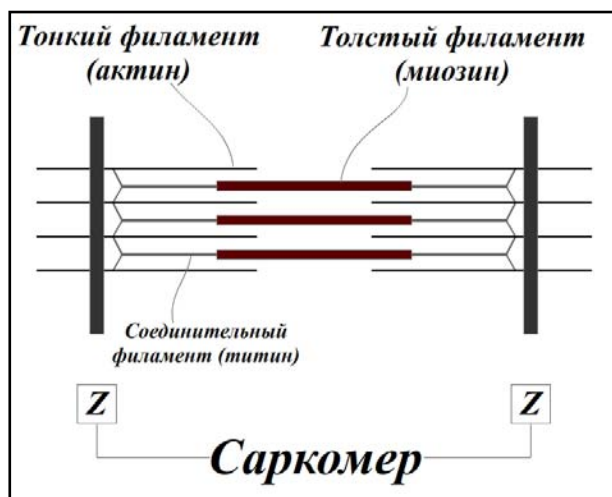
К биомеханическим свойствам мышц относятся:

- сократимость;
- жесткость;
- вязкость;
- прочность;
- релаксация.

3.1.1. Сократимость

Сократимость – способность мышцы укорачиваться при возбуждении, в результате чего возникает сила тяги.

В первой главе было подробно рассмотрено строение первичного сократительного элемента мышцы – *саркомера*. Долгое время предполагалось, что основными структурными элементами саркомера являются *тонкий и толстый филаменты*. Толстый филамент состоит из белка *миозина*, тонкий – из *актина*. В настоящее время доказано, что немаловажную роль в этой структуре играет *соединительный филамент*, основу которого составляет белок *титин* (рис.3.1). Такая модель



саркомера хорошо объясняет механизм сокращения (укорочения) и удлинения мышцы.

Теория мышечного сокращения

Установлено, что во время сокращения (укорочения) мышцы длина толстого и тонкого

Рис.3.1. Схема строения саркомера
(по: G.H.Pollak, 1990)
рисунок модифицирован

филаментов не изменяется. При этом неизменной особенностью сокращения является центральное положение толстого филамента в саркомере, посередине между Z-линиями. Исходя из этих наблюдений, была выдвинута «теория скользящих нитей». В соответствии с этой теорией изменение длины саркомера обусловлено скольжением толстого и тонкого филаментов относительно друг друга. (Huxley H.E., Hanson J., 1954; Huxley A.F., Niedergerke R., 1954). Согласно этой теории процесс сокращения происходит следующим образом. При активации мышцы, прикрепленные к противоположным Z-мембранам тонкие филаменты скользят вдоль толстых. Скольжение происходит благодаря наличию выступов (головок) на нитях миозина, получивших название поперечных мостиков. Так как при сокращении мышцы расстояние между Z-мембранами уменьшается, происходит уменьшение длины мышцы. В виду того, что саркомер представляет собой не плоскую, а объемную структуру, при сокращении мышцы происходит не только уменьшение ее длины, но и увеличение ее поперечного сечения (когда тонкие нити втягиваются в толстые).

В 1966 году А.Гордон, А.Хаксли и Ф. Джулиан провели специальные исследования, позволившие установить зависимость силы, развиваемой саркомером, от его длины. Одно из предположений, касающихся механизма скольжения филаментов, заключалось в том, что каждый поперечный мостик действует подобно независимому генератору силы. Поэтому уровень силы, развиваемой во время сокращения, должен

зависеть от количества одновременных взаимодействий между поперечными мостиками и тонкими филаментами. Это предположение подтвердилось. Действительно, существуют критические значения длины саркомера, при которых развиваемая им сила падает до нуля (рис.3.2).

Первое критическое значение длины саркомера равно 1,27 мкм. Оно соответствует *максимальному укорочению мышцы*. В этом состоянии

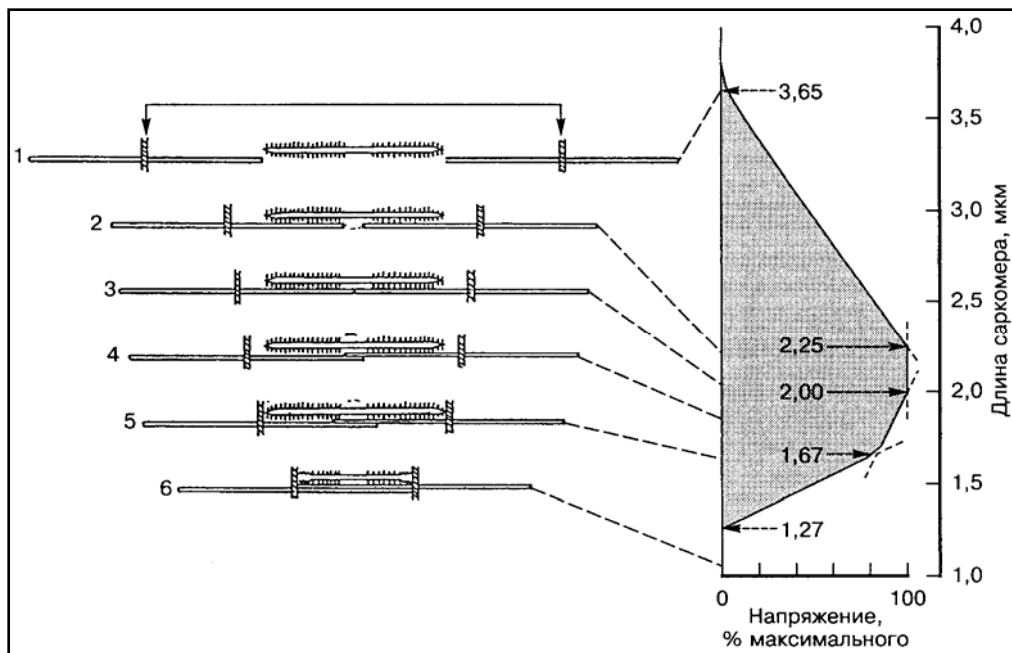


Рис.3.2. Схема, иллюстрирующая зависимость между степенью перекрытия актомиозиновых филаментов и силой, развиваемой саркомером (по: A.M.Gordon, A.F. Huxley. F.J.Julian, 1966)

мышцы регулярность расположения нитей нарушается, они искривляются. Второе критическое значение длины равно 3,65 мкм. Оно соответствует *максимальному удлинению мышцы* (перекрытия толстых и тонких филаментов нет). Если длина саркомера находится в интервале от 1,27 мкм до 3.65 мкм, значение силы отличается от нуля. *Максимальная сила*, которую способен развить саркомер, соответствует значениям его длины от 1,67 до 2,25 мкм.

Теория мышечного удлинения

Мышечные волокна не способны сами по себе удлиняться или растягиваться. Чтобы произошло их удлинение, к мышце должна быть приложена *внешняя сила*. Существует предельное значение длины саркомера, при котором происходит его разрыв. Это значение равно 3,60 мкм. Чтобы не произошел разрыв, при растягивании мышечных волокон

защитную функцию берет на себя *соединительный филамент*. Благодаря своим упругим свойствам, он предотвращает чрезмерное растяжение саркомера (М.Дж.Алтер, 2001).

3.1.2. Жесткость

Жесткость материала – характеристика тела, отражающая его сопротивление изменению формы при деформирующих воздействиях (В.Б.Коренберг, 2004).

Чем больше жесткость тела, тем меньше оно деформируется под воздействием силы.

Закон Гука, гласит, что сила упругости, возникающая при растяжении или сжатии тела пропорциональна его удлинению:

$$F_{упр} = k \cdot \Delta L \quad (3.1),$$

где: $F_{упр}$ – сила упругости, k – коэффициент жесткости; ΔL – удлинение тела.

Формулу (3.1) можно записать иначе (3.2).

$$k = \frac{F_{упр}}{\Delta L} \quad (3.2)$$

Жесткость материала характеризуется *коэффициентом жесткости* (k). Единица измерения жесткости тела $H/м$. Жесткость линейной упругой системы, например пружины, есть величина постоянная на всем участке деформации.

Пример 1. Имеются три пружины с различной жесткостью. При растягивании пружин с силой $20H$ первая удлинилась на $0,05 м$, вторая – на $0,1 м$, третья – на $0,2 м$. Определить коэффициенты жесткости пружин. Зависимость сил упругости от удлинения пружин представлена на рис.3.3.

Решение.

Коэффициент жесткости первой пружины равен:

$$k_1 = \frac{F_{упр}}{\Delta L} = \frac{20}{0,05} = 400 \text{ } H / м.$$

Коэффициент жесткости второй пружины равен:

$$k_2 = \frac{F_{\text{упр}}}{\Delta L} = \frac{20}{0,1} = 200 \text{ Н / м}.$$

Коэффициент жесткости третьей пружины равен:

$$k_3 = \frac{F_{\text{упр}}}{\Delta L} = \frac{20}{0,2} = 100 \text{ Н / м}.$$

То есть, первая пружина – самая жесткая, а третья пружина обладает

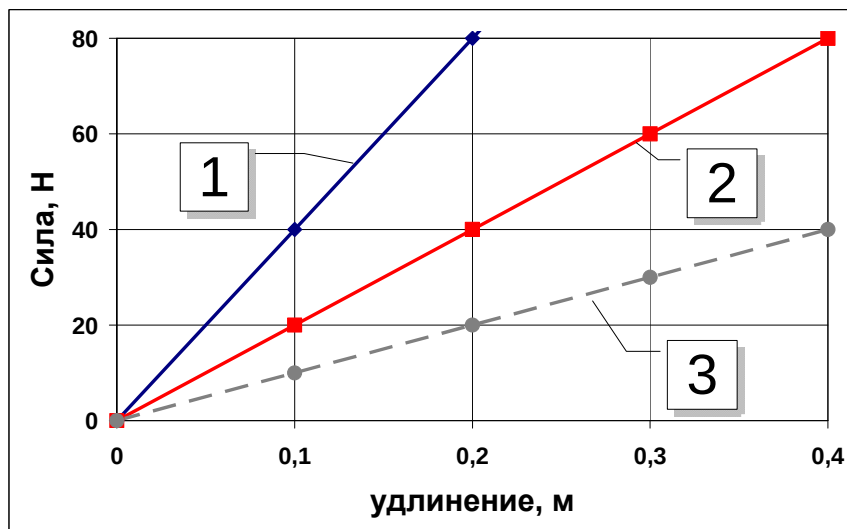
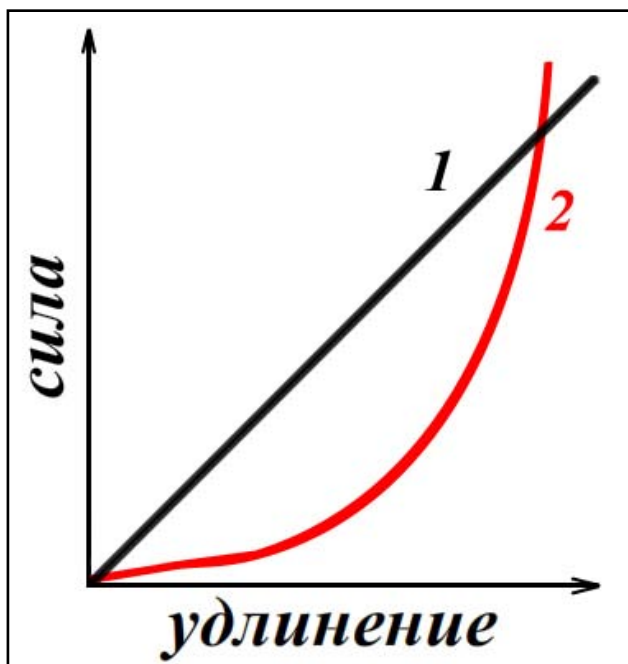


Рис.3.3. Зависимости сил упругости от удлинения пружин пружин наименьшей жесткостью.

В отличие от пружины мышца представляет собой систему с



нелинейными свойствами. Это связано с тем, что структура мышцы очень сложна (глава 1). Поэтому для мышцы зависимость силы от удлинения будет отлична от закона Гука (рис.3.4, кривая 2). Возникающая в мышце сила упругости не пропорциональна удлинению. Вначале мышца растягивается легко, а затем даже для небольшого ее растяжения необходимо прикладывать все

Рис.3.4. Зависимость силы упругости (F) от удлинения ΔL для линейной (кривая 1) и нелинейной (кривая 2) упругих систем

большую силу. Поэтому часто мышцу сравнивают с трикотажным шарфом, который вначале легко растягивается, а затем становится практически нерастяжимым. Иными словами, жесткость мышцы с ее удлинением возрастает. Из этого следует, что мышца представляет собой систему, обладающую переменной жесткостью. В этом случае коэффициент жесткости (k) равен первой производной силы по

$$\text{деформации материала: } k = \frac{dF}{dL} \quad (3.3).$$

Установлено, что жесткость активной мышцы в 4-5 раз больше жесткости пассивной мышцы. В табл.3.1. представлены значения коэффициентов жесткости мышц-сгибателей стопы у представителей разных видов спорта.

Таблица 3.1

Значения коэффициента жесткости мышц-сгибателей стопы у
представителей различных видов спорта
(по: А.С.Аруину, В.М.Зациорскому, Л.М.Райцину, 1977)

Спортивная специализация		Число испытуемых	Коэффициент жесткости, Н/м 10^4
Бокс		11	2,58±0,27
Волейбол		15	2,79±0,51
Легкая атлетика	спринт	13	3,00±0,53
	средние дистанции	12	2,72±0,52
	прыжки в высоту и длину	7	2,87±0,53
Тяжелая атлетика		11	2,88±0,66
Футбол		32	2,47±0,38

3.1.3. Вязкость

Помимо жесткости мышца обладает еще одним важным свойством – *вязкостью*.

Вязкость – свойство жидкостей, газов и «пластических» тел оказывать неинерционное сопротивление перемещению одной их части относительно другой (смещение смежных слоев). При этом часть механической энергии переходит в другие виды, главным образом в тепло (В.Б.Коренберг, 1999).

Это свойство сократительного аппарата мышцы вызывает потери энергии при мышечном сокращении, идущие на преодоление вязкого трения. Предполагается, что трение возникает между нитями актина и миозина при сокращении мышцы. Кроме того, трение возникает между возбужденными и невозбужденными волокнами мышцы. Поэтому, если возбуждены все волокна, трение должно быть меньше. Показано, что при сильном возбуждении мышцы, ее вязкость резко уменьшается (Г.В.Васюков, 1967).

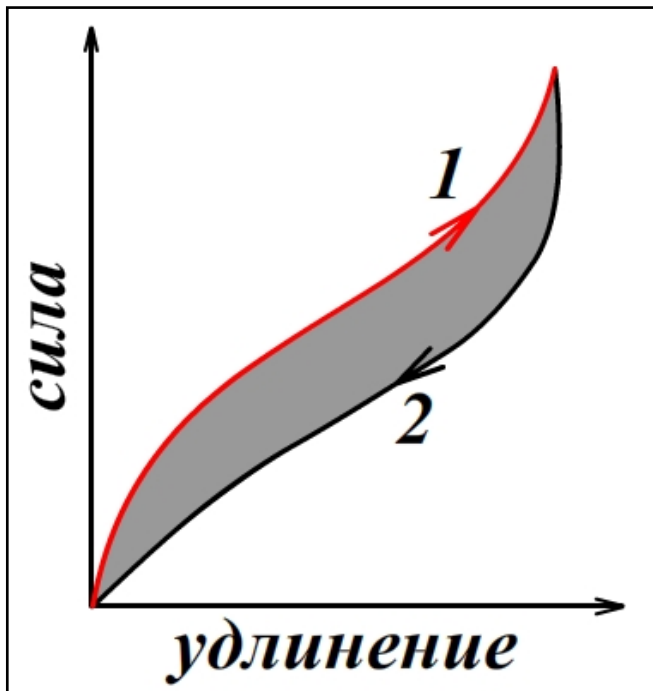


Рис.3.5. Зависимость «удлинение – сила» при растягивании мышцы (кривая 1) и укорочении мышцы (кривая 2)

Если абсолютно упругое тело (например, пружину) вначале растянуть, а затем – снять деформирующую нагрузку, то кривая «удлинение – сила» будет идентичной во время обеих фаз (рис.3.4, кривая 1). Если же мы имеем дело с упруговязким материалом (мышцей), кривые окажутся неидентичными. При нагрузке (растягивании мышцы) зависимость «удлинение – сила» соответствует кривой 1 (рис.3.5). При укорочении

мышцы зависимость «удлинение – сила» соответствует кривой 2. Кривые 1 и 2 образуют «петлю гистерезиса». Площадь фигуры, заключенная между кривыми 1 и 2 отражает потери энергии на трение. Мышца, обладающая большей вязкостью, будет характеризоваться большей площадью «петли гистерезиса». Вы знаете, что при выполнении физических упражнений температура мышц повышается. Повышение температуры мышц связано с упруговязкими свойствами мышцы и вследствие потери энергии мышечного сокращения на трение. Разогрев мышц (разминка) приводит к тому, что вязкость мышц уменьшается.

3.1.4. Прочность

***Прочностью** материала называют его способность сопротивляться разрушению под действием внешних сил (И.Ф.Образцов с соавт., 1988).*

Прочность материала характеризуют **пределом прочности** – *отношением нагрузки, необходимой для полного разрыва (разрушения испытуемого образца) к площади его поперечного сечения в месте разрыва.*

Предел прочности мышцы оценивается значением растягивающей силы, при которой происходит ее разрыв. Установлено, что предел прочности для миофибрилл равен $1,6-2,5 \text{ Н/см}^2$, мышц – $20-40 \text{ Н/см}^2$, фасций – 1400 Н/см^2 , сухожилий – $4000 - 6000 \text{ Н/см}^2$; костной ткани – $9000 - 12500 \text{ Н/см}^2$. При этом предел прочности каната из хлопка на растяжение составляет $3760 - 6770 \text{ Н/см}^2$.

На прочность связок и сухожилий влияет уровень гормонов. Показано, что систематическое введение гормонов может привести к значительному уменьшению их прочности. Значительно снижает прочность связок и сухожилий иммобилизация. И, наоборот, при исследовании животных была найдена связь между уровнем физической активности и прочностью сухожилий и связок. Показано, что в подавляющем большинстве случаев прочность сухожилий более высока, чем прочность их прикрепления к костям. Поэтому при травмах сухожилий они не разрываются, а отрываются от места прикрепления. Следует учитывать также, что в процессе тренировок прочность сухожилий и связок увеличивается сравнительно медленно. При форсированном развитии скоростно-силовых качеств мышц может возникнуть несоответствие между возросшими скоростно-силовыми возможностями мышечного аппарата и недостаточной прочностью сухожилий и связок. Это грозит потенциальными травмами (А.С.Аруин, В.М.Зациорский, В.Н.Селуянов, 1981).

Пример. Из практики известно, что у спринтеров высокой квалификации часто травмируются мышцы задней поверхности бедра. Наши исследования (А.В.Самсонова, 1997) свидетельствуют о том, что механизм травмы может быть описан следующим образом.

С повышением уровня спортивного мастерства скоростно-силовые показатели мышц возрастают. Возрастание силового потенциала мышц-разгибателей голени (четырёхглавая м. бедра) приводит к тому, что при беге перед постановкой стопы на опору скорость растяжения двусуставных мышц задней поверхности бедра (например, длинной головки двуглавой м. бедра) превышает 60 см/с (рис.3.6).

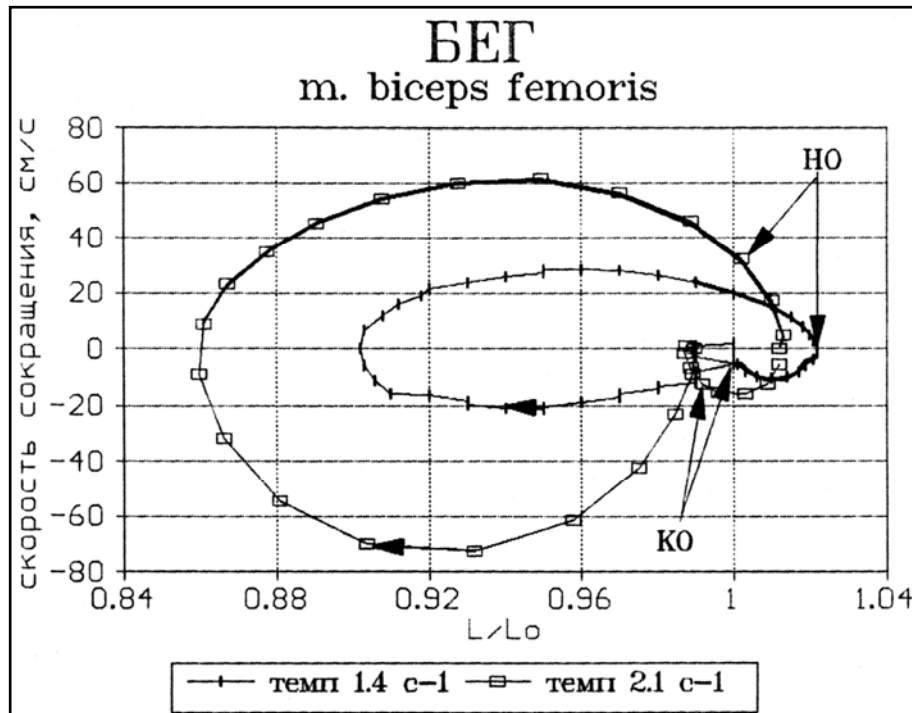


Рис.3.6. Фазовый портрет длинной головки двуглавой м. бедра при беге в различном темпе (испытуемый Олимпийский чемпион В.Муравьев)
Обозначения: НО – начало фазы опоры, КО – конец фазы опоры.. Период активности обозначен широкой линией.
(по: А.В.Самсоновой, 1997)

Исследования работы мышц при беге свидетельствуют о том, что перед постановкой ноги на опору мышцы задней поверхности бедра проявляют электрическую активность задолго до начала опоры (на фазовых траекториях эти периоды показаны широкой линией). В п.3.1.2. показано, что жесткость активной мышцы в 4-5 раз больше ее жесткости в пассивном состоянии, поэтому быстрое растягивание активных мышц задней поверхности бедра превышает их прочность прикрепления к костям, что может приводить к травме.

3.1.5. Релаксация

Релаксация мышц – свойство, проявляющееся в уменьшении с течением времени силы тяги при постоянной длине.

Для оценки релаксации используют показатель – *время релаксации* (τ), то есть отрезок времени, в течение которого натяжение мышцы уменьшается в e раз от первоначального значения.

Многочисленными исследованиями установлено, что высота выпрыгивания вверх с места зависит от длительности паузы между приседанием и отталкиванием. Чем больше эта пауза (изометрический режим работы мышц), тем меньше сила их тяги и как следствие – высота выпрыгивания, табл. 3.2.

Таблица 3.2

Влияние паузы на высоту прыжка с места ($n = 31$)
(по: А.С.Аруин, В.М.Зациорский, Л.М.Райцин, 1977)

Вес испытуемых, кг	Рост, см	Высота прыжков с паузой, см	Высота прыжков без паузы, см
68,37±6,64	176,39±5,05	49,49±5,85	53,23±6,47

Таким образом, релаксация мышц приводит к уменьшению высоты выпрыгивания.

3.2. Трехкомпонентная модель мышцы

Очень часто для того, чтобы понять механизм работы объекта, его заменяют адекватной моделью.

Модель – образ объекта, который содержит его характерные черты.

Вначале предполагали, что мышца может моделироваться системой, состоящей из двух компонентов: активного и пассивного. Сократительный (активный) элемент уподоблялся демпфирующему компоненту. Пассивный элемент представлялся упругим компонентом. В последующем А.Хилл предложил модель мышцы, состоящую из трех компонентов (рис.3.7), которая в настоящее время является общепринятой.

В первой главе при описании макроструктуры скелетных мышц были

выделены три компонента: мышечные волокна, соединительно-тканые образования, расположенные параллельно мышечным волокнам и сухожилия. В п. 3.1 было показано, что биомеханические свойства этих компонентов различны.

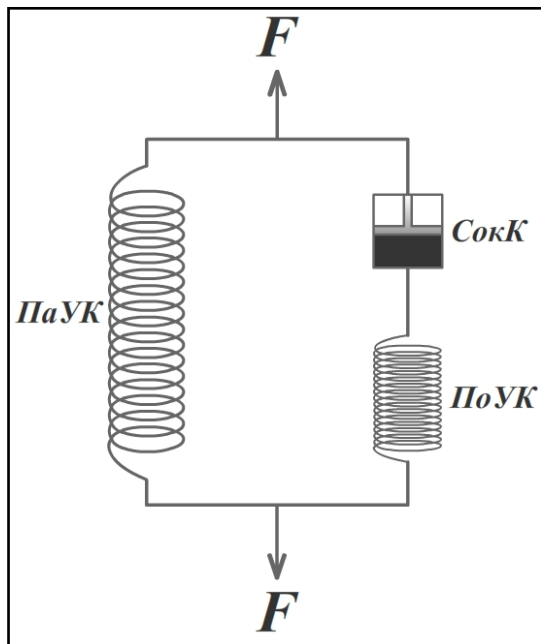


Рис.3.7. Трехкомпонентная модель мышцы

Мышечные волокна характеризуются высокой вязкостью. Поэтому в модели их имитируют демпфером (рис.3.7). Вязкая жидкость характеризуется прямой пропорциональностью между напряжением и скоростью деформации. Этот элемент в модели носит название **сократительного компонента** (СокК).

Второй компонент – фасция, которой окружена мышца, а также соединительно-тканые образования, окружающие мышечные пучки, мышечные волокна, миофибриллы и

т.д. В этом компоненте наиболее выражены упругие свойства мышц. Так как этот компонент расположен параллельно мышечным волокнам, он получил название **параллельный упругий компонент** (ПаУК). В модели он имитируется пружиной с нелинейной зависимостью между силой и удлинением.

Третий компонент – сухожилие. В этом компоненте также преобладают упругие свойства, однако жесткость этого компонента больше чем у параллельного упругого компонента (напоминаем, что жесткость – это коэффициент пропорциональности между силой и удлинением пружины). Чем выше жесткость, тем больше сила упругости, возникающая при растяжении (деформации тела). Мышечные волокна переходят в сухожилия, то есть этот компонент расположен последовательно относительно сократительного компонента, поэтому он называется **последовательным упругим компонентом** (ПоУК). В модели он также имитируется пружиной с нелинейной зависимостью между силой и удлинением.

Еще раз подчеркиваем, что представление о мышце как о трехкомпонентной системе является биомеханической моделью. В настоящее время предложены более сложные модели мышц.

3.3. Функционирование биомеханической модели мышцы в простейших двигательных задачах

В предыдущем параграфе была рассмотрена трехкомпонентная модель мышцы. Рассмотрим, как эта модель объясняет движение звеньев опорно-двигательного аппарата (ОДА). Введем два понятия: равновесная длина и длина покоя.

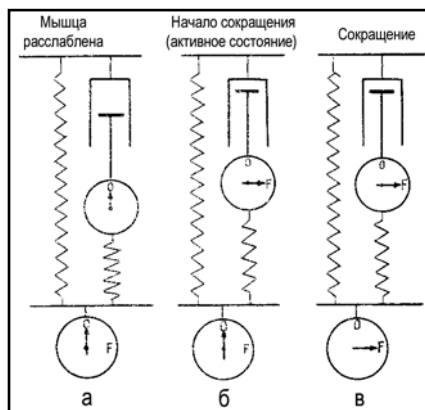


Рис.3.8. Схема механических явлений в мышце при ее возбуждении
(по: Д.Д.Донскому, В.М.Зациорскому, 1979)

Равновесная длина – длина, которую стремится принять мышца, освобожденная от всякой нагрузки.

Длина покоя – длина мышцы, при которой сила сократительных компонентов максимальна.

Первый случай. Мышца предварительно не растянута, пассивна, концентрический режим сокращения (рис.3.8а).

При возбуждении мышцы в сократительном компоненте мышцы (СокК) возникает сила тяги, при этом на конце мышцы возрастание силы не регистрируется (3.8б). Это связано с тем, что при возбуждении мышцы уменьшение длины сократительного компонента (СокК) мышцы компенсируется растяжением последовательного упругого компонента (ПоУК). И только тогда, когда последовательный упругий компонент достаточно растянут, на конце мышцы регистрируется изменение силы (рис.3.8в). С этого момента растянутый последовательный упругий компонент будет восстанавливать исходную длину. Высвобождаемая при этом энергия упругой деформации, переходя в кинетическую энергию перемещаемого тела, сообщает ему определенную скорость. После прекращения возбуждения в сократительном компоненте (силы тяги нет) и достижения исходной длины последовательного упругого компонента (нет деформации – нет силы упругости) разгоняемое звено будет двигаться по

инерции.

Второй случай. *Мышца предварительно не растянута, пассивна, эксцентрический режим сокращения.*

Если растягивать *пассивную мышцу* основной «вклад» в развитие усилия будет принадлежать ПаУК. При его растяжении возникает сила упругости, при этом зависимость между удлинением и силой пассивной

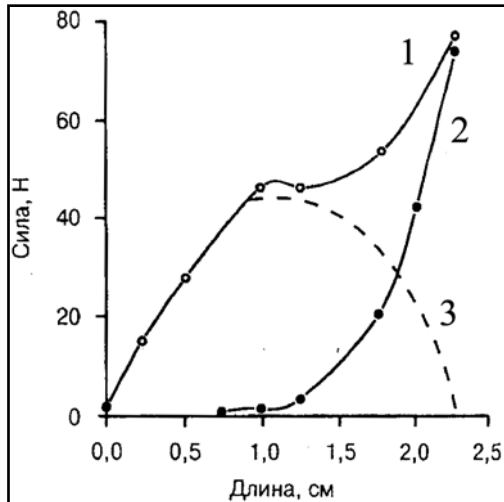


Рис. 3.9. Вклад ПаУК (2) и СокК (3) в суммарную силу тяги мышцы (1) при изменении ее длины
(по: H.J. Ralston et al, 1947)

мышцы нелинейная (не подчиняется закону Гука). Сначала мышца растягивается легко, а затем даже для небольшого удлинения надо прикладывать все большую силу. На рис. 3.9. эта зависимость представлена кривой 2.

Третий случай. *Мышца предварительно не растянута, активна, эксцентрический режим сокращения.*

Если растягивать *возбужденную мышцу*, то первоначально «вклад» в развиваемую силу будет принадлежать

СокК (кривая 3. рис.3.9), затем, после того, как «вклад» в развитие суммарной силы СокК уменьшается, последующее растяжение мышцы приводит к увеличению силы за счет ПаУК.

3.4. Контрольные вопросы

1. Дайте общую характеристику биомеханическим свойствам мышц.
2. Дайте характеристику сократимости мышц.
3. Что такое саркомер? Опишите модель саркомера и основные его структурные элементы.
4. Опишите механизм мышечного сокращения.
5. Опишите механизм удлинения мышц.
6. Что такое жесткость мышц? При помощи какого показателя оценивается жесткость мышц?
7. Закон Гука. Чем отличается функционирование мышцы от пружины?
8. Дайте характеристику вязкости мышц. Что происходит с вязкостью мышц при разминке?

9. Что такое прочность мышц и при помощи какого показателя оценивается эта характеристика?
10. Что такое релаксация?
11. Опишите трехкомпонентную модель мышцы
12. Опишите, как будет функционировать биомеханическая модель мышцы при концентрическом режиме сокращения? (первый случай).
13. Опишите, как будет функционировать биомеханическая модель мышцы при растяжении пассивной мышцы? (второй случай).
14. Опишите, как будет функционировать биомеханическая модель мышцы при растяжении активной мышцы? (третий случай).

ГЛАВА 4. ФАКТОРЫ, ОПРЕДЕЛЯЮЩИЕ СИЛУ И СКОРОСТЬ СОКРАЩЕНИЯ МЫШЦЫ

4.1. Основные понятия

При изучении дисциплин: «Физика» и «Биомеханика» вы познакомились с понятием силы.

Сила – количественная мера взаимодействия тел.

Под силой мышцы (или силой мышечной тяги) будем понимать силу, регистрируемую на ее конце (то есть количественную меру взаимодействия мышцы и регистрирующего прибора).

При изучении дисциплин: «Математика», «Физика» и «Биомеханика» вы познакомились с понятием скорости точки и тела.

Скорость точки – вектор, определяющий в каждый данный момент быстроту и направление перемещения точки.

Скорость тела определяют по скорости его точек. Различают поступательное и вращательное движение тела. При поступательном движении тела линейные скорости всех его точек одинаковы по величине и направлению. В этом случае численное значение скорости тела в данный момент времени равно первой производной перемещения по времени.

$$V = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta S}{\Delta t} = \frac{dS}{dt} \quad (4.1),$$

где: V – скорость тела; ΔS – перемещение тела; Δt – момент времени. В настоящем пособии мы будем рассматривать только поступательное движение тел. Чтобы перейти к понятию скорости сокращения мышцы введем понятие длины мышцы.

Длина мышцы (L) – расстояние между точками начала и прикрепления мышцы.

Скорость сокращения мышцы (V_m) – быстрота изменения длины мышцы по времени, то есть:

$$V_m = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta L}{\Delta t} = \frac{dL}{dt} \quad (4.2).$$

Условно можно выделить три вида факторов, определяющих силу и скорость сокращения мышц:

- анатомические;
- физиологические;
- биомеханические.

4.2. Анатомические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц

4.2.1. Сила и скорость сократительного компонента мышцы

К анатомическим факторам, определяющим *силу сократительного компонента мышцы и скорость его сокращения* относятся:

- площадь поперечного сечения мышечного волокна (S_e);
- количество мышечных волокон (n)
- ход мышечных волокон (прямой или перистый);
- длина мышечных волокон;
- состав мышц.

Площадь поперечного сечения мышечного волокна (S_e).

Сила сократительного компонента мышцы во многом зависит от площади его поперечного сечения. Экспериментально установлено, что чем больше площадь поперечного сечения мышечного волокна, (то есть, чем оно толще), тем большую силу оно способно развить. *Диаметр мышечных волокон* равен **20 – 80** мкм, следовательно, *площадь*

поперечного сечения мышечных волокон варьирует от **300** мкм² до **5000** мкм².

Количество мышечных волокон (n)

Количество мышечных волокон – второй анатомический фактор, определяющий ***силу сократительного компонента мышцы***. Чем больше волокон содержит мышца, тем большую силу она способна проявить при прочих равных условиях. Число волокон в мышцах различно (табл.4.1). Так, прямая мышца бедра содержит несколько десятков тысяч волокон, а икроножная – более миллиона!

Таблица 4.1

Количество волокон в скелетных мышцах человека

Автор, год	Название мышцы	Количество волокон
МакКомас А.Дж., 2001	плечелучевая	129200
	портняжная	128150
	прямая бедра	27000
	передняя большеберцовая	271350
	икроножная	1033000

В первой главе вы познакомились с понятиями анатомического и физиологического поперечников мышцы. В настоящем пособии под *площадью поперечного сечения мышцы* (S_m) подразумевается ее *физиологический поперечник*.

Площадь поперечного сечения мышцы (S_m) *равна площади поперечного сечения мышечного волокна умноженного на количество волокон* (4.3):

$$S_m = S_v \cdot n \quad (4.3)$$

В анатомии, физиологии и биомеханике хорошо известен ***принцип Вебера***: «Сила мышц, при прочих равных условиях, пропорциональна ее поперечному сечению» (Ухтомский А.А, 1927 С. 72). В табл.4.2 приведены данные о физиологическом поперечнике мышц нижних конечностей человека. Из табл. 4.2 следует, что из мышц, обслуживающих тазобедренный сустав самый большой физиологический поперечник у

односуставных разгибателей бедра (большой ягодичной м.): $30,3 \pm 9,4 \text{ см}^2$. Из мышц, обслуживающих движения в коленном суставе самый большой физиологический поперечник у четырехглавой мышцы бедра: $56,0 \pm 11,0 \text{ см}^2$. Из мышц, обслуживающих голеностопный сустав – у камбаловидной м.: $23,7 \pm 10,6 \text{ см}^2$. Эти мышцы носят название **антигравитационных**.

Преобладание физиологических поперечников этих мышц над их антагонистами связано с необходимостью постоянно противодействовать силе тяжести (гравитации), рис.4.1. Именно с этим связан тот факт, что площадь поперечного сечения мышц-разгибателей нижних конечностей (антигравитационных мышц) относится к площади поперечного сечения их антагонистов как 2:1, в то время как для мышц верхних конечностей это отношение составляет 1:1.



Рис.4.1. Функционирование антигравитационных мышц (по: K.Tittel, 1974).
Рисунок модифицирован

Тренировка на развитие силы мышцы приводит к увеличению площади ее поперечного сечения. Возрастание этого показателя происходит за счет увеличения площади поперечного сечения мышечных волокон (гипертрофии мышечных волокон). Увеличения количества мышечных волокон (гиперплазии) в мышце

Таблица 4.2

Физиологический поперечник мышц нижних конечностей
человека, см² (по: G.Schumacher, E.Wolff, 1966)

Название мышцы	Левая конечность	Правая конечность
Бедро и тазобедренный сустав		
подвздошно-поясничная	15,61±4,42	14,51±4,30
большая ягодичная	30,25±9,40	28,58±8,86
средняя ягодичная	21,49±7,31	20,86±6,95
малая ягодичная	9,79±2,89	9,41±3,86
гребенчатая	2,45±1,11	2,49±1,14
длинная приводящая	4,68±1,81	5,38±2,15
короткая приводящая	4,44±1,64	4,64±1,69
большая приводящая	20,50±9,36	20,65±7,76
тонкая	1,66±0,95	1,60±0,89
напрягатель широкой фасции	2,59±1,65	2,37±1,36
Бедро и коленный сустав		
четырёхглавая бедра	55,90±25,34	56,0±11,0
портняжная	1,45±0,96	1,67±1,06
двуглавая бедра	12,07±4,77	11,53±5,10
полусухожильная	4,79±3,81	3,87±1,62
полуперепончатая	12,61±6,41	13,33±7,17
Голень		
передняя большеберцовая	6,92±3,18	7,02±2,49
длинный разгибатель пальцев	3,12±1,15	2,95±0,98
икроножная	16,90±9,04	14,41±6,95
камбаловидная	23,77±10,69	23,18±9,11
задняя большеберцовая	5,75±2,67	5,17±2,54
длинный сгибатель пальцев	2,10±1,15	2,39±1,83
длинная малоберцовая	4,60±3,04	3,95±1,77
короткая малоберцовая	2,03±1,09	1,73±0,81
длинный разгибатель большого пальца	1,59±0,66	1,61±0,54
длинный сгибатель большого пальца	4,11±2,13	4,51±1,73

Ход мышечных волокон

Ход мышечных волокон определяет как *силу сократительного компонента мышцы*, так и *скорость его сокращения*.

В организме человека кроме веретенообразных мышц с прямым ходом

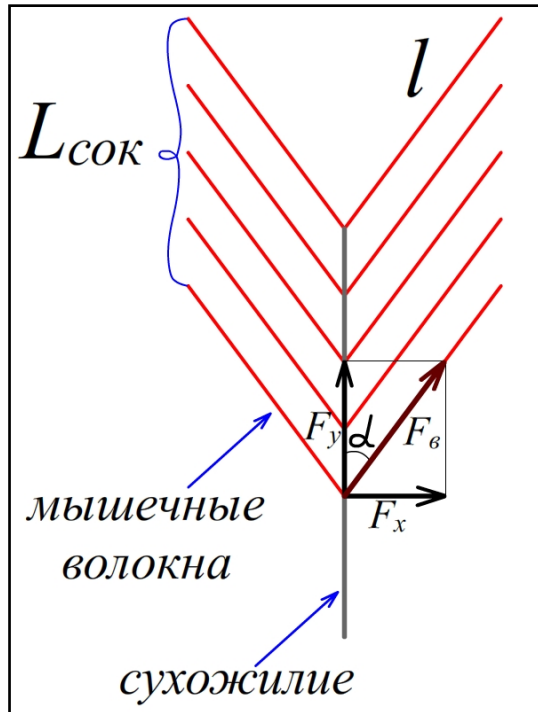


Рис.4.2. Схема тяги мышечного волокна в перистой мышце

волокон, имеются перистые мышцы. «Зачем человеку перистые мышцы?» на этот вопрос ученые давно пытались ответить. Чтобы оценить эффективность работы перистых мышц рассмотрим схему (рис.4.2). В перистых мышцах не вся сила, генерируемая мышечным волокном (F_c) передается сухожилию. Она раскладывается на две составляющие: F_x и F_y . Сила тяги (F_y), переданная мышечным волокном сухожилию будет равна:

$$F_y = F \cdot \cos \alpha \quad (4.4).$$

Следовательно, чем больше *угол перистости* α , тем больше проигрыш в силе, передаваемой мышечным волокном сухожилию. Теоретически, если $\alpha = 90$ град, мышечное волокно не оказывает тянущего усилия на сухожилие. Однако в реальных условиях у перистых мышц угол α варьирует в пределах от 10 до 30 град (табл.4.3); Расчеты показывают, что $\cos 10 = 0,98$ а $\cos 30 = 0,87$, то есть *проигрыш в силе* из-за расположения мышечного волокна под углом к сухожилию *небольшой*. Однако, благодаря перистой архитектуре в том же объеме, какой занимает веретенообразная мышца, может быть «упаковано» значительно больше мышечных волокон, *поэтому значительно возрастает физиологический поперечник и, следовательно, и сила, развиваемая перистой мышцей*.

Не приводя промежуточных расчетов, используем окончательные результаты, полученные Р. Александером (1970), а также В.С. Гурфинкелем и Ю.С. Левиком (1985). Отношение силы, развиваемой мышцей с перистым ходом мышечных волокон ($F_{пер}$) к силе, развиваемой

мышцей с прямым ходом мышечных волокон (F_{np}) равно:

$$\frac{F_{пер}}{F_{np}} = \frac{L_{сок}}{l} \cdot \cos \alpha \quad (4.5), \quad \text{где: } L_{сок} - \text{длина сократительного}$$

компонента мышцы; l – длина мышечного волокна; α – угол перистости. Из формулы (4.5) следует, что, чем больше длина сократительного компонента мышцы (то есть мышцы без сухожилия) и чем меньше длина мышечного волокна, тем больше будет выигрыш в силе мышцы с перистой архитектурой по сравнению с мышцей с прямым ходом мышечных волокон. Из табл. 4.3 следует, что отношение $\frac{L_{сок}}{l}$ у некоторых мышц может достигать 12,5 (например, камбаловидной мышцы). Несмотря на большой угол перистости ($\alpha = 27,4$), камбаловидная мышца будет выигрывать в силе у мышцы с прямым ходом мышечных волокон в 11 раз! (4.6).

$$\frac{F_{пер}}{F_{np}} = \frac{L_{сок}}{l} \cdot \cos \alpha = 12,5 \cdot \cos 27,4 = 12,5 \cdot 0,887 = 11 \quad (4.6).$$

Именно поэтому большинство *антигравитационных мышц* имеет перистое строение. К ним относятся: четырехглавая мышца бедра, трехглавая мышца голени.

Следует отметить, что с одной стороны, *перистая мышца превышает показатели мышцы с прямым ходом мышечных волокон по силе сокращения*, с другой – *во столько же раз проигрывает в скорости сокращения*.

Длина мышечных волокон

Длина мышечных волокон определяет как *силу*, так и *скорость сокращения мышцы*. Стало аксиомой утверждение, что «короткие мышцы сильные, длинные – быстрые». **Принцип Бернулли** гласит, что степень сокращения мышцы при прочих равных условиях, пропорциональна длине ее волокон. Поэтому, чем длиннее мышца, тем в большей степени она способна укоротиться за единицу времени и, следовательно, тем больше ее скорость сокращения.

Таблица 4.3

Архитектурные характеристики мышц нижней конечности
человека (по: Р.М.Энока, 1998)

Название мышцы	Длина волокна, мм	$\frac{L_{\text{н\acute{e}}}}{l}$	Угол перистост и, град	Физиологичес кий поперечник, см ²
Мышцы бедра				
Короткая приводящая	103	1,4	0	4,7
Длинная приводящая	103	2	5,1	6,8
Большая приводящая	114	1,9	2,3	18,2
Гребенчатая	98	1,2	0	2,9
Длинная головка двуглавой бедра	80	3,8	1,7	12,8
Тонкая	264	1,2	2,3	1,8
Прямая бедра	64	5,0	7,4	12,7
Портняжная	448	1,2	0	1,7
Полусухожильная	63	3,7	15,4	16,9
Полуперепончатая	155	2,2	5,1	5,4
Короткая головка двуглавой бедра	130	1,9	21,0	*
Промежуточная широкая бедра	72	4,3	2,9	22,3
Латеральная широкая бедра	72	4,3	6,8	30,6
Медиальная широкая бедра	73	4,3	5,7	21,1
Мышцы голени				
медиальная головка икроножной	37	6,3	14,3	32,4
латеральная головка икроножной	55	4	10,8	**
Передняя большеберцовая	75	3,8	6,8	9,9
Длинный разгибатель пальцев (стопы)	80	4,0	9,7	5,6
Длинный разгибатель большого пальца стопы	78	3,1	6,3	1,8
Длинный сгибатель пальцев (стопы)	31	7,7	7,4	5,1
Длинный сгибатель большого пальца стопы	37	5,9	12,0	5,3
Короткая малоберцовая	39	5,9	6,8	5,7

Название мышцы	Длина волокна, мм	$\frac{L_{\tilde{n}\tilde{e}}}{l}$	Угол перистост и, град	Физиологичес кий поперечник, см ²
Длинная малоберцовая	41	6,7	8,6	12,3
Задняя большеберцовая	26	10,0	13,7	20,8
Камбаловидная	25	12,5	27,4	58,0

Состав мышц

От того, из какого типа волокон состоит мышца, зависит как *сила сократительного компонента*, так и *скорость его сокращения*.

В главе 1 были подробно описаны типы мышечных волокон:

- медленные неустоляемые (**I тип**);
- быстрые неустоляемые или промежуточные (**IIA тип**);
- быстрые утомляемые (**IIB тип**).

Мышечным волокнам соответствуют различные двигательные единицы

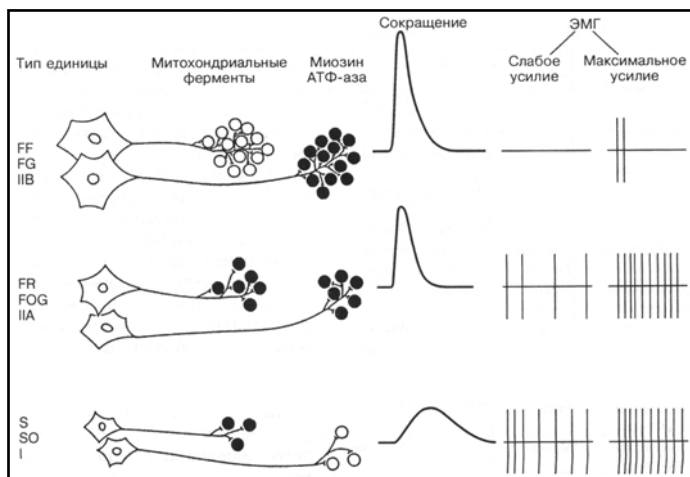


Рис.4.3. Гистохимические и физиологические свойства трех основных типов ДЕ и мышечных волокон (по: R.E.Burke et al, 1973)

(рис.4.3).

Состав мышечных волокон разных мышц сильно отличается и в одной и той же мышце имеет огромные индивидуальные различия, зависящие от врожденных типологических особенностей человека. Более подробная информация приведена в первой главе.

4.2.2. Сила и скорость сокращения мышцы в целом

Как было показано в третьей главе, мышца представляет собой сложную систему, которую в приближенном виде можно моделировать как трехкомпонентную, поэтому сила и скорость сокращения, которую развивает мышца, будет зависеть не только от контрактильного, но и от других компонентов (параллельного и последовательного упругих компонентов). Учесть влияние этих компонентов очень сложно. Эксперименты на изолированных мышцах позволяют провести такую процедуру. Однако на человеке провести такое исследование крайне затруднительно. Исключением являются эксперименты, проведенные в лаборатории П.В.Коми. В этом исследовании тензодатчик (преобразователь усилия мышцы в электрический сигнал) внедряли в ахиллово сухожилие добровольца с целью регистрации усилий,

развиваемых трехглавой мышцей голени. После этого испытуемый выполнял различные локомоторные движения: ходил, бегал, прыгал, ездил на велосипеде. В результате проведенных экспериментов во время бега со скоростью 5,8 м/с были зарегистрированы максимальные усилия до **9500 Н**. Однако проведение таких исследований крайне опасно в связи с возможным травмированием исследуемого, поэтому для оценки силы мышц приходится использовать косвенные измерения.

Будем считать, что способность мышцы как трехкомпонентной системы *генерировать силу*, зависит от двух параметров:

- **площади поперечного сечения мышцы;**
- **напряжения мышцы.**

Влияние площади поперечного сечения мышцы на силу тяги мышцы было подробно рассмотрено выше.

Напряжение мышцы (σ_m)

Напряжение (σ_m) – физическая величина, численное значение которой равно:

$$\sigma_m = \frac{F_m}{S_m} \quad (4.7),$$

где: F_m – сила тяги мышцы; S_m – поперечное сечение мышцы. Или преобразуя формулу (4.7) получим:

$$F_m = S_m \cdot \sigma_m \quad (4.8).$$

Следует заметить, что в физиологии эта характеристика мышечного сокращения носит название ***абсолютной силы***. По данным Р.Энока (1998) в изометрическом режиме напряжение мышц варьирует от 16 до 40 Н/см². В большинстве случаев его принимают равным **30 Н/см²**.

Пример 1. Используя таблицу 4.3 и формулу (4.8) рассчитаем значение силы, которую могут развить икроножная и камбаловидная мышцы в изометрическом режиме сокращения. Примем напряжение мышцы равным 30 Н/см².

Для икроножной мышцы значение силы равно: $30 \cdot 32 = 960 \text{ Н}$.

Для камбаловидной мышцы значение силы равно: $30 \cdot 58 = 1740 \text{ Н}$.

Таким образом, формула 4.8 позволяет оценить *силу мышцы в*

изометрическом режиме.

4.3. Физиологические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц

4.3.1. Физиологические механизмы регуляции силы и скорости сокращения мышцы

К физиологическим механизмам регуляции силы и скорости сокращения мышцы относятся:

- частота (паттерн) разрядов двигательной единицы (ДЕ);
- число активных ДЕ;
- синхронизация работы ДЕ.

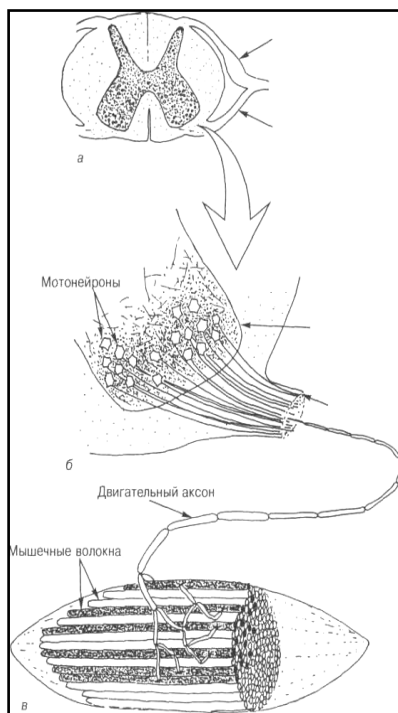


Рис.4.4. Схема ДЕ
(по: Дж. Мак-Комас, 2001)

Прежде чем перейти к рассмотрению влияния этих механизмов на силу и скорость сокращения мышц, вспомним определение ДЕ.

ДЕ называется α -мотонейрон и иннервируемые им мышечные волокна (рис.4.4).

Частота разрядов ДЕ

При увеличении частоты разрядов ДЕ, то есть нервных импульсов, поступающих из ЦНС к мышце, происходит переход от слабого одиночного сокращения к сильным тетаническим сокращениям мышечных волокон.

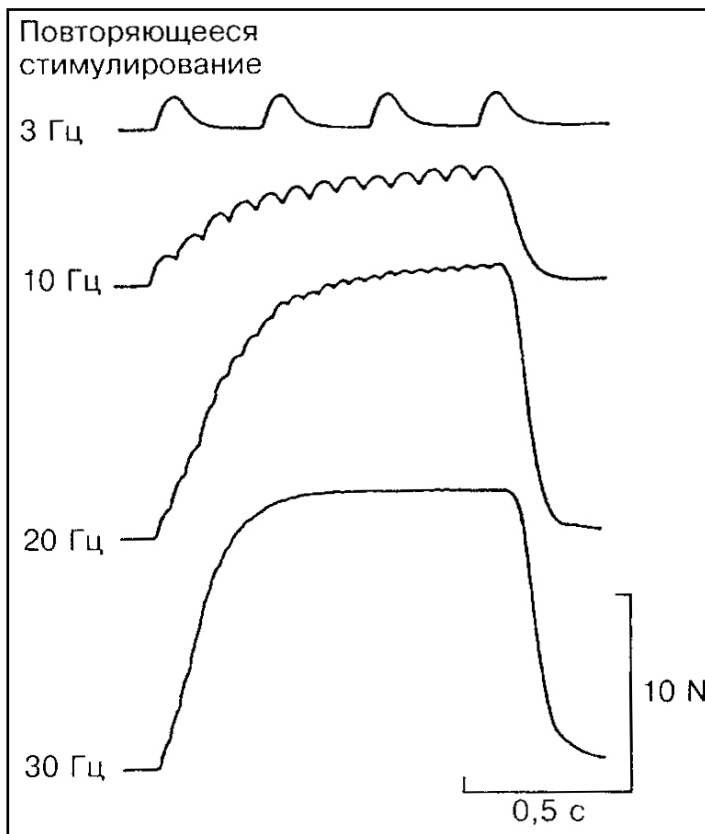


Рис.4.5. Зависимость «время – сила» для мышцы короткий разгибатель стопы человека после серии импульсов различной частоты
(по: А.Дж.Мак-Комас, 2001)

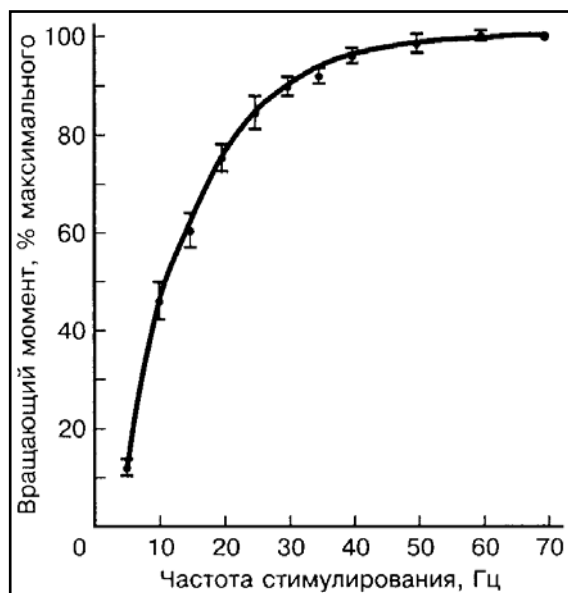


Рис.4.6. Зависимость «частота стимуляции – момент силы» для мышц-сгибателей стопы человека
(по: D.J.Sale et al. , 1982)

На рис.4.5. представлены кривые изменения силы мышцы короткий разгибатель большого пальца стопы человека во времени, при различной частоте ее стимуляции. По мере увеличения частоты стимуляции сила тяги мышцы возрастает. На рис 4.6 представлена зависимость силы мышцы от частоты стимуляции. Из данных, представленных на рис.4.6 следует, что эта зависимость нелинейна.

Вначале при частотах от 5 до 30 Гц сила резко возрастает до 90% от максимальной. Дальнейшее

повышение частоты (до 60 Гц), дает прибавку силы в 10%. Следует отметить, что

большинство экспериментальных исследований в нервно-мышечной физиологии проводилось в условиях ритмической стимуляции мышцы или двигательного нерва.

Возможно, поэтому сложилось представление о ритмической активации мышцы о естественном и оптимальном

как режиме управления мышечным сокращением. Однако еще в 1907 году

Н.Е.Введенский обратил внимание на значительное усиление мышечного сокращения при нерегулярной стимуляции нерва. В последующих исследованиях было установлено, что если к мышце приходят импульсы с *очень коротким первым межимпульсным интервалом* (до 5 мс) – мышца отвечает *сильным и быстрым сокращением*. Увеличение скорости нарастания силы при этом может быть восьмикратным (В.С.Гурфинкель, Ю.С.Левик, 1985). В связи с этим, в настоящее время считается, что сила мышцы зависит не столько от частоты, сколько от ***паттерна межимпульсных интервалов***, посылаемых мотонейроном к мышце.

Число активных ДЕ

Число ДЕ, активных в процессе сокращения мышцы, определяется «**принципом размера**» или **правилом Хенеманна**. Установлено, что имеется стабильный порядок рекрутирования ДЕ: *вначале рекрутируются ДЕ I типа, иннервируемые мотонейронами, имеющими небольшой диаметр аксона. По мере усиления сокращений* начинают рекрутироваться **ДЕ IIА типа**, содержащие быстрые неутомляемые волокна, затем – **ДЕ IIВ типа**, содержащие быстрые утомляемые волокна, иннервируемые мотонейронами, имеющими самый большой диаметр аксона. С точки зрения механики этот принцип очень целесообразен, так как создается возможность тонкой градации мышечной силы во всем физиологическом диапазоне.

Принцип размера позволяет объяснить факты, полученные эмпирическим путем. Все спортсмены, применяющие силовые упражнения хорошо знают, что, используя небольшие отягощения, невозможно эффективно наращивать силу мышц. Для развития силовых способностей необходимо применять отягощения, близкие к максимальным.

Эту закономерность можно объяснить следующим. При развитии силовых способностей, если применяются небольшие отягощения, рекрутируются только мышечные волокна **I типа**, так как мышце нет необходимости развивать высокий уровень силы. Для преодоления **субмаксимальных или максимальных отягощений** мышца должна развить максимально возможную силу. Поэтому в сокращение вовлекаются *все типы мышечных волокон*, особенно **IIВ типа**, дающие в процессе тренировочных воздействий максимальное увеличение поперечного сечения и как следствие – силы мышц.

Синхронизация работы ДЕ – увеличение силы тяги мышцы за счет одновременной активации большого количества мышечных волокон. Исследованиями установлено, что тренировка силовой направленности повышает степень синхронизации работы ДЕ (А.С.Солодков, Е.С.Сологуб, 2001).

4.3.2. Время сокращения мышцы

Важным фактором, имеющим большое практическое применение, является *время сокращения мышцы*.

Рассматривая анатомические факторы, влияющие на проявление силы мышцы, оценивались ее максимальные возможности в развитии силы и скорости или ее *силовой и скоростной потенциалы*. Однако не учитывалось, что сокращение

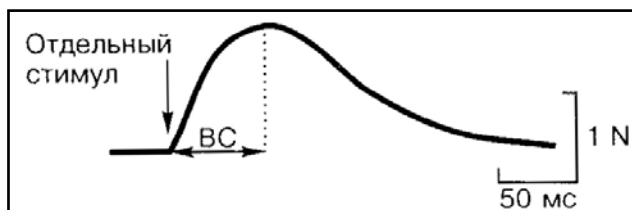


Рис.4.7. Сила, развиваемая коротким разгибателем стопы человека при одиночном сокращении мышцы
(по: А.Дж.Мак-Комас, 2001)

сокращение мышцы – это процесс, который протекает **во времени**. На рис. 4.7. представлено одиночное сокращение мышцы. Такое сокращение мышцы возникает при

единичном надпороговом раздражении двигательного нерва или самой мышцы. Отчетливо видно, что максимальных значений мышца достигает не сразу, а после некоторого промежутка времени. Почему это происходит? Во-первых, необходимо время для передачи нервного импульса мышечным волокнам. Во-вторых, было показано (глава 3), что в начальной стадии сокращения, укорочение сократительного компонента мышцы (СокК) приводит к удлинению последовательного упругого компонента (ПоУК). Поэтому на конце мышцы не регистрируется изменения силы. Затем, когда ПоУК достаточно растянулся, сила мышцы возрастает. В-третьих, согласно принципу размера вначале в работу вовлекаются маленькие ДЕ, и только затем – большие. Эти факторы влияют на то, что сила в мышце развивается не сразу, а в течение определенного времени. В таблице 4.6. представлено время, необходимое для достижения максимума силы при одиночных сокращениях мышц человека.

Таблица 4.6.

Среднее время достижения максимума силы при одиночном сокращении мышц человека (по: Buchthal F, Schmalbruch H, 1970)

Название мышцы	N	$\bar{X} \pm \sigma$, мс
длинная головка двуглавой бедра	154	52,0±14,5
латеральная головка трехглавой плеча	148	44,5±9,5
передняя большеберцовая	83	58,0±9,0
медиальная головка трехглавой голени	83	79,0±12,0
латеральная головка трехглавой голени	78	75,0±8,5
камбаловидная	71	74,0±11,0
подкожная шеи	83	45,0±7,0

Из данных, представленных в таблице 4.6. следует, что антигравитационные мышцы (икроножная и камбаловидная) значительно дольше достигают максимума силы при одиночном сокращении, чем их антагонист (передняя большеберцовая мышца). При изометрическом сокращении необходимо еще больше времени для достижения максимальных значений силы, чем при одиночном (табл.4.7).

Таблица 4.7

Время достижения максимума сокращения мышц (MVC)
(по: A.F.Morris, D.H.Clarke, A.Dainis, 1983)

Действие мышц	пол	$\bar{X} \pm S_{\bar{x}}$			
		100%MVC	75%MVC	50%MVC	25%MVC
Сгибание кисти	м	236,6±47,5	115,0±21,7	64,2±13,8	25,1±9,5
	ж	183,4±43,6	90,5±24,2	43,7±15,3	7,6±7,4
Сгибание предплечья	м	307,5±70,2	151,1±56,9	85,5±21,4	39,5±13,4
	ж	216,1±20,4	104,3±13,3	55,3±8,3	20,4±3,7
сгибание руки	м	387,7±104,5	161,9±56,9	95,0±38,5	53,1±24,0
	ж	253,0±37,3	117,3±18,6	65,6±12,1	27,8±7,8
сгибание стопы	м	338,9±51,3	166,5±16,7	93,7±10,4	43,9±7,6
	ж	295,1±43,8	156,5±32,4	117,2±22,7	28,8±16,5
Разгибание голени	м	370,0±74,6	170,7±21,5	99,0±10,7	51,8±3,8
	ж	329,8±90,9	154,9±52,3	86,7±32,7	46,6±16,6

Так, например, чтобы развить максимальную силу мышцам-сгибателям стопы нужно 295,1±43,8 мс. В быстропротекающих движениях, например, спринтерском беге, фаза опоры очень мала (80 – 120 мс). Поэтому в скоростно-силовых видах спорта возникает противоречие между необходимым уровнем силы и имеющимся временем для ее развития. Как организм устраняет это противоречие? И.М.Козлов (1999) находит, что это происходит за счет активации мышц до опоры. При таком способе координации мышц времени их активности (240 мс) вполне

достаточно, чтобы развить максимальную силу, при этом рекрутирование быстрых и сильных ДЕ совпадает с фазой опоры (рис. 4.8).

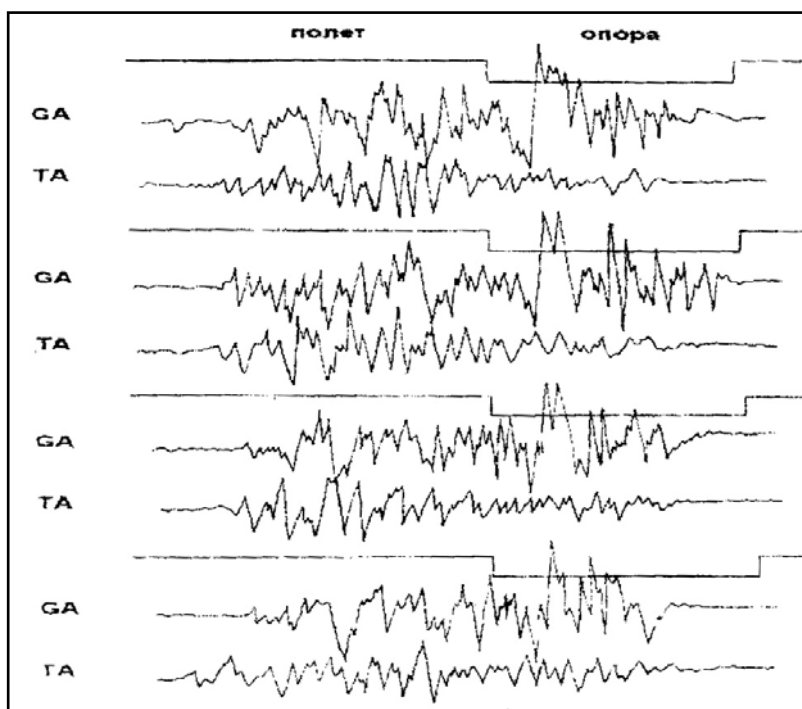


Рис.4.8. Электрическая активность мышц голени в четырех последовательных циклах спринтерского бега
Обозначения: GA – икроножная м.; TA – передняя большеберцовая м. (по : И.М.Козлов, 1999).

4.4. Биомеханические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышцы

Известно, что мышца может работать в нескольких режимах:

- преодолевающим (концентрическим) – длина мышцы уменьшается;
- уступающим (эксцентрическим) – длина мышцы увеличивается;
- изометрическом – длина мышцы не изменяется.

При изучении дисциплин: «Теория и методика физической культуры» (Курамшин Ю.Ф., 2004), «Физиология» (Солодков А.С., Сологуб Е.Б., 2001) и «Биомеханика» (Кичайкина Н.Б. с соавт., 2000), вы узнали, что существует ряд факторов, влияющих на проявление силы и скорости сокращения мышцы в преодолевающем и уступающем режимах сокращения. К этим факторам относятся:

- длина мышцы;
- режим работы мышцы;

- значение внешней силы.

4.4.1. Длина мышцы

Еще в 1895 году М.Бликс показал, что при растягивании активной поперечно-полосатой мышцы под воздействием внешней нагрузки, ее сила вначале возрастает, а затем уменьшается. Максимум силы получил название максимума Бликса, а длина, при которой он достигался, получила название *длины покоя*. Последующие исследования показали, что появление максимума связано с особенностями строения мышцы (наличие сократительного и параллельного упругого компонентов). Если мышцу

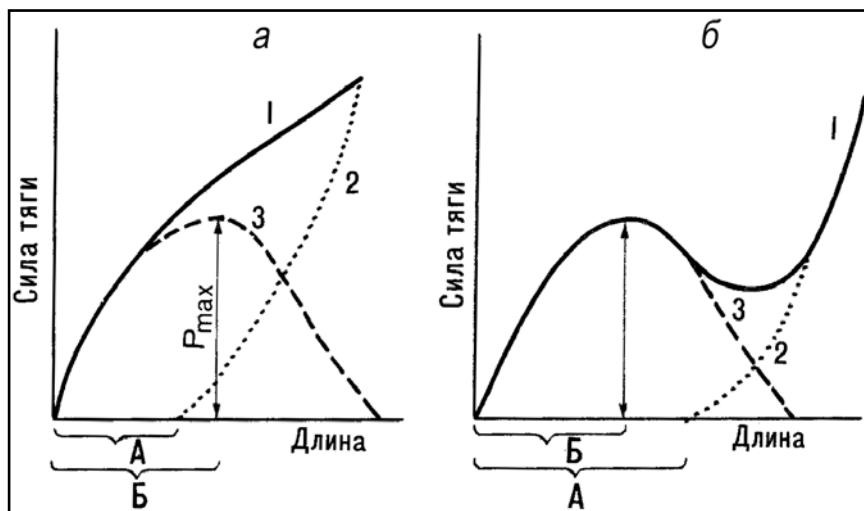


Рис.4.9. Зависимость «длина-сила» для мышц нижних (а) и верхних (б) конечностей.

Обозначения: А – равновесная длина, Б – длина покоя
(по: F.D.Carlson, D.R.Wilkie, 1974)

освободить от нагрузки, она укоротится до определенной длины. Такая длина получила название *равновесной*. В главе 3 (п.3.3) было описано функционирование модели мышцы в простейших

двигательных задачах. Так было показано (рис. 3.9), что первоначально при растягивании активной мышцы зависимость силы от длины определяется сократительным компонентом, затем – параллельным упругим компонентом.

Установлено, что у человека вид зависимости «длина–сила» активных мышц определяется соотношением сократительного и упругого компонентов. У мышц, богатых соединительно-тканными образованиями (например, у мышц нижних конечностей человека, зависимость «длина–сила» является монотонно-возрастающей (рис.4.9а). Если соединительно-тканных образований мало, то кривая имеет минимум (рис.4.9б). Из этого следует, что при одной и той же длине мышцы нижних конечностей при

растягивании способны развить большую силу, чем мышцы верхних конечностей.

4.4.2. Характер работы мышц

Режим сокращения мышцы

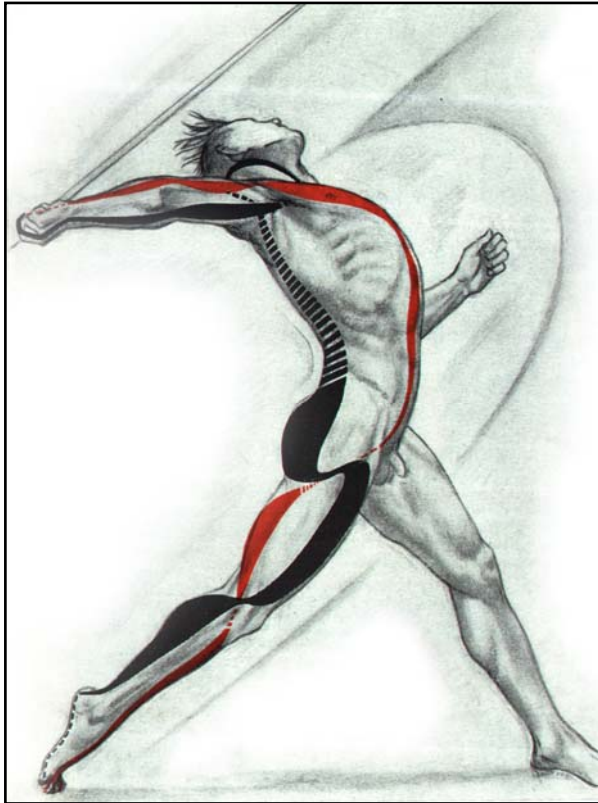


Рис. 4.10. Схема работы мышц-антагонистов при метании копья (по:K. Tittel, 1974)

Установлено, что на силу, развиваемую мышцей, влияет режим сокращения. Если возбужденную мышцу растягивать и регистрировать силу при определенных значениях длины или, наоборот, растянув, дать возможность укорачиваться, то окажется, что при эксцентрическом режиме сокращения (мышца растягивается), при одних и тех же значениях длины мышца развивает большее усилие по сравнению с concentрическим режимом. Этот вопрос был подробно рассмотрен в п.3.1 (биомеханические свойства мышц).

Предшествующий режим сокращения мышцы

Работа мышц при выполнении движений человеком значительно отличается от таковой при имитации ее в лабораторных условиях. Это связано с тем, что обычно в движениях укорочению мышцы предшествует ее растяжение. Еще И.М.Сеченовым (1901) было отмечено, что мышца, сокращаясь в преодолевающем режиме, способна развить большую силу, если этому сокращению предшествовала работа в уступающем режиме (то есть мышца была предварительно растянута). Такой режим работы получил название «баллистический». Последующие исследования подтвердили этот факт. Следует отметить, что техника движений спортсменов учитывает этот фактор повышения силы мышц. Так, например, в метании копья, спортсмен перед выполнением финального усилия находится в позе «натянутого лука», то есть значительно растягивает основные мышцы, чтобы их сокращение в концентрическом режиме было более сильным (рис.4.10). Та же закономерность характерна для техники бега и ходьбы, толкания ядра, метания диска, прыжка в высоту, выпрыгивания вверх с места, приседания со штангой.

4.4.3. Значение внешней силы

Преодолевающий режим сокращения мышцы

Если мышца сокращается, преодолевая внешнюю силу (например, вес груза), то с увеличением веса груза наблюдаются три закономерности:

- увеличивается время от момента стимуляции мышцы до начала ее укорочения;
- уменьшается высота подъема груза;
- скорость сокращения мышцы снижается.

Первыми зависимость между силой и скоростью (зависимость «сила-скорость») укорочения мышц лягушки получили В.Фенн и Б.Марч. Нобелевский лауреат **Арчибальд Хилл** (1961) посвятил много времени изучению энергетических процессов, протекающих в мышце. Ему удалось получить соотношение между скоростью сокращения мышцы и силой (4.9), которое носит теперь его имя. Оно называется «*характеристическое уравнение Хилла*».

$$V_m = \frac{b(P_0 - P)}{P + a} \quad (4.9),$$

где: P_0 – максимальная масса груза, при которой не происходит укорочения мышцы; P – масса груза; a, b – константы.

Проведенные впоследствии эксперименты на мышцах человека подтвердили данные, полученные А.Хиллом: *чем больше внешняя сила, тем ниже скорость сокращения мышцы*. Исследования спортивных движений (Е.Н.Матвеев, 1964) показали, что между дальностью метания и весом ядер наблюдается зависимость близкая к гиперболической. То есть, чем больше вес снаряда, тем меньше результат.

Эксцентрический режим

Следует отметить, что изучение зависимости «сила-скорость» (концентрический режим) привлекало внимание многих исследователей, в то время как эксцентрический режим оставался менее исследованным. А.Хилл находил, что при эксцентрическом режиме сила мышцы возрастает с увеличением скорости растяжения. П.В.Коми (1973) использовал специальный динамометр для регистрации усилий, развиваемых двуглавой мышцей плеча человека в концентрическом и эксцентрическом режимах сокращения мышцы (рис.4.11). Полученные результаты свидетельствуют о

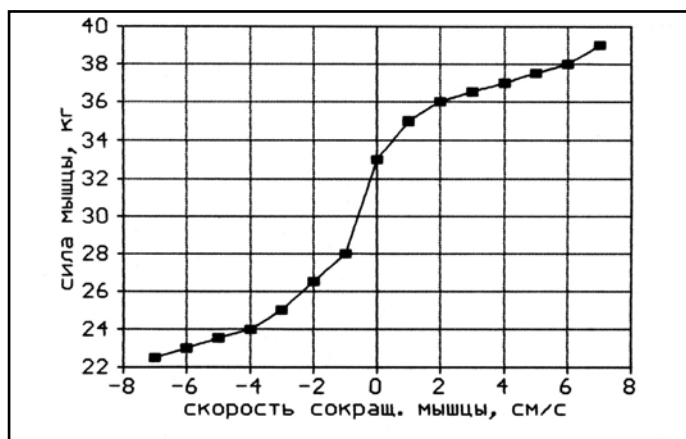


Рис.4.11. Зависимость «скорость–сила» для двуглавой м. плеча при различных режимах сокращения мышцы (по: P.V.Komi, 1973)

том, что при работе двуглавой мышцы плеча в концентрическом режиме зависимость «скорость–сила» может быть описана уравнением гиперболы. При эксцентрическом режиме сокращения увеличение скорости растяжения мышцы приводит к увеличению силы,

развиваемой мышцей. Однако последующие исследования, проведенные при локомоциях человека, не подтвердили этого. Дж. Моррисон (J.B.Morrison, 1970) изучал изменение длины, скорости сокращения мышц

и силы при различных локомоциях. Он установил, что с ростом скорости растяжения у большинства мышц проявляемая ими сила быстро уменьшается до нуля (рис.4.12).

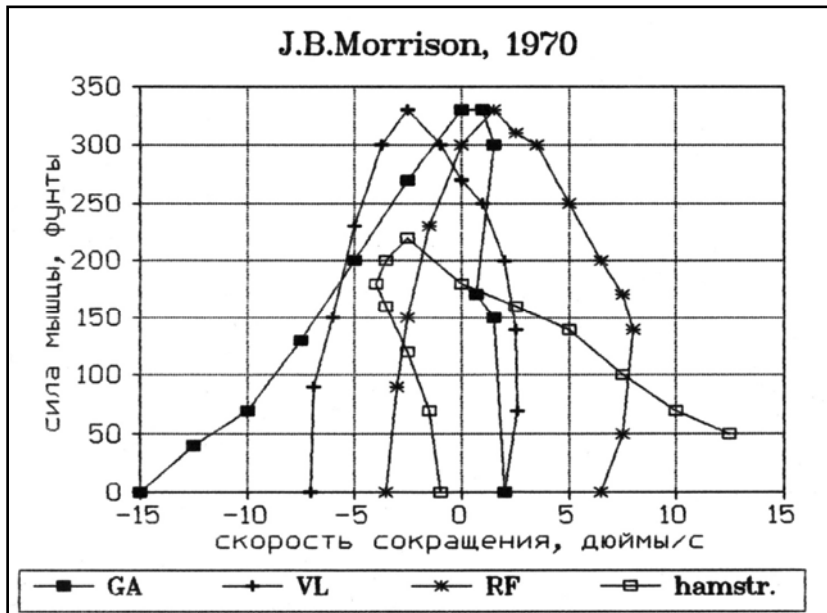


Рис.4.12. Зависимость «скорость сокращения – сила» для мышц нижней конечности человека при ходьбе в гору (по: J.B.Morrison, 1970)

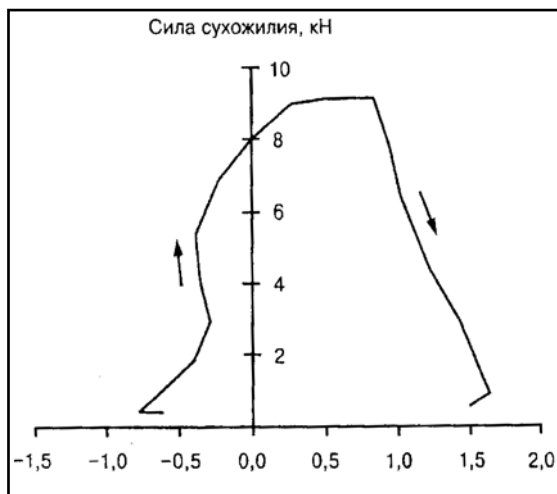


Рис.4.13. Сила, развиваемая трехглавой мышцей голени во время фазы опоры в беге со скоростью 5,8 м/с (по: P.V.Komi, 1992)

Еще более убедительны исследования, проведенные П.В.Коми (P.V.Komi, 1992). На рис. 4.13 представлено изменение усилий, развиваемых в области ахиллова сухожилия во время фазы опоры бега со скоростью 5,8 м/с.

Отрицательная скорость сокращения мышц соответствует эксцентрическому режиму, положительная — концентрическому. Данные представленные на графике свидетельствуют о том, что в фазу растяжения мышцы большие значения усилий, развиваемых мышцей, соответствуют небольшим скоростям растяжения мышцы. В концентрическом режиме большие значения силы также развиваются при небольших значениях скорости.

Таким образом, в настоящее время в мышечной механике достоверно установлена следующая закономерность: *С увеличением значений внешней силы скорость сокращения мышц уменьшается. Зависимость нелинейная (гиперболическая).*

4.5. Контрольные вопросы

1. Перечислите три вида факторов, определяющих силу и скорость сокращения мышцы.
2. Перечислите анатомические факторы, определяющие силу сократительного компонента и скорость его сокращения.
3. Чему равно число мышечных волокон в мышце?
4. Чему равна площадь поперечного сечения мышцы (формула)?
5. В чем заключается принцип Вебера?
6. Что такое антигравитационные мышцы?
7. К чему приводит тренировка на развитие силы мышц: увеличению площади поперечного сечения мышечных волокон или увеличению их количества?
8. Что такое гипертрофия мышечных волокон?
9. Что такое гиперплазия мышечных волокон?
10. Что такое угол перистости и чему он равен?
11. В чем преимущество перистой архитектуры мышц?
12. Какие морфологические характеристики изменяются при тренировке на развитие силы мышц?
13. У каких мышц выше скорость сокращения: с прямым или перистым ходом волокон?
14. Сформулируйте принцип Бернулли.
15. Каким образом тип мышечных волокон влияет на силу и скорость сокращения мышц?
16. Какой тип мышечных волокон увеличивает свое поперечное сечение при тренировке на силу?
17. Что такое напряжение мышцы?
18. Перечислите физиологические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц.
19. Перечислите механизмы, при помощи которых нервная система регулирует силу и скорость сокращения мышц.
20. Дайте характеристику зависимости силы мышцы от частоты ее стимуляции.
21. В чем сущность «принципа размера» при рекрутировании ДЕ?

22. Каковы биомеханические факторы, определяющие силу мышц?
23. Охарактеризуйте зависимость силы, развиваемой саркомером от его длины.
24. Охарактеризуйте «вклад» ПаУК и СокК в суммарную силу мышцы.
25. В чем различие зависимостей «длина-сила» для мышц нижних и верхних конечностей?
26. Как режим работы мышцы влияет на ее силу? Приведите примеры из области спорта.
27. Какие изменения в механике мышечного сокращения наблюдаются при увеличении внешней силы?
28. Что такое «характеристическое уравнение Хилла»?
29. Дайте характеристику зависимости «сила–скорость» при концентрическом режиме сокращения мышцы.

ГЛАВА 5. РЕЗУЛЬТИРУЮЩЕЕ ДЕЙСТВИЕ МЫШЦ В ОРГАНИЗМЕ

5.1. Звенья тела как рычаги

В естественных условиях скелетные мышцы действуют через костные рычаги. А рычаги представляют собой механизмы, известные еще со времен классической древности.

***Рычаг** – твердое тело, способное вращаться вокруг неподвижной опоры (оси вращения) на которое действуют, по крайней мере, две силы с противоположными моментами вращения.*

Одну из них обычно называют движущей (в нашем случае – сила мышц), а другую – силой сопротивления (сила тяжести, вес груза). Использование рычага позволяет получить выигрыш в силе. Для расчета выигрыша в силе существует правило, открытое Архимедом в III веке до н. э. (рис.5.1). Это правило называется *правилом рычага*.

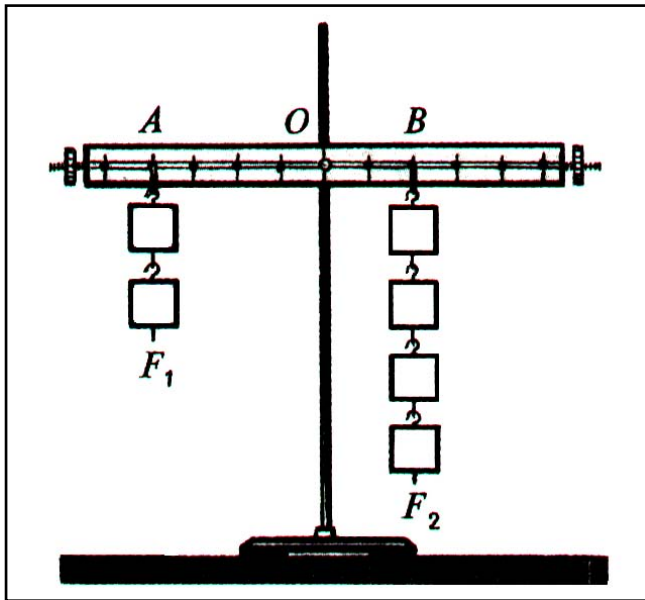


Рис.5.1. Схема, иллюстрирующая правило рычага

Для того, чтобы уравновесить меньшей силой большую силу, необходимо, чтобы ее плечо превышало плечо большей силы. Выигрыш в силе, получаемый с помощью рычага, определяется отношением плеч

В 1687 году французский физик П.Вариньон придал этому правилу общий вид, применив понятие момента силы.

Моментом силы называется физическая величина, по модулю равная произведению силы на ее плечо:

$$M = F \cdot h \quad (5.1),$$

где: M – модуль момента силы, F – сила, h – плечо силы.

Плечо силы – перпендикуляр, опущенный из центра вращения на линию действия силы.

Правило моментов, сформулированное П. Вариньоном:

Рычаг находится в равновесии, если момент силы, вращающей его по часовой стрелке, равен моменту силы, вращающей его против часовой стрелки.

В механике различают два вида рычагов.

В рычаге *первого рода* действующие силы расположены *по разные стороны* от точки опоры. В механике существует закон, открытый в начале новой эры Героном Александрийским. Этот закон называют «золотым правилом» механики.

Выигрывая с помощью механизма в силе, мы во столько же раз проигрываем в пути и наоборот.

Техническим механизмом, построенным по принципу рычага первого рода являются ножницы. Ножницы для резки металла имеют длинные рукоятки и короткие лезвия (выигрыш в силе). Ножницы для резки бумаги имеют короткие рукоятки и длинные лезвия (выигрыш в пути). Конструкция весла, используемого в академической гребле, также дает выигрыш в пути (проводка весла) и проигрыш в силе, прикладываемой гребцом к веслу.

В рычаге *второго рода* действующие силы приложены *по одну сторону* от точки опоры. Техническим механизмом, реализующим этот

рычаг, является тележка с грузом.

Костные звенья, соединенные подвижно суставами, с позиции механики представляют собой рычаги. Сустав при этом является точкой опоры рычага. Примерами рычагов *первого рода* у человека являются кости нижней конечности и антигравитационные мышцы, противодействующие силе тяжести (рис. 5.2.). Так, сила тяжести $F_{тяж}$ создает момент силы по одну сторону тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, а сила

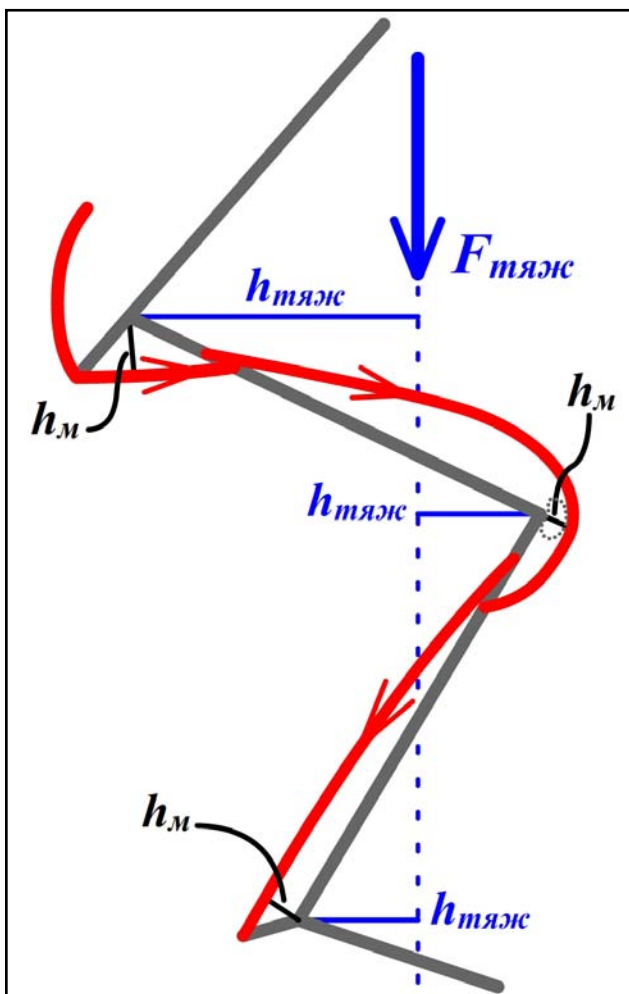


Рис.5.2. Схема функционирования рычагов первого рода

тяги мышц F_m – по другую. Точками опоры рычагов являются тазобедренный, коленный и голеностопный суставы³. Человек сможет сохранять неподвижную позу, изображенную на рис 5.2, если момент силы тяжести, создаваемый вышеразмещенными звеньями тела $F_{тяж} \cdot h_{тяж}$ будет уравновешен мышечным моментом $F_m \cdot h_m$, т.е. будет иметь место равенство:

$$F_{тяж} \cdot h_{тяж} = F_m \cdot h_m \quad (5.2)$$

Чтобы противодействовать силе тяжести в *антигравитационных мышцах* человека в течение длительного времени произошли следующие изменения: увеличился их физиологический поперечник, некоторые из них имеют перистую архитектуру (глава 4). Кроме того, увеличились плечи силы тяги мышц за счет костных выступов (седалищный бугор и пяточный бугор), а также сесамовидных косточек (коленная чашечка).

Примером *рычага второго рода* является предплечье с грузом (рис.5.3). Вес груза P и противодействующая ему сила мышечной тяги F_m приложены по одну сторону от точки опоры (локтевой сустав). Рычаг будет находиться в равновесии, если алгебраическая сумма моментов всех действующих сил относительно неподвижной точки опоры рычага будет равняться нулю, то есть:

$$F_m \cdot h_m - P \cdot h = 0 \quad (5.4)$$

, где: P – вес груза, h – плечо силы, создаваемое грузом, F_m – сила тяги двуглавой мышцы плеча, h_m – плечо силы.

Сила тяги мышцы, как правило, приложена на более коротком

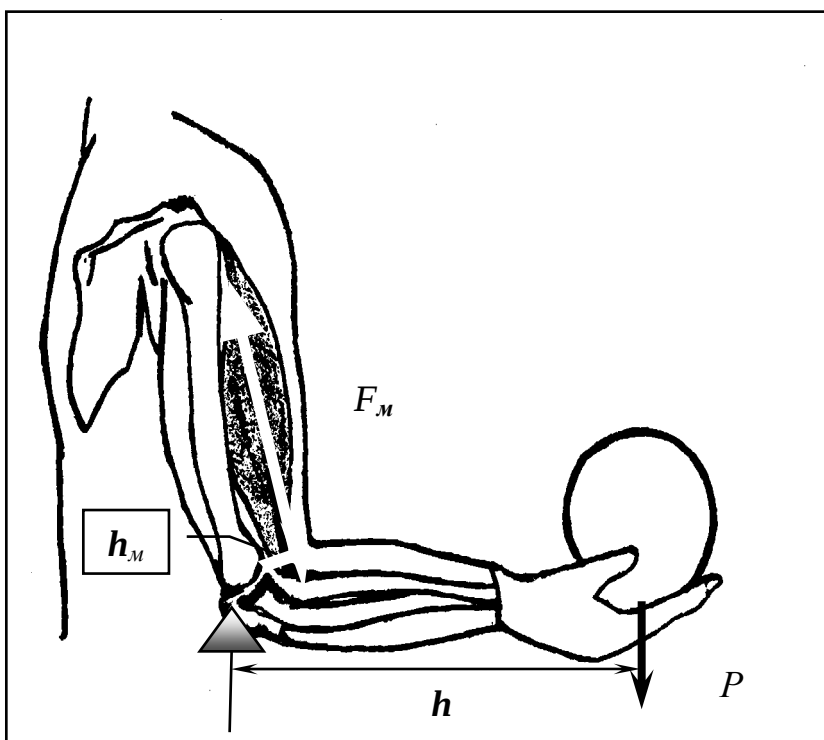


Рис.5.3. Схема функционирования рычага второго рода (по: Н.Б.Кичайкиной, 2008)
рисунок модифицирован

дится говорить не о точках

плече костного рычага. Поэтому, для уравнивания рычага, сила тяги мышцы должна быть во столько раз больше противодействующей силы, во сколько раз плечо ее силы тяги меньше плеча противодействующей силы. В связи с этим для костных рычагов почти всегда имеется проигрыш в силе, но выигрыш в пути и как следствие – скорости перемещения внешнего груза («золотое правило» механики). Таким образом, биомеханизм характеризуется следующей особенностью:

Имеется проигрыш в силе тяги мышц, но выигрыш в пути и в скорости перемещения груза или другого звена.

В зависимости от соотношения величин моментов сил (мышечной силы и силы тяжести), действующих на рычаг, происходит вращение рычага (костного звена) в том или ином направлении. Если мышечный момент больше момента силы тяжести, то мышца сокращается в преодолевающем режиме. Если мышечный момент меньше момента силы тяжести, то мышца работает в уступающем режиме.

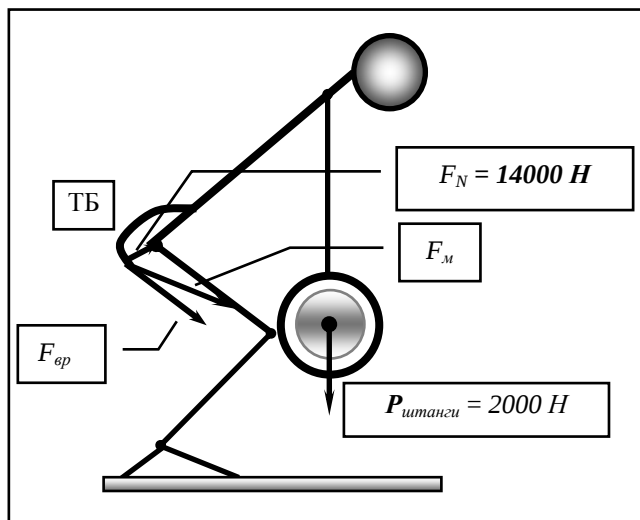


Рис. 5.4. Разложение силы тяги ягодичной мышцы при подъеме штанги:

F_M – мышечная сила, $F_{ер}$ – вращательная компонента мышечной силы (производит разгибание в тазобедренном суставе), F_N – сдвигивающая (суставная) компонента мышечной силы

Сила мышечной тяги F_M , как правило, направлена под острым углом к продольной оси костного рычага (рис.5.4). Ее можно разложить на две составляющие: вращающую компоненту $F_{ер}$, осуществляющую вращение костного рычага (изменение межзвенового угла), и на сдвигивающую (суставную) компоненту F_N , прижимающую суставные поверхности костей друг к другу и этим укрепляющую сустав.

При выполнении ряда физических упражнений, например, при подъеме штанги весом 2000 Н сдвигивающая (суставная) компонента силы тяги ягодичной мышцы (производящей разгибание в тазобедренном суставе) достигает величины порядка 14000 Н

(рис. 5.4). В этом случае эта сила не только не укрепляет сустав, а, наоборот, может явиться причиной его травмы вследствие превышения пределов механической прочности анатомических образований сустава. В этом случае для предотвращения травмы необходимо включение мышц-антагонистов (сгибателей тазобедренного сустава) с противоположным направлением суставного компонента мышечной тяги (Н.Б.Кичайкина с соавт., 2000).

5.2. Методы определения морфометрических характеристик мышц нижних конечностей человека

Фактический материал, изложенный в предшествующих главах, свидетельствует о том, насколько важно обладать информацией об изменении морфометрических характеристик мышц при выполнении двигательных действий.

«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, соотношения длин сухожильной и мышечной частей, углы перистости, направления тяги, координаты мест прикрепления мышц к костям» (А.С.Аруин, В.М.Зациорский, Б.И.Прилуцкий, 1986.– С. 2). Достаточно подробно некоторые из этих характеристик: физиологический поперечник, соотношение длин сухожильной и мышечной частей, углы перистости изложены в главе 4. В этой главе будут описаны методы расчета или регистрации некоторых морфометрических характеристик: длины и плеча силы мышцы, а также скорости сокращения мышцы.

Существующие в настоящее время методы определения морфометрических характеристик (зависимости длин мышц и плеч их сил от значений межзвенных углов) можно условно разделить на четыре вида: моделирования, рентгенографический, анатомический и биомеханический. Каждый из этих методов обладает определенными достоинствами и недостатками.

5.2.1. Моделирование ОДА человека и мышц нижних конечностей

Сущность этого метода заключается в том, что реальная мышца и звенья

опорно-двигательного аппарата заменяются моделями (рис.5.5).

Для описания зависимости длины и плеча силы тяги восьми мышц нижней конечности И.М.Козловым, А.В.Самсоновой, В.Г.Соколовым (1988) предложены следующие формулы:

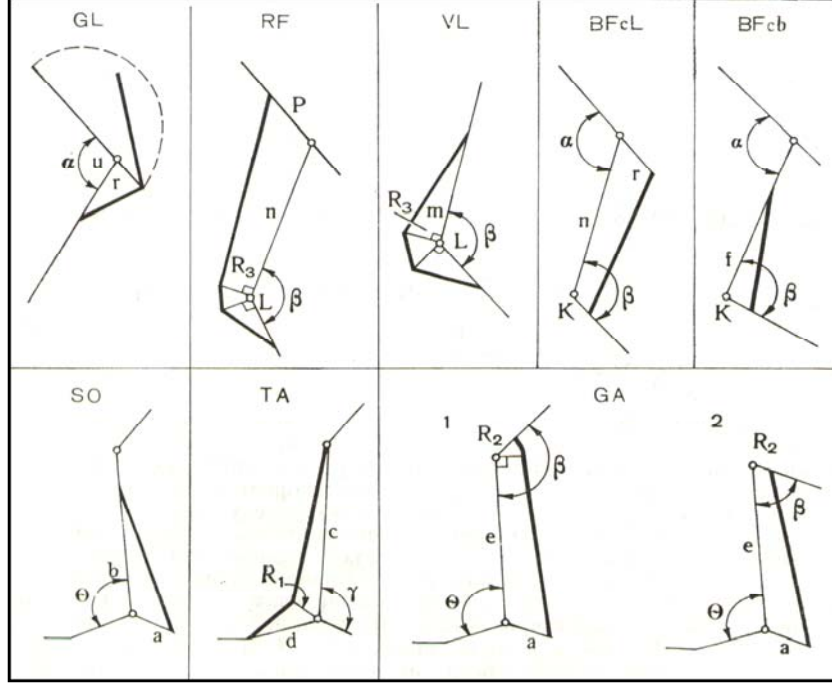


Рис. 5.5. Модели мышц нижних конечностей
(по: И.М.Козлову, А.В.Самсоновой, В.Г.Соколову, 1988)

$$L_{GL} = \sqrt{u^2 + r^2 + 2ur \cos \alpha} + t \quad (5.5),$$

$$h_{GL} = \frac{ur \sin \alpha}{\sqrt{u^2 + r^2 + 2ur \cos \alpha}} \quad (5.6),$$

$$L_{RF} = 2R_3 \cos(\beta/2) + \sqrt{l^2 + R_3^2} + \sqrt{R_3^2 + n^2 + p^2 - 2p(ncos\alpha + R_3 \sin \alpha)} \quad (5.7),$$

$$h_{RF}(\tilde{O}\tilde{N}) = \frac{|p(n \sin \alpha - R_3 \cos \alpha)|}{\sqrt{R_3^2 + n^2 + p^2 - 2p(ncos\alpha + R_3 \sin \alpha)}} \quad (5.8),$$

$$h_{RF}(KC) = h_{VL} = R_3 \quad (5.9)$$

$$L_{VL} = 2R_3 \cos(\beta/2) + \sqrt{l^2 + R_3^2} + \sqrt{R_3^2 + m^2} \quad (5.10)$$

$$L_{BFcL} = \sqrt{n^2 + k^2 + r^2 + 2nr \cos \alpha - 2k(n \cos \beta + r \cos(\alpha - \beta))} \quad (5.11),$$

$$h_{BFcL}(TC) = \frac{|r(n \sin \alpha - k \sin(\alpha - \beta))|}{L_{BFcL}} \quad (5.12),$$

$$h_{BFcL}(KC) = \frac{|k(n \sin \beta - r \sin(\alpha - \beta))|}{L_{BFcL}} \quad (5.13)$$

$$L_{BFcb} = \sqrt{f^2 + k^2 - 2fk \cos \beta} \quad (5.14),$$

$$h_{BFcb} = \frac{fk \sin \beta}{\sqrt{f^2 + k^2 - 2fk \cos \beta}} \quad (5.15),$$

$$L_{so} = \sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cos \gamma} \quad (5.16),$$

$$h_{so} = \frac{ab \sin \gamma}{\sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cos \gamma}} \quad (5.17),$$

$$L_{GA} = \pi R_2 (\beta - 90) / 180 + \sqrt{a^2 + e^2 + R_2^2 - 2a(e \cos \gamma + R_2 \sin \gamma)}, \beta \geq 90 \quad (5.18),$$

$$L_{GA} = \sqrt{a^2 + e^2 + R_2^2 - 2eR_2 \cos \beta - 2a(e \cos \gamma - R_2 \cos(\beta + \gamma))}, \beta < 90 \quad (5.19),$$

$$h_{GA}(\hat{E}\tilde{N}) = \frac{|R_2(a \sin(\beta + \gamma) - e \sin \beta)|}{L_{GA}}, \beta < 90 \quad (5.20),$$

$$h_{GA}(KC) = R_2, \beta \geq 90 \quad (5.21),$$

$$L_{TA} = \sqrt{R_1^2 + c^2 - 2cR_1 \cos(\theta/2)} + \sqrt{R_1^2 + d^2 - 2dR_1 \cos(\theta/2)} \quad (5.22),$$

$$h_{TA} = \frac{cR_1 \sin(\theta/2)}{\sqrt{R_1^2 + c^2 - 2cR_1 \cos(\theta/2)}} \quad (5.23),$$

где: α – угол между туловищем и бедром; β – угол между бедром и голенью; γ – угол между голенью и стопой; θ – угол между голенью и стопой. Примечание: значения углов представлены в град.

L_{GL} – длина большой ягодичной м.; h_{GL} – плечо силы большой ягодичной м.; L_{RF} – длина прямой м. бедра; h_{RF} (ТС) – плечо силы прямой м. бедра относительно тазобедренного сустава; h_{RF} (ГС) – плечо силы прямой м. бедра относительно коленного сустава; L_{VL} – длина латеральной широкой м. бедра; L_{BFcL} – длина длинной головки двуглавой м. бедра; h_{BFcL} (ТС) – плечо силы длинной головки двуглавой м. бедра относительно тазобедренного сустава; h_{BFcL} (КС) – плечо силы длинной головки двуглавой м. бедра относительно коленного сустава; L_{BFcb} – длина короткой головки двуглавой м. бедра; h_{BFcb} – плечо силы короткой головки двуглавой м. бедра; L_{GA} – длина икроножной м.; h_{GA} (КС) – плечо силы икроножной м. относительно коленного сустава; L_{so} – длина камбаловидной м.; h_{so} – плечо силы камбаловидной м.; L_{TA} – длина передней большеберцовой м.; h_{TA} – плечо силы передней большеберцовой м.;

a – расстояние от центра вращения в голеностопном суставе до места прикрепления трехглавой м. голени на пяточном бугре; b – расстояние от центра вращения в голеностопном суставе до места прикрепления камбаловидной м. на большеберцовой кости; c – расстояние от центра вращения в голеностопном суставе до места прикрепления передней

большеберцовой м. на большеберцовой кости; d – расстояние от центра вращения в голеностопном суставе до места прикрепления передней большеберцовой м. на стопе; e – длина голени (расстояние от центра вращения в голеностопном суставе до центра вращения в коленном суставе); f – расстояние от центра вращения в коленном суставе до места прикрепления короткой головки двуглавой м. бедра на бедренной кости; k – расстояние от центра вращения в коленном суставе до места прикрепления двуглавой м. бедра на малоберцовой кости; l – расстояние от центра вращения в коленном суставе до места прикрепления четырехглавой м. бедра на большеберцовой кости; m – расстояние от центра вращения в коленном суставе до места прикрепления латеральной широкой м. бедра на бедренной кости; n – длина бедра (расстояние от центра вращения в коленном суставе до центра вращения в тазобедренном суставе); p – расстояние от центра вращения в тазобедренном суставе до места прикрепления прямой м. бедра на подвздошной кости; r – расстояние от центра вращения в тазобедренном суставе до места прикрепления длинной головки двуглавой м. бедра на седалищном бугре; R_1 – расстояние от центра вращения в голеностопном суставе до верхнего удерживателя сухожилий разгибателей; R_2 – расстояние от центра вращения в коленном суставе до места прикрепления икроножной м. на бедренной кости; R_3 – расстояние от центра вращения в коленном суставе до передней поверхности надколенной чашки; t – расстояние от места прикрепления большой ягодичной м. на подвздошной кости до седалищного бугра; u – расстояние от центра вращения в тазобедренном суставе до места прикрепления большой ягодичной м. на бедренной кости. Примечание: Длина мышц и константы представлены в см.

Таблица 5.1

Значения параметров, характеризующих расстояния от осей вращения до мест прикрепления мышц ($\bar{X} \pm S_{\bar{x}} \cdot t_{pN}$, $\gamma = 0,95$)

параметры	пол		p
	мужской	женский	
b	21,7±0,6	20,3±0,8	<0,01
c	23,5±0,8	21,3±1,0	<0,001
f	16,2±1,0	15,5±0,8	>0,05
r	2,9±1,0	2,3±0,8	>0,05
R_2	2,2±0,4	1,9±0,6	>0,05

t	16,9±1,0	16,7±0,8	>0,05
u	11,9±0,8	10,9±0,8	>0,05

В моделях используются следующие допущения:

- звенья опорно-двигательного аппарата имитируются абсолютно твердыми стержнями, соединенными между собой идеальными шарнирами;

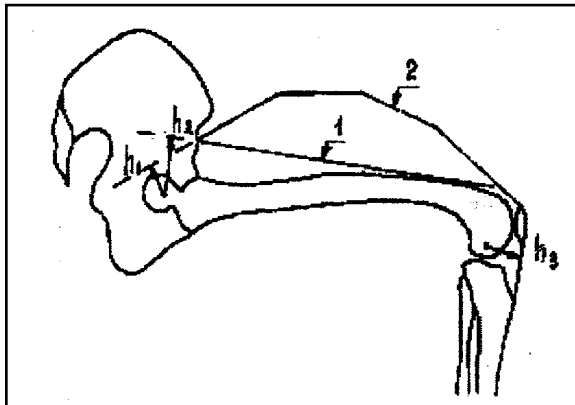


Рис.5.6. Схема измерения плеча силы прямой м. бедра относительно тазобедренного сустава (по: И.М.Козлову, А.В.Звенигородской, 1982).

- 1 – линия тяги мышцы имитируется прямой линией;
2 – линия тяги мышцы имитируется ломанной линией;
 h_1, h_2, h_3 – плечи силы тяги мышц

- места прикрепления мышц имитируются точками;
- мышца моделируется нитью, соединяющей точки ее крепления.

Недостатки метода связаны с допущениями, принятыми в модели.

1. Достаточно часто мышцы прикрепляются не к точке, а к поверхности звена, при этом некоторые мышцы крепятся не только к костям, но и к фасциям. Метод не учитывает этого обстоятельства.

2. Мышцу не всегда можно моделировать прямой нитью. Степень возбуждения мышцы может оказывать значительное влияние на величину плеча силы некоторых мышц (рис.5.6).

Следует заметить, что применение этого метода предполагает знание анатомических данных, характеризующих места прикрепления мышц к звеньям опорно-двигательного аппарата.

Посредством моделирования можно определить морфометрические характеристики практически всех мышц человека, что является достоинством метода.

5.2.2. Рентгенографический метод определения морфометрических характеристик мышц

Сущность рентгеновского метода заключается в определении морфометрических характеристик по рентгеновскому снимку (рис.5.7).



Рис.5.7. Рентгеновский снимок нижней конечности человека.
Хорошо видны контуры мышц

Достоинством метода является возможность учета степени напряжения мышцы, что имеет немаловажное значение при определении плеча силы мышцы.

Недостатком рентгенографического метода является высокая доза облучения человека.

7.2.3. Анатомический метод определения морфометрических характеристик мышц

Этот метод предложен D.W.Grieve, S.Pheasant, P.R.Cavanagh, (1978) для измерения степени удлинения икроножной м. в зависимости от углов между бедром, голенью и стопой (рис.5.8).

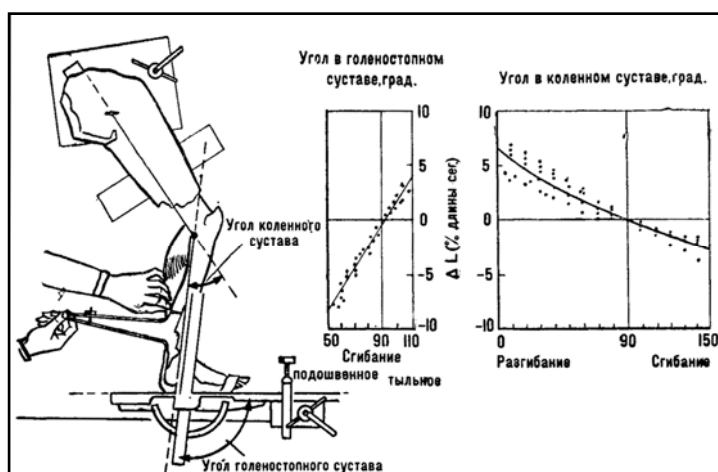


Рис.5.8. Измерение длины икроножной м. анатомическим методом (по: D.V.Grieve, S.Pheasant, P.R.Cavanagh, 1978)

Особенность метода заключается в том, что исследования проводятся на трупах. Один из суставов (например, голеностопный) фиксируют, а в коленном производят движения. Ахиллово сухожилие разрезается, и в зазоре между двумя его концами калипером измеряется

расстояние. Затем вся процедура повторяется при других углах между

голенью и стопой. В результате проведенных исследований авторами предложено уравнение регрессии (5.24), связывающее удлинение мышцы ($\Delta L_{GA} \%$) с изменениями межзвенных углов.

$$\Delta L_{GA} \% = a_0 + a_1(180 - \beta) + a_2(180 - \beta)^2 + b_0 + b_1\gamma + b_2\gamma^2 \quad (5.24), \text{ где:}$$

$$a_0 = 6,46251; \quad a_1 = 0,07987; \quad a_2 = 0,00011;$$

$$b_0 = -22,18468; \quad b_1 = 0,30141; \quad b_2 = 0,0061;$$

β - угол бедром и голенью, γ - угол между голенью и стопой.

Таким же способом было получено уравнение регрессии (5.25) для камбаловидной м. (А.С.Аруин, В.М.Зациорский, Б.И.Прилуцкий, 1983).

$$\Delta L_{so} \% = -9,04706 + 0,35462\theta - 0,00234\theta^2 \quad (5.25),$$

где: $\Delta L_{so} \%$ – удлинение мышцы в % от длины голени, θ – угол между голенью и стопой ($\Delta L = 0$ при $\beta = 90$ град, $\theta = 120$ град).

Достоинством анатомического метода является возможность учета хода центроида мышцы.

Недостатки:

1. В связи с тем, что все измерения проводятся на трупах, анатомический метод не учитывает степени напряжения мышц.
2. Предназначен только для расчета длины мышц.

5.2.4. Биомеханический метод определения морфометрических характеристик мышц

Биомеханический метод предназначен для расчета плеч сил мышц (рис.5.9). Как и в анатомическом методе используются трупные материалы. Мышца рассекается, и к одной из ее частей посредством нити, выходящей из мышцы, прикладывается дозированное усилие. На другом конце при помощи силоизмерительного устройства регистрируется сила, действующая в области плюснофаланговых суставов. Искомое значение плеча силы мышечной тяги определяется из уравнения моментов (5.26).

$$F_1 h_1 - F_2 h_2 + F_3 h_3 - F_4 h_4 = 0 \quad (5.26),$$

где: F_1 – прикладываемая известная сила, h_1 – искомое плечо силы, F_2 – регистрируемая сила, h_2 – плечо силы F_2 , F_3 – сила тяжести исследуемого звена (стопы), h_3 – плечо силы тяжести, $F_4 h_4$ – момент пассивного

сопротивления в суставе.

В результате проведенного исследования была получена формула, связывающая плечо силы *m.triceps surae* с межзвенным углом (5.27).

$$h_1 = -26,1045 + 0,4768\theta - 0,00185\theta^2 \quad (5.27),$$

где: θ – угол между голенью и стопой.

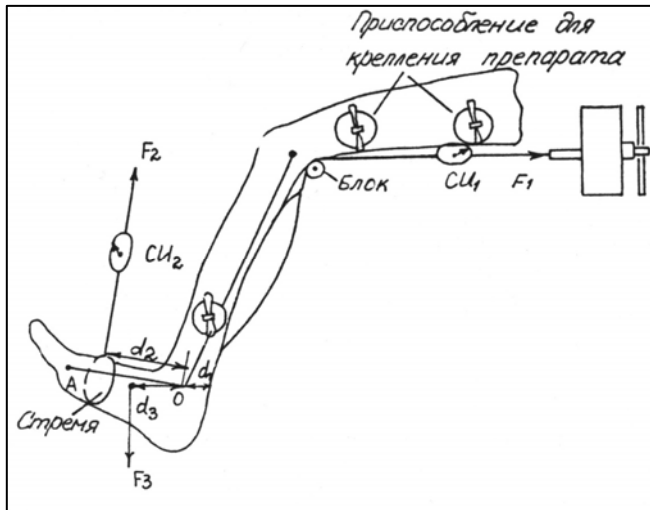


Рис.5.9. Схема определения плеча *m. triceps surae* биомеханическим способом
(по: А.С.Аруину, В.М.Зациорскому, Б.И.Прилуцкому, 1986)

Недостатки:

1. При расчете плеча силы мышцы посредством биомеханического метода не учитывается степень напряжения мышцы.
2. . Предназначен только для расчета плеч сил мышц.
3. Уравнения регрессии (5.26 и 5.27) не позволяют учитывать антропометрические характеристики конкретного исследуемого, а рассчитаны на

некоего «среднестатистического человека».

Таким образом, можно сделать вывод, что только два метода: моделирование и рентгенографический позволяют одновременно рассчитать значения длины и плеча силы мышцы. Однако предпочтительнее использовать моделирование по сравнению с рентгенографическим методом. Это вызвано ограничениями, связанными с допустимой дозой облучения при проведении исследований рентгенографическим методом.

5.3. Фазовые траектории мышц – способ представления результатов, характеризующих моторную активность мышц

Метод фазового пространства (фазовой плоскости) является одним из распространенных методов исследования движения нелинейных систем. Он позволяет судить о состоянии системы, не прибегая к решению дифференциальных уравнений. Состояние системы определяется положением (координата x), скоростью (координата x') и ускорением (координата x'').

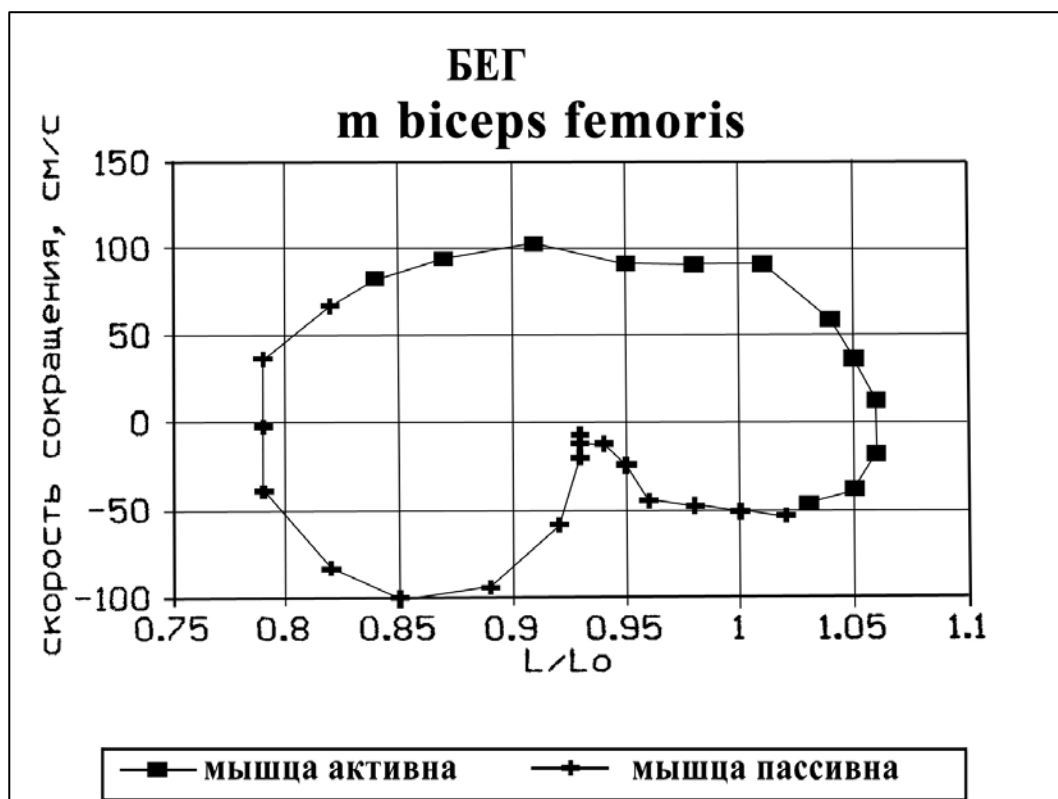


Рис. 5.10. Фазовая траектория двуглавой м. бедра при беге в максимальном темпе (4,0 шаг/с). Испытуемый: олимпийский чемпион в спринтерском беге В. Муравьев.

Состояние принято называть фазой. Точка с координатами (x, x', x'') является геометрическим образом состояния. Движение точки в пространстве порождает траекторию, называемую *фазовой*. На практике широко пользуются этим методом при построении точек для двух координат (x, x') . Тогда задача сводится к рассмотрению кривой на фазовой плоскости (рис.5.10).

Идея использовать фазовые траектории для изучения механизмов координации движений принадлежит А.Г. Фельдману (1979). Однако эти

исследования были ограничены лишь качественным анализом вопросов управления активностью мотонейронного пула при простейших двигательных задачах. I.M. Kozlov, A.V. Samsonova (1988) впервые получили фазовые траектории мышц нижних конечностей человека при спринтерском беге. В последующем на основе этого подхода было проведено изучение разнообразных спортивных движений. Более подробно это изложено в главе 6.

Сущность способа построения фазовых траекторий сводится к следующему. Фазовые траектории строятся в *фазовой плоскости* ($L/L_0; L'$), где: L/L_0 – относительная длина мышцы; L' – скорость изменения ее длины (рис. 5.10).

Очевидно, что циклическим движениям соответствуют замкнутые фазовые траектории. Часть фазовой траектории, соответствующая положительным значениям скорости сокращения мышцы соответствует уступающему (эксцентрическому) режиму, отрицательным – преодолевающему (концентрическому) режиму. По электромиографическим данным на фазовых траекториях отмечаются зоны активности мышцы. Это, с одной стороны, позволяет судить об управляющих воздействиях со стороны ЦНС, а, с другой – количественно оценивать реакцию мышцы на эти воздействия. В главе 2 было показано, что на основе фазовых траекторий мышц можно также судить о характере функционирования рецепторов мышц, а на основе фазовых траекторий «угол – угловая скорость» – о характере функционирования суставных рецепторов.

5.4. Программа расчета морфометрических характеристик мышц MORFOMETR⁴

Программа предназначена для расчета морфометрических характеристик восьми мышц нижних конечностей: большой ягодичной мышцы, прямой м. бедра, латеральной широкой м. бедра, длинной и короткой головок двуглавой м. бедра, передней большеберцовой м., икроножной м., камбаловидной м. при выполнении спортивного упражнения. Программа позволяет открыть видеофайл и ввести

⁴ Программа расчета морфометрических характеристик мышц MORFOMETR разработана инженером кафедры биомеханики СПбГУФК им. П.Ф.Лесгафта В.Гнедовским.

координаты опорных точек путем их маркировки курсором «мыши» на экране монитора. Помимо этого, окно ввода данных позволяет «масштабировать картинку» и вводить данные о параметрах (константах), характеризующих места прикрепления мышц (рис. 5.11). Программа позволяет сохранять и загружать из файла введенные данные (координаты маркеров и параметры, характеризующие места прикрепления мышц).

После завершения разметки маркеров и ввода констант происходит запуск расчетов, после чего происходит генерация отчета в документ Microsoft Excel. Если генерация прошла успешно, будет открыто приложение Microsoft Excel, содержащее отчет, который можно посмотреть, сохранить в файл, распечатать. Первый лист отчета содержит все числовые данные в удобной для просмотра и печати форме. Остальные



Рис.5.11. Окно ввода координат маркеров и констант, характеризующих места прикрепления мышц.
1 – линия тяги мышцы имитируется прямой линией;
2 – линия тяги мышцы имитируется поманной пинией:

листы содержат графики для разных мышц (название листа соответствует названию мышцы).

5.5. Контрольные вопросы

1. Сформулируйте правило рычага.
2. Сформулируйте правило моментов.
3. Сформулируйте «золотое правило механики».

4. Дайте определение рычагов первого и второго рода.
5. Приведите примеры технических механизмов, построенных по принципу рычагов первого и второго родов.
6. Приведите примеры костных рычагов, построенных по принципу рычагов первого и второго родов.
7. Сформулируйте особенность работы опорно-двигательного аппарата человека (биомеханизма).
8. Что понимается под морфометрическими характеристиками мышц?
9. Какие методы определения морфометрических характеристик мышц Вы знаете?
10. Охарактеризуйте сущность, достоинства и недостатки моделирования.
11. Охарактеризуйте сущность, достоинства и недостатки рентгенографического метода.
12. Охарактеризуйте сущность, достоинства и недостатки анатомического метода.
13. Охарактеризуйте сущность, достоинства и недостатки биомеханического метода.
14. В чем состоит сущность метода изучения активности мышц на основе построения их фазовых траекторий?

ГЛАВА 6. ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ МЫШЦ В СПОРТИВНЫХ ДВИЖЕНИЯХ

Следует отметить большое разнообразие прикладных направлений использования сведений о морфометрических характеристиках мышц, их электрической активности, а также функционировании проприорецепторов в области физической культуры и спорта. Среди них можно выделить следующие:

- биомеханический анализ физических упражнений;
- обучение двигательным действиям;
- классификация физических упражнений;
- сравнение основного и специальных упражнений;
- оценка функциональной подготовленности спортсменов.

6.1. Биомеханический анализ физических упражнений

Сравнительный анализ тренажеров, используемых велосипедистами (скоростного, инерционного и с упругими связями), произвел Ю.Б. Никифоров (1982). Он также дал рекомендации по их применению на основе изучения морфометрических характеристик мышц. Изучение морфометрических характеристик мышц нижних конечностей при спринтерском и барьерном беге, а также прыжке было выполнено А.В. Самсоновой (1983). Установлено, что в период опоры механизмы согласования мышечной активности во всех движениях являются общими: моменты активации мышц-антагонистов, а также смена режимов работы мышц (с эксцентрического на концентрический) при разных движениях не имеют достоверных различий. На рис. 6.1 и 6.2 представлены контурограммы движения ноги в фазу опоры при прыжке и при «атаке барьера».

В то же время А.В.Самсоновой (1983) установлено, что движение маховой ногой в фазе переноса при преодолении барьера значительно отличается от движений в беге и прыжке в длину, как по кинематическим характеристикам, так и по координации мышечной активности. При преодолении барьера разгибание маховой ноги в коленном суставе происходит при максимальном сгибании в тазобедренном суставе. При этом растягивание длинной головки двуглавой м. бедра на 14% больше,

чем при прыжке в длину. Из-за «пассивной недостаточности» мышц задней поверхности бедра для разгибания ноги требуются дополнительные мышечные усилия. В фазу «маха» латеральная широкая м. бедра при прыжке не проявляет электрической активности, в то время как в барьерном беге эта мышца очень активна, при этом максимальная скорость

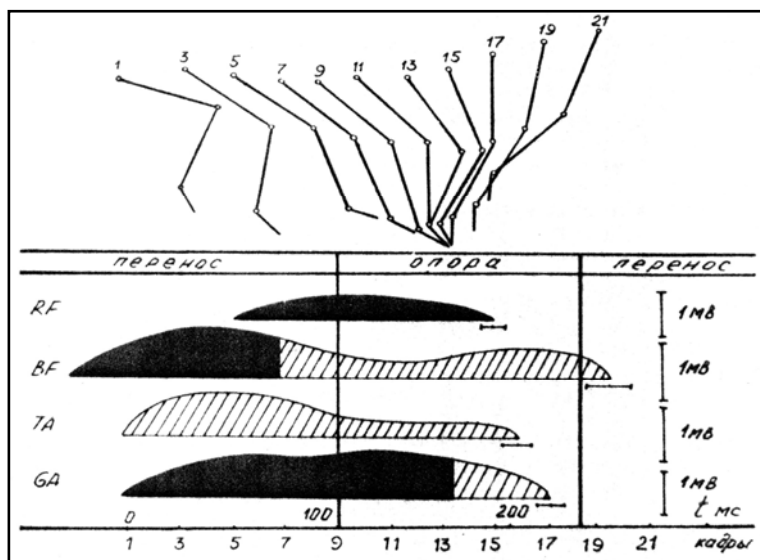


Рис. 6.1. Электрическая активность мышц опорной ноги при прыжке

Сверху вниз: последовательные положения ноги, хронограмма бега; площади – интегрированная активность прямой, двуглавой м.м. бедра, передней большеберцовой и икроножной мм. голени (темные участки – при уступающем, заштрихованные – при преодолевающем режиме сокращения

ее укорочения достигает 50 см/с.

Н.А. Дьяченко (1986) предложил критерии отбора детей для занятий спринтерским бегом, основанные на сопоставлении морфометрических характеристик мышц и их

электрической активности. На основе сравнения «быстрых» и «медленных» детей, характеризующихся одинаковым уровнем

развития других двигательных качеств, им было установлено, что быстрота движений в беге определяется следующими показателями:

- скоростью изменения длины мышц и оптимальными межзвенными углами, обеспечивающими максимальные значения плеч мышечной тяги в фазу амортизации при опоре;
- большей длительностью активной работы мышцы в концентрическом режиме у «быстрых» и в эксцентрическом – у «медленных» детей;
- наличием зоны одновременной активности мышц-антагонистов бедра в фазе переноса маховой ноги

Б.И. Прилуцкий (1989, 1991) на основе анализа эксцентрического режима

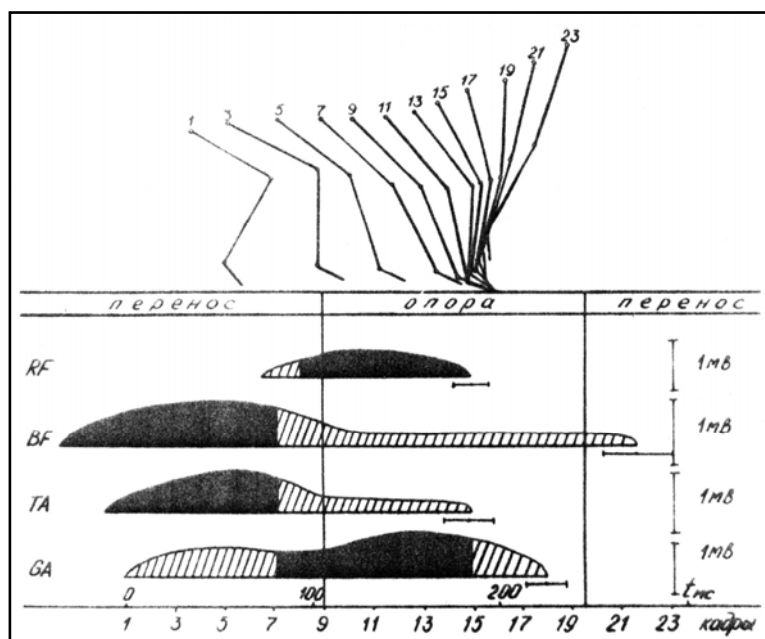


Рис. 6.2. Электрическая активность мышц опорной ноги при «атаке барьера»

Сверху вниз: последовательные положения ноги, хронограмма бега; площади – интегрированная активность прямой, двуглавой м.м. бедра, передней большеберцовой и икроножной м.м. голени (темные участки – при уступающем, заштрихованные – при преодолевающим режиме сокращения).

функционирования мышц исследовал эффективность маховых движений при локомоциях человека, а также возможности возникновения спортивных травм. Им показано, что характер изменения мощности односуставных мышц при локомоциях примерно соответствует изменению мощности управляющего момента в 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 способствует передаче механической энергии между звеньями, не имеющими общего сустава.

В.Н. Селуянов, В.Т. Тураев (1995) исследовали скорость сокращения мышц и сделали попытку оценить вклад различных типов волокон в мощность, развиваемую при спринтерском беге и педальировании.

А.В. Самсонова, В.С. Степанов, М. Яцков (2004), используя моделирование работы мышц при выполнении двигательных действий в тяжелой атлетике и пауэрлифтинге, попытались ответить на вопрос: «Целесообразен ли глубокий присед, выполняемый тяжелоатлетами при подъеме штанги?». Анализ изменения морфометрических характеристик мышц и зависимостей, связывающих эти характеристики с моментом силы

мышцы, показал, что «глубокий» присед, выполняемый тяжелоатлетами, эффективен с точки зрения биомеханики мышечной деятельности.

6.2. Обучение двигательным действиям

И.М. Сеченов (1878) был одним из первых, кто обратил внимание, что сутью координации движений является согласование движений с чувствованием. Он указывал: «Дальнейший шаг эволюции чувствования можно определить как сочетанную или координированную деятельность специальных форм чувствования между собой и с двигательными реакциями тела» (С. 238). Особую важность эта информация приобретает при обучении движениям. И.М. Сеченов (1878) называл информацию от проприорецепторов «темным мышечным чувством». Планомерные исследования, проведенные в этом направлении (Н.А. Бернштейн, 1935, 1947; В.С. Фарфель, 1973), показали, что информация, поступающая от рецепторов мышц и сухожильных рецепторов, осознается очень плохо. В сознании хорошо отображаются только сигналы, поступающие от суставных рецепторов. Характерно, что Н.А. Бернштейн (1947) относил афферентацию, сигнализирующую об изменении длины и напряжения мышц к уровню **А** (рубро-спинальный уровень палеокинетических регуляций). В то же время как более высокий уровень **В** (синергий и штампов) использует информацию, поступающую от суставных рецепторов. Впоследствии В.С. Фарфель (1975) развил эти представления в теории срочной дополнительной информации, которую необходимо представить спортсмену для повышения эффективности процесса обучения движениям. Одним из аспектов концепции искусственной управляющей среды (И.П. Ратов, 1971; Г.И. Попов, 1992; С.П. Евсеев, 1995) является создание специальных условий, позволяющих спортсмену осваивать двигательные действия. Афферентная информация, поступающая от проприорецепторов в ЦНС, позволяет сразу формировать программу правильного выполнения двигательного действия, то есть обучать без переучивания.

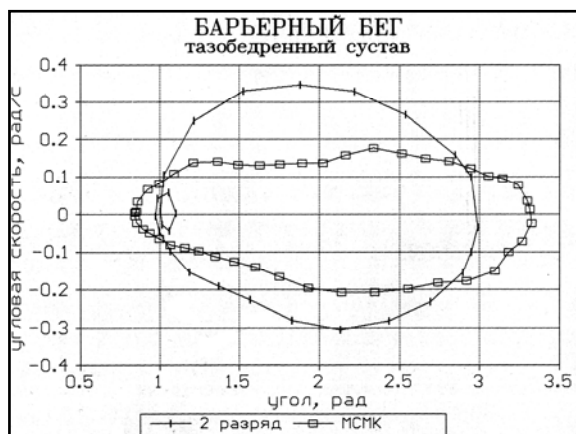


Рис. 6.3. Фазовые траектории «угол– угловая скорость» при преодолении барьера спортсменками: 2 разряда и мастером спорта.

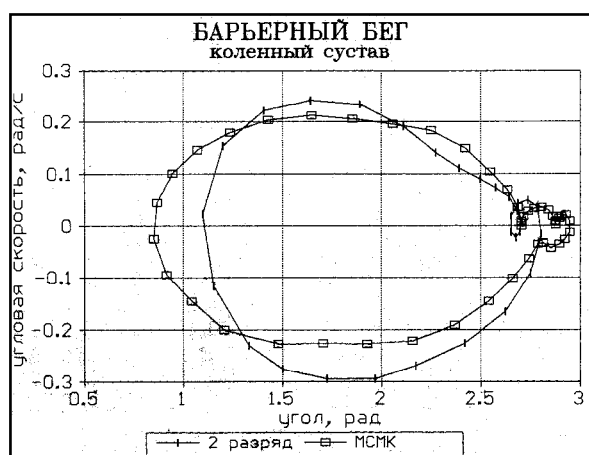


Рис. 6.4. Фазовые траектории «угол – угловая скорость» при преодолении барьера спортсменками: 2 разряда и мастером спорта

Таким образом, информация, поступающая от мышечных веретен и рецепторов напряжения, плохо осознается. Наоборот, информация, поступающая от рецепторов суставов, осознается значительно лучше. При этом суставные рецепторы несут в ЦНС информацию о величине межзвенового угла и скорости его изменения. Методика расчета морфометрических характеристик мышц (А.В. Самсонова, 1997) позволяет не только оценить моторную и сенсорную активность мышц, но и сопоставить ее с информацией, поступающей от суставных рецепторов. С этой целью нужно построить фазовую траекторию «угол-угловая скорость».

При исследовании преодоления барьера спортсменками различной квалификации (А.В. Самсонова, 1997) были получены следующие результаты. При преодолении барьера у спортсменки низкой квалификации угловая скорость бедра относительно туловища и голени относительно бедра в фазу «атаки барьера» выше, чем у спортсменки-мастера спорта (рис. 6.3. и 6.4).

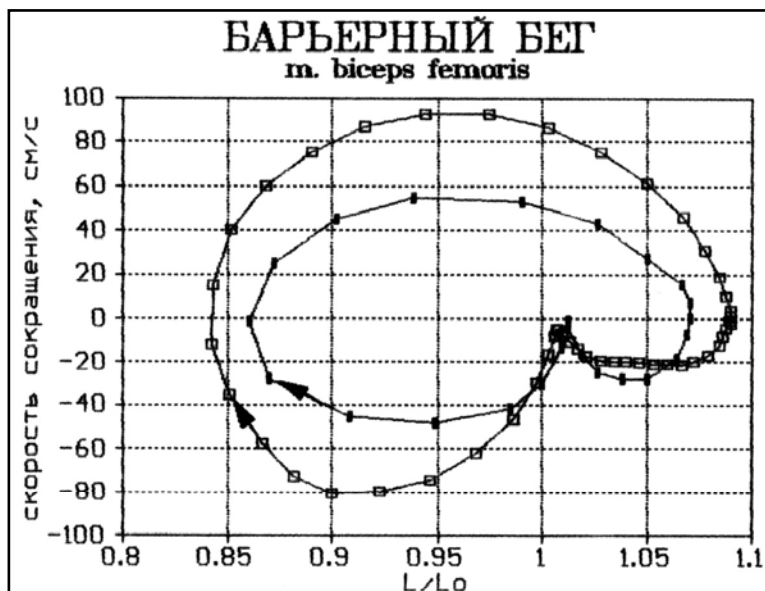
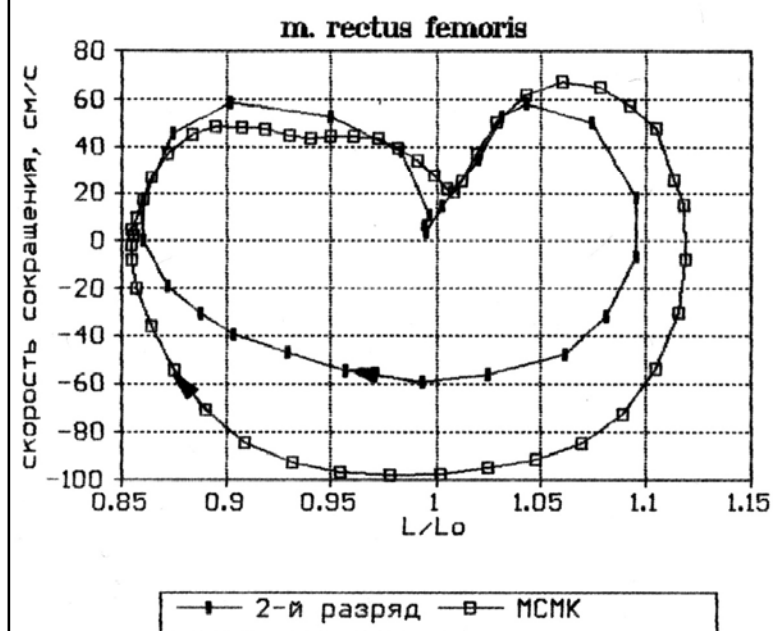


Рис. 6.5. Фазовые траектории мышц бедра при преодолении барьера спортсменкой 2 разряда и мастером спорта международного класса.



Так как хорошо осознается информация, поступающая от суставных рецепторов, у начинающей спортсменки может создаться впечатление правильного выполнения двигательного действия. Однако сопоставление фазовых траекторий двусуставных мышц бедра (рис. 6.5) показывает, что скорость сокращения мышц у спортсменки II разряда значительно ниже, чем у барьеристки высокой квалификации. Это происходит потому, что изменение длины, и, как следствие, — скорости сокращения двусуставных мышц бедра есть результат сопряженного изменения углов α и β (α — угол между туловищем и бедром, β — между бедром и голенью).

Если учесть, что информация от суставных рецепторов хорошо осознается, а от рецепторов мышц — не доходит до порога сознания, возникают различия между двумя потоками информации, поступающими от проприорецепторов ОДА человека. Информация, поступающая от рецепторов суставов, свидетельствует о том, что новичок выполняет движение быстрее, чем мастер. Однако реальная скорость сокращения мышц, от которой во многом зависит эффект выполнения двигательного действия значительно ниже. Это может создавать большие проблемы при

управлении двигательными действиями, а также при обучении им. В связи с этим, весьма актуальным является мнение Р. Даугса (1997) о том, что «В теориях моделирования движений одной из фундаментальных проблем является то, что в преобразовании субъективного феномена намерения и плана в объективный феномен нервно-мышечного управления движениям и обучения, а, в конечном счете, и биомеханическое движение, остается столько же тайны, сколько в обратном преобразовании биомеханического движения путем нервно-мышечного сенсорного анализа в субъективный феномен восприятия» (С. 61).

6.3. Классификация физических упражнений

Моторный компонент

Классификация является фундаментальным процессом научной практики, поскольку системы классификации содержат понятия, необходимые для разработки теорий в науке (М.С. Олдендерфер, Р.К. Блешфилд, 1989).

Классифицировать физические упражнения – значит логически представить их как некоторую упорядоченную совокупность, согласно конкретным признакам (Л.П. Матвеев, 1991).

Один из основоположников теории физического воспитания П.Ф. Лесгафт (1888) классифицировал упражнения на простые и сложные в зависимости от задач, которые они решают. Он писал: «Главной задачей простых упражнений является сознательное дифференцирование существующих в организме элементарных движений и знакомство с их значением... Главная задача сложных упражнений состоит в приучении занимающихся к настойчивой и продолжительной деятельности, требующей большого напряжения и продолжительности» (С. 50).

Н.А. Бернштейн (1947) классифицировал упражнения на основе сенсорных синтезов, которые необходимы для их выполнения. Он указывал, что «...каждый новый морфологический этаж мозга, каждый очередной уровень построения содержит и приносит с собой не новые качества движений, а новые полноценные движения» (С.21). Так, например, к уровню **A** он относил движения, основанные на простейших рефлексах, к уровню **B** – наклоны, изгибы, откидывание тела, к уровню **C** – различные локомоторные движения и т.д.

В биомеханике физические упражнения классифицируются на локомоторные, движения вокруг оси, движения на месте, а также перемещающие движения (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979). В физиологии признаком классификации является интенсивность работы. Физические упражнения подразделяются на упражнения, выполняемые с максимальной, субмаксимальной, большой и умеренной интенсивностью (Н.В. Зимкин, 1975). По мнению Л.П. Матвеева (1991) значение классификации определяется, в первую очередь, тем, какой именно признак положен в ее основу, насколько он важен в научном и практическом отношениях. Следует заметить, что тренеру очень часто необходимы знания о скорости сокращения мышц, а также режимах их работы при выполнении того или иного физического упражнения. Однако этих сведений он лишен, так как до настоящего времени исследований, посвященных анализу скорости сокращения мышц при выполнении различных движений, проводилось очень мало. Как указывал Л.П. Матвеев (1997), «В устаревшего и обедненного аппаратурно-исследовательского оснащения, регистрируются обычно не то, что нужно бы регистрировать в идеале, а, как правило, лишь немногие традиционно учитываемые показатели, для регистрации которых удастся найти подходящий инструментарий или вовсе обойтись без него» (С. 11). Поэтому, чаще всего, подбор физических упражнений осуществляется на основе не скоростно-силовых характеристик мышечной активности, а на основе темпа или скорости движений спортсмена. сложившихся у нас обстоятельствах.

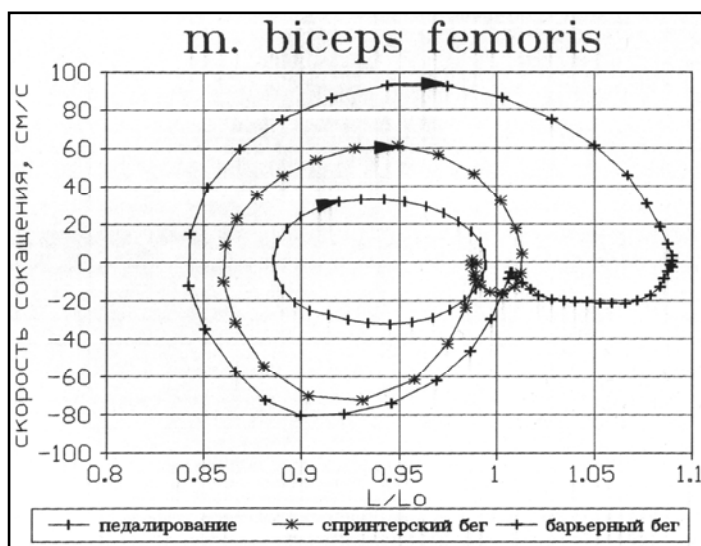


Рис. 6.6. Фазовый портрет двуглавой м. бедра при выполнении педалирования, спринтерского и барьерного бега

Однако, как показывают наши исследования, темп движений не всегда четко коррелирует со скоростью сокращения мышц. На рис. 6.6 представлены фазовые траектории двуглавой м. бедра при выполнении спортсменами высокого

класса барьерного и спринтерского бега, а также педалирования в одном и том же темпе (2,0–2,3 цикла/с). Рис. 6.6 свидетельствует о том, что барьерный бег по своим скоростным характеристикам значительно превосходит как спринтерский бег, так и педалирование. Из этого следует, что по скорости сокращения мышц барьерный бег будет обладать самым высоким рангом. Второе место принадлежит спринтерскому бегу, а третье – педалированию. Такой подход позволяет осуществлять отбор физических упражнений на основе оценки скоростно-силовых качеств мышц спортсмена.

Сенсорный компонент

А.В. Самсонова (1997), проведя сравнительный анализ функционирования проприорецепторов двуглавой мышцы бедра при локомоциях человека показала, что барьерный бег превышает другие виды локомоций (бег и педалирование) по величине афферентного притока, поступающего от первичных (*Ia*) и вторичных (*II*) афферентов, а также суммарного афферентного притока (рис. 6.7). Однако спринтерский бег превосходит другие виды локомоций по величине активности *Ib*–афферентов. Это справедливо для работы как двуглавой м. бедра, так и ее антагониста прямой м. бедра.

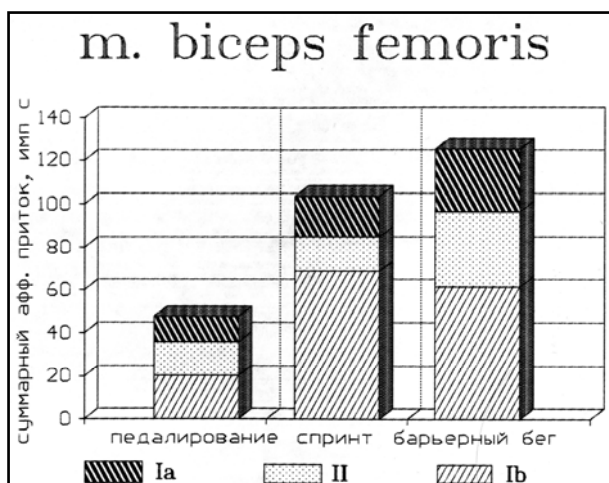


Рис. 6.7. Вклад различных рецепторов в афферентный приток при выполнении спортивных локомоций

Было также показано, что вклад рецепторов различного рода в формирование интегрального показателя меняется в зависимости от темпа движения. Так, при педалировании в медленном темпе вклад вторичных афферентов в формирование суммарного афферентного притока прямой м. бедра максимален и составляет 63,1%. Повышение темпа движений

приводит к уменьшению вклада вторичных афферентов в общий суммарный приток до 38,1%, при этом возрастает доля активности первичных (*Ia* и *Ib*) окончаний афферентных волокон. Эта же

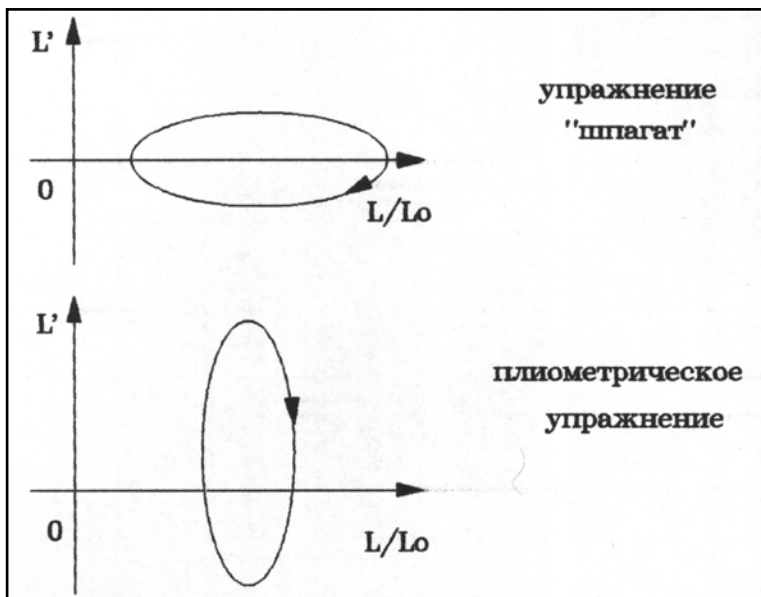


Рис. 6.8. Фазовые траектории двуглавой м. бедра при выполнении упражнения «шпагат» и плиометрического упражнения (спрыгивания с высоты), схема

окончания мышц. Известно, что первичные афференты реагируют в основном на изменение скорости сокращения мышц, а вторичные – на изменение ее длины. Следовательно, при выполнении медленных двигательных действий, производимых с большой амплитудой, будет преобладать информация, поступающая от вторичных афферентов. Наоборот, при выполнении плиометрических упражнений (спрыгивание с высоты) будут активны в основном первичные афференты (рис. 6.8). Следовательно, можно подбирать упражнения, имеющие избирательную направленность на активацию того или иного вида рецепторов.

6.4. Сравнение основного и специальных упражнений

Исследованиями В.В. Степанова (1977) посвященными биомеханике спринтерского бега и специальных упражнений были заложены основы нового подхода, в котором критерии адекватности базировались на анализе морфометрических характеристик мышц (длины, скорости сокращения, плеча силы) и их электрической активности. Это позволило создать разработать способы оценки специальных упражнений, основанные на механизмах, лежащих в основе регуляции активности мышц при беге с максимальной скоростью (В.С.степанов, 1977). В дальнейшем этот метод активно разрабатывался в исследованиях И.М. Козлова (1984) и его учеников: Ю.Б. Никифорова (1982), А.В. Самсоновой (1983); Н.А.

закономерность справедлива для других мышц, например, двуглавой м. бедра.

Предложенный А.В. Самсоновой (1997) способ оценки афферентного притока позволяет подбирать упражнения, имеющие одинаковый уровень афферентного притока, но по-разному воздействующие на первичные и вторичные

Дьяченко, (1986); С.В. Серова, (1988); Д.В. Незнамова (1989); В.Г. Соколова, 1989; В.П. Муравьева (1991); Л.Л. Ципина (1991).

С.В. Серов (1988), Д.В. Незнамов (1989), В.Г. Соколов (1989) использовали сведения о морфометрических характеристиках мышц для сравнительного анализа спринтерского бега и специальных упражнений, используемых спортсменами.

Исследования С.В. Серова (1988) показали, что критерием подбора плиометрических упражнений (прыжков в глубину) в тренировке спринтера может быть скорость растяжения мышц голени, с одной стороны, и электрическая активность мышц – с другой. Было установлено, что повышение ударной нагрузки за счет увеличения высоты прыгивания не приводит к значительному изменению диапазона длины широкой латеральной и камбаловидной мышц. Так, среднее значение диапазона изменения длины камбаловидной мышцы в начале и конце фазы амортизации составило 6% у спринтеров III разряда и 4% у мастеров спорта. Достоверное различие между спринтерами разной квалификации наблюдалось по значениям максимальной скорости растяжения камбаловидной мышцы. С.В. Серовым (1988) показано, что зависимость между высотой прыгивания и максимальной скоростью растяжения камбаловидной мышцы имеет параболический характер и описывается уравнениями регрессии:

$$V = -0,01 \cdot H^2 + 0,33 \cdot H + 0,08 \quad (6.1),$$

$$V = -0,52 \cdot H^2 + 1,16 \cdot H + 0,67 \quad (6.2),$$

где: V – скорость сокращения камбаловидной мышцы, м/с; H – высота прыгивания, м.

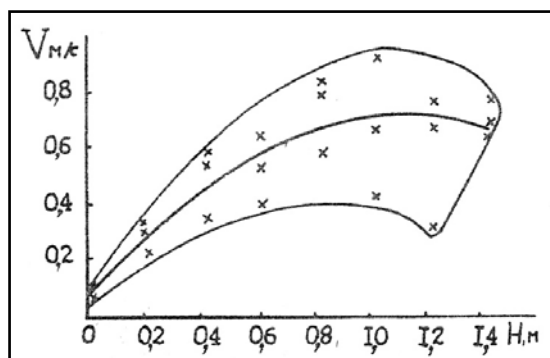


Рис. 6.9. Зависимость «высота прыгивания – скорость растяжения камбаловидной мышцы голени» во время опоры после прыгивания с разной высоты на горизонтальную поверхность, мастера спорта (по: С.В. Серову, 1988)

Уравнение регрессии (6.1) описывает зависимость для спортсменов третьего разряда, уравнение (6.2) – спортсменов высших разрядов (мастера

спорта). На рис. 6.9 представлено корреляционное поле, характеризующее зависимость 6.2. Характерно, что увеличение высоты прыгивания от 1 м до 1,4 м не приводило к росту скорости растяжения односуставных мышц бедра и голени. Исследования С.В. Серова (1988) позволяют на основе предложенных уравнений регрессии определить индивидуально для каждого спортсмена высоту прыгивания, при которой скорость растяжения мышц будет превышать таковую при беге.

Показано, что только пять специальных упражнений, применяемых бегунами на 400 м, обнаруживают сходство с основным упражнением по структуре биоэлектрической активности и изменением морфометрических характеристик мышц. К этим упражнениям можно отнести: «бег с высоким подниманием бедра», «бег на прямых ногах», «прыжки в шаге», «бег оленем», «прыжки на одной ноге («блоха»)», выполняемые в максимальном темпе (Д.В. Незнамов, 1989).

Сравнение изменения морфометрических характеристик мышц при беге с различной скоростью, проведенное В.Г. Соколовым (1989), показало, что по скорости сокращения мышц, как в концентрическом, так и эксцентрическом режимах сокращения спортсмены высокого класса значительно выигрывают у спортсменов более низкого уровня. Специальные упражнения спринтеров были разделены на несколько групп. На основе анализа морфометрических характеристик и электрической активности мышц 17 специальных упражнений спринтеров, они были разделены на четыре группы в зависимости от педагогических задач: совершенствования движений в полетной фазе или фазе отталкивания, а также при «выбегании» с низкого старта.

Дальнейшим усовершенствованием критериев спортивных движений, основанных на анализе морфометрических характеристик мышц явились результаты исследований А.В. Самсоновой и И.М. Козлова (А.В. Самсонова, 1988; I. Kozlov, A. Samsonova, 1988) по построению фазовых траекторий мышц при выполнении спортивных движений. Было показано (I.M. Kozlov, A.V. Samsonova, N.B. Kichaikina, 1990; A.V. Самсонова с соавт., 1991; А.В. Самсонова, И.М. Козлов, Н.Б. Кичайкина, 1993), что этот подход позволяет не только изучать механизмы управления мышечной активностью при выполнении спортивных движений, но ввести

новые критерии технической и функциональной подготовленности

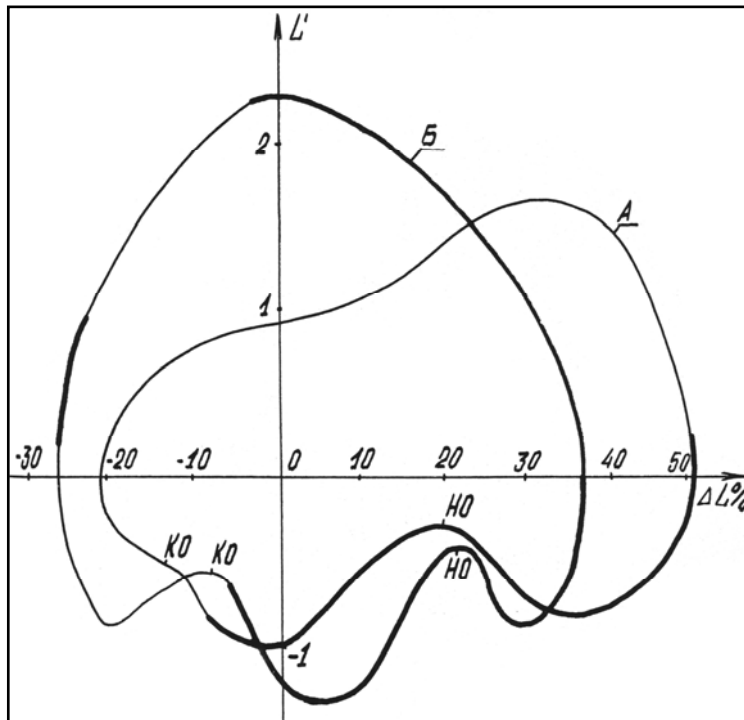


Рис.6.10. Фазовый портрет двуглавой мышцы бедра. А – бег на прямых ногах (1-я установка); Б – бег с максимальной скоростью. (по: В.П.Муравьеву, 1991)

спортсменов. В последующих исследованиях В.Н. Муравьева (1991) и Л.Л. Ципина (1991) на основе этого подхода были проанализированы специальные упражнения, используемые в спринтерском беге и беге на средние дистанции.

В исследованиях В.П. Муравьева (1991) на основе анализа фазовых траекторий и электрической активности мышц были

проанализированы не только специальные упражнения, но и педагогические установки при выполнении специальных упражнений. Так, например, различные двигательные установки при выполнении бега на прямых ногах существенно изменяют программу этого упражнения.

Реализация первой двигательной установки (движения свободные с максимальной амплитудой) значительно увеличивает амплитуду изменения длины двусуставных мышц бедра (рис. 6.10, 6.11). При реализации второй двигательной установки (акцент на быструю смену направления движений ног) режим работы двуглавой м. бедра становится более эффективным с точки зрения его экономичности. При этом появляется зона совместной активности мышц-антагонистов бедра, что характерно для бега с частотой движений $4,4 \text{ с}^{-1}$.

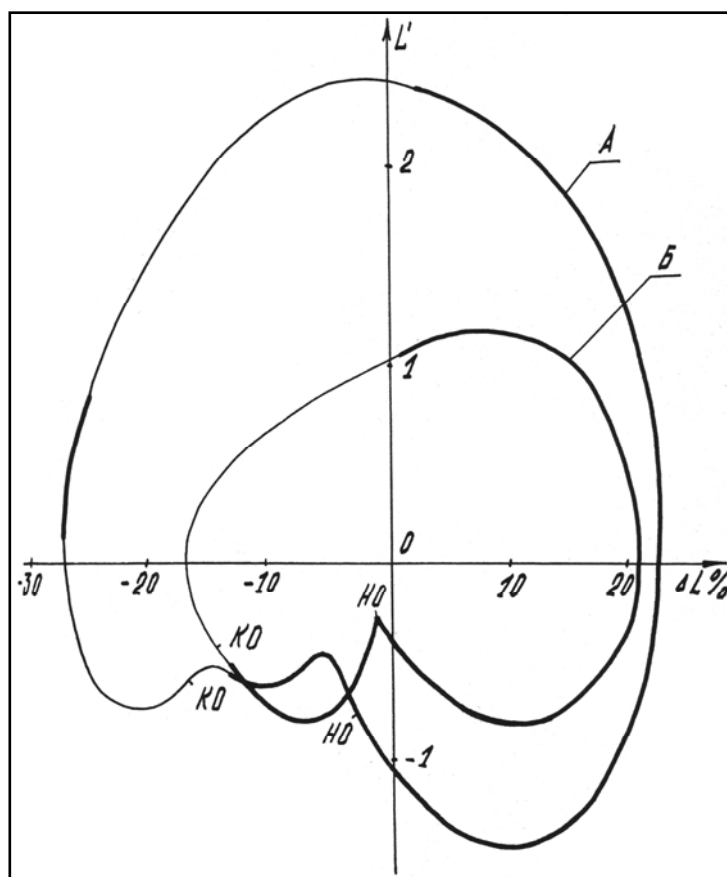


Рис. 6.11. Фазовый портрет прямой мышцы бедра
 А – бег на прямых ногах (1-я установка);
 Б – бег с максимальной скоростью
 (по: В.П. Муравьеву, 1991)

Следует отметить, что в исследованиях В.П. Муравьева (1991) четко не определены критерии, на основе которых осуществлялся отбор специальных упражнений. Л.Л. Ципиным (1991) разработаны количественные критерии отбора специальных упражнений для бегунов на средние дистанции. Было показано, что различия основного и специальных упражнений связаны, в первую очередь, с положением на фазовой траектории точек начала периодов активности

мышц. В связи с этим, для более точной количественной оценки эффективности специальных упражнений сопряженного воздействия предложено использовать коэффициенты технического соответствия (K_T), силового воздействия (K_C) и эффективности специального упражнения ($K_Э$). С этой целью использовались формулы (6.3 – 6.5).

$$\hat{E}_O = \frac{R_C}{R_O} \left| I - \frac{|\varphi_C - \varphi_O|}{\pi} \right| \quad (R_C \leq R_O, \quad 0 \leq \varphi \leq 2\pi); \quad (6.3)$$

$$\hat{E}_{\tilde{N}} = \frac{\tilde{N} \dot{Y} \dot{A}_{\tilde{N}}}{\tilde{N} \dot{Y} \dot{A}_f}; \quad (6.4)$$

$$\hat{E}_{\dot{Y}} = \hat{E}_O \cdot \hat{E}_{\tilde{N}}; \quad (6.5),$$

где: $R_C, R_O, \varphi_C, \varphi_O$ – полярные радиусы и полярные углы точек в координатах «относительная длина – скорость изменения длины мышцы» в момент начала периода наибольшей активности мышцы при выполнении

специальных и основного упражнения (рис. 6.12); $\tilde{N}\tilde{Y}\tilde{A}_{\tilde{N}}, \tilde{N}\tilde{Y}\tilde{A}_{\tilde{I}}$ – суммарная электрическая активность мышцы при выполнении специального и основного упражнений.

По мнению Л.Л.Ципина, R характеризует плотность, а φ – структуру сенсорного потока в центральную нервную систему. На рис.

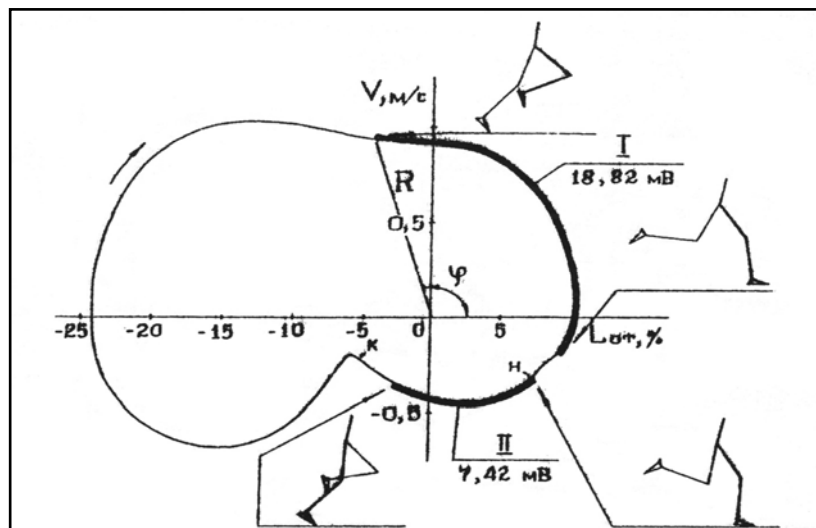


Рис. 6.12. Фазовая траектория состояний двуглавой мышцы бедра при беге со скоростью 6,7 м/с (по: Л.Л. Ципину, 1991)

6.13 представлены фазовые траектории состояний двуглавой мышцы бедра при выполнении специальных упражнений в гору.

Основным недостатком критериев, разработанных Л.Л.Ципиным (1991)

является

использование в качестве базового, принципа динамического соответствия. Согласно этому принципу, специальные упражнения должны быть адекватны основному по группам мышц, вовлекаемых в работу, и режиму их сокращения, амплитуде и направлению движения, величине усилия и скорости его развития, скорости движения (Ю.В. Верхошанский, 1963; В.М. Дьячков, 1972). Однако, по мнению И.М. Козлова (1989) «...логическим завершением этого принципа является заключение, что нет более рационального специального упражнения, чем соревновательное, какую характеристику ни возьми, сходство обеспечено». По мнению И.М. Козлова (1989), необходимо подбирать такие упражнения, чтобы скоростно-силовые показатели хотя бы одного основного элемента превышали соревновательное (принцип прогрессирующей структуры упражнения).

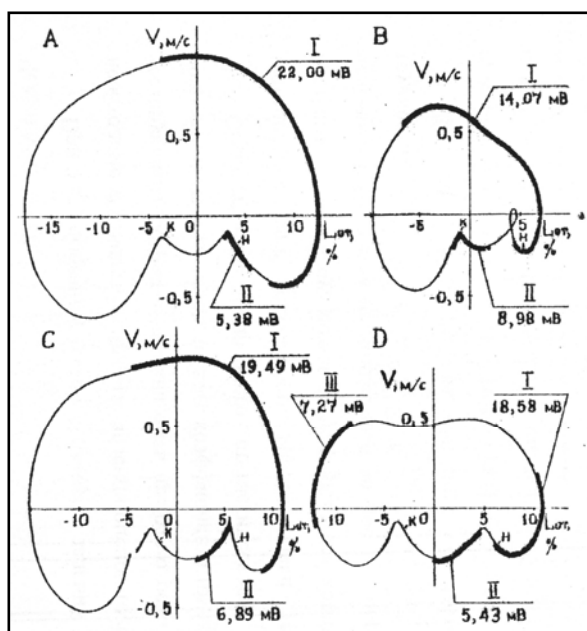


Рис. 6.13. Фазовая траектория состояний двуглавой мышцы бедра при выполнении специальных упражнений в гору с углом подъема 12 град;

Обозначения:

А – бег со скоростью 4 м/с; В – прыжки на одной ноге; С – прыжки с ноги на ногу на каждый третий шаг; Д – прыжки с ноги на ногу на каждый шаг

(по: Л.Л. Ципину, 1991)

В последующем А.В. Самсоновой (1997) предложена классификация специальных упражнений спринтеров и барьеристов, которая базируется на двух положениях:

1. Специальное упражнение считается эффективным, если оно по каким-то параметрам превышает соответствующие характеристики основного упражнения.

2. Специальное упражнение считается упражнением сопряженного воздействия, если оно эффективно и адекватно основному упражнению.

Для оценки скоростно-силового воздействия специального упражнения, А.В. Самсоновой (1997) предложен критерий эффективности ($\hat{E}_{\hat{Y}}$), для расчета которого используется формула (6.6)

$$\hat{E}_{\hat{Y}} = \frac{L'_{\max(\hat{O})}}{L'_{\max(O)}}, \quad (6.6),$$

где: $L'_{\max(\hat{O})}$ – максимальная скорость сокращения мышцы при выполнении специального упражнения; $L'_{\max(O)}$ – максимальная скорость сокращения мышцы при выполнении основного упражнения.

Если хотя бы для одной мышцы $\hat{E}_{\hat{Y}} > 1$, упражнение считается эффективным средством развития скоростно-силовых качеств спортсмена.

Для оценки адекватности А.В. Самсоновой (1997) предложено

использовать критерий адекватности ($\hat{E}_{\dot{a}}$). Этот критерий численно равен:

$$\hat{E}_{\dot{a}} = \hat{E}_{\dot{a}1} \cdot \hat{E}_{\dot{a}2}, \quad (6.7),$$

где: $\hat{E}_{\dot{a}1}$ – критерий адекватности «внешней» структуры основного и специальных упражнений; $\hat{E}_{\dot{a}2}$ – критерий адекватности «внутренней» структуры основного и специальных упражнений.

При помощи критерия адекватности «внешней» структуры движений сравниваются фазовые траектории мышц основного и специального упражнений. Для его расчета используется формула (6.8)

$$\hat{E}_{\dot{a}1} = 1 - \frac{S(D_{j\dot{o}} \Delta D_{j\dot{o}})}{S(D_{j\dot{i}} \cup D_{j\dot{o}})} \quad (6.8),$$

где: $J_{\dot{i}}$, $J_{\dot{o}}$ – контуры (фазовые траектории мышцы) основного и специального упражнений; $D_{j\dot{i}}$, $D_{j\dot{o}}$ – области, ограниченные контурами $J_{\dot{i}}$ и $J_{\dot{o}}$; $S(D)$ – площадь области D ; $D_{j\dot{i}} \Delta D_{j\dot{o}}$ – симметрическая разность; $D_{j\dot{i}} \cup D_{j\dot{o}}$ – объединение множеств.

Если $\hat{E}_{\dot{a}1} = 0$ – специальное упражнение по «внешней» структуре неадекватно основному; при $\hat{E}_{\dot{a}1} = 1$ – специальное упражнение по «внешней» структуре адекватно основному.

В качестве критерия адекватности ($\hat{E}_{\dot{a}2}$) «внутренней» структуры основного и специального упражнений предложен показатель, основанный на сопоставлении расположения электрической активности на фазовых траекториях мышц. Предложено разделить фазовые траектории мышц на четыре сектора так, чтобы оси координат проходили через точки $L / L_0 = 1$ и $L' = 0$. Активность мышцы в любом из секторов кодируется определенной цифрой: «0» – мышца пассивна; «1» – мышца активна в какой-либо части фазы; «2» мышца активна на протяжении всей фазы. Тогда $\hat{E}_{\dot{a}2} = 1$ – при совпадении кодов мышцы в четырех секторах при сопоставлении фазовых траекторий мышцы специального и основного упражнения; $\hat{E}_{\dot{a}2} = 0,75$ – при совпадении в трех секторах; $\hat{E}_{\dot{a}2} = 0,5$ –

при совпадении в двух секторах; $\hat{E}_{\dot{a}2} = 0$ – при полном несоответствии активности мышц при выполнении основного и специального упражнений.

На основе разработанных критериев были проанализированы специальные упражнения спринтеров и барьеристов. Установлено, что специальные упражнения спринтеров: бег с тягой и бег с буксировкой груза 5 кг обладают высокими коэффициентами эффективности и адекватности основному упражнению – спринтерскому бегу.

Наоборот, специальные упражнения: «многоскоки» и «бег на прямых ногах» имеют для некоторых мышц коэффициент эффективности, превышающий единицу, однако, эти упражнения нельзя отнести к упражнениям сопряженного воздействия, так как коэффициент адекватности у них очень низкий: упражнение «многоскоки» имеет коэффициент адекватности 0,20, упражнение бег на прямых ногах – 0,21.

На рис. 6.14 и 6.15 приведены фазовые траектории двуглавой м. бедра при выполнении специальных упражнений: «бег с буксировкой груза 5 кг» и «бег на прямых ногах».

Исследование специальных упражнений барьеристов показало, что только три упражнения имеют коэффициент эффективности больше единицы. Это – спринтерский бег, бег с высоким подниманием бедра, и бег с переносом маховой ноги через барьер. В отличие от специальных упражнений спринтеров, имеющих высокие значения коэффициента адекватности, ни одно из исследуемых специальных упражнений барьеристов не обладает адекватностью внешней структуры основному движению. Так спринтерский бег имеет средний коэффициент адекватности внешней структуры движений барьерному бегу ($\hat{E}_{\dot{a}} = 0,61$).

Наименьший адекватностью внешней структуры движения характеризуется специальное упражнение: «ходьба через барьер» ($\hat{E}_{\dot{a}} = 0,17$)

Исследования А.М.Доронина (1999), выполненные с использованием того же подхода, позволили сравнить основное и специальные упражнения в спринтерском беге, волейболе и тяжелой атлетике. Установлено, что ритмические прыжки с постоянным 50% -ным отягощением на тренажерном устройстве являются эффективными упражнениями для развития скоростно-

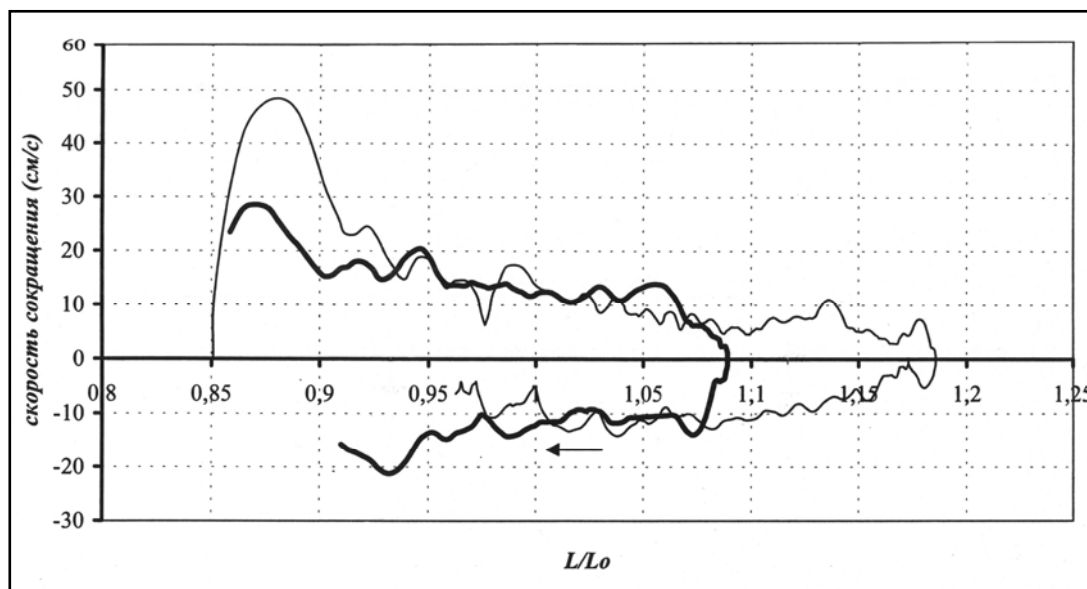


Рис.6.16. Фазовые портреты латеральной широкой м. бедра при выполнении физических упражнений.

Толстая линия – присед со штангой 100 кг; тонкая – приседание с весом 69 кг на ТРО 50% с возрастающим отягощением
(по: А.М. Доронину, 1999)

силовых качеств спринтеров и волейболистов, однако они обладают низкой адекватностью спринтерскому бегу и нападающему удару в волейболе. Присед со штангой 60 кг на тренажерном устройстве с 50% отягощением является эффективным упражнением для подготовки спринтеров, волейболистов и тяжелоатлетов. Однако это упражнение обладает низкой адекватностью двигательным действиям, соответствующим спринтерскому бегу и нападающему удару в волейболе. Это упражнение обладает высокой адекватностью одному из упражнений силового троеборья (приседу со штангой), рис. 6.16.

Последующее подробное исследование упражнений тяжелоатлетов (А.М. Доронин с соавт., 2003) показало, что в некоторых случаях двигательная структура основного и специального упражнений имеет много схожего, при этом похожи движения во всех суставах. Таким

двигательным действием является, например, присед со штангой на плечах, выполняемый без тренажера и на тренажере в различных режимах внешнего отягощения. В то же время подскоки со штангой на плечах, подскоки на тренажере в различных режимах внешнего отягощения, а также тяга штанги и тяга штанги на тренажере в различных режимах демонстрируют очень существенную разницу в работе различных суставов. В этих двигательных действиях работа мышц тазобедренного сустава имеет достаточно много общего, в то время как функционирование мышц коленного сустава характеризуется значительно большими отличиями. Наиболее существенно различается работа мышц голеностопного сустава.

6.5. Оценка функциональной подготовленности спортсменов на основе анализа фазовых портретов мышц

Во многих видах спорта циклического характера существенное влияние на результат оказывает уровень специальной физической подготовленности. Это, в частности, относится ко всем без исключения беговым видам легкой атлетики. Уровень специальной подготовленности спортсмена может быть определен на основе различных физиологических критериев, таких как максимальное потребление кислорода (МПК), ЧСС, максимальная вентиляция легких.

Однако часто для оценки специальной подготовленности спортсменов используют различные биомеханические критерии, основанные на сопоставлении техники движений спортсменов при отсутствии утомления и в фазах компенсированного и декомпенсированного утомления. В этих случаях речь идет об оценке устойчивости техники к утомлению (В.М. Зациорский, 1979). Такой подход позволяет оценить не только изменение техники, но и функциональную подготовленность спортсмена, так как именно от уровня функциональной подготовленности зависит, насколько будет устойчива техника по отношению к утомлению. Так, исследования Л.В. Чхаидзе (1948); В.С. Фарфеля с сотр. (1972, 1973); М. Куракина, М. Ибатулиной (1973) А.П. Фролова, В.Ф. Овчинникова, Р.К. Козьмина (1974) показали, что при нарастании утомления для поддержания заданной скорости бега уменьшает длину шагов и увеличивает их частоту. В условиях

нарастающего утомления, когда скорость бега начинает падать (некомпенсированное утомление), снижаются оба показателя: частота и длина шагов (В.Ф. Попов, В.В. Михайлов, В.Б. Сергиенко, 1972). Информативным показателем утомления считается коэффициент ритма, то есть отношение времени полета ко времени опоры. По данным В.Ф. Попова, В.В. Михайлова, В.Б. Сергиенко (1972) величина коэффициента ритма у бегунов различной квалификации в период устойчивого состояния равна 1,0-1,4. По мере нарастания утомления и снижения скорости бега коэффициент ритма уменьшается на 9,8–18,8%. Д.В. Незнамовым (1987) было показано, что при беге на 400 м утомление проявляется в том, что изменяются как кинематические параметры (скорость, длина и частота шагов), так и морфометрические: степень изменения длины мышц и скорость сокращения мышц. Л.Л. Ципин (1991) показал, что в состоянии утомления у бегунов на средние дистанции происходят компенсаторные приспособления, связанные с повышением активности мышц передней, а также задней поверхности голени. Е.Е. Аракелян с соавт. (1997) предложил оценивать утомление по мощности взаимодействия ноги с опорой. Показано, что специфика утомления в беге на дистанции 400 м выражается в нарушении соотношения мощности растяжения и сокращения мышц.

Следует отметить, что разработка критериев эффективности техники в состоянии утомления далека от завершения, в то же время актуальность разработки этой проблемы велика. Как указывает В.М. Зациорский (1979) «... повышение устойчивости спортивной техники по отношению к утомлению – одна из важных задач во многих видах спорта» (С. 112).

А.В. Самсоновой (1997) на основе анализа фазовых траекторий мышц предложен критерий оценки устойчивости техники по отношению к утомлению ($K_{ут}$). Идея критерия состоит в следующем. Сопоставляются фазовые траектории одной и той же мышцы в начале и конце дистанции. Оценивая разность площадей, ограниченных фазовыми траекториями мышц, можно определить «слабое звено» в структуре движений и тем самым правильно направлять усилия тренера и спортсмена на устранение этого недостатка в физической подготовленности. Этот критерий имеет следующий вид:

$$\hat{E}_{\phi\phi} = 1 - \frac{S(D_{j_i} \Delta D_{j_e})}{S(D_{j_i} \cup D_{j_e})} \quad (6.9),$$

где: J_n, J_k – контуры (фазовые траектории мышцы) в начале и конце дистанции; D_{j_n}, D_{j_k} – области, ограниченные контурами J_n и J_k ; $S(D)$ – площадь области D ; $D_{j_n} \Delta D_{j_k}$ – симметрическая разность; $D_{j_n} \cup D_{j_k}$ – объединение множеств.

Перерасчет данных диссертационных работ Д.В. Незнамова (1987) и Л.Л. Ципина (1991) позволил построить фазовые портреты мышц в начале и конце дистанции бега на 400 и 1500 м и рассчитать посредством формулы значение критерия устойчивости техники к утомлению.

Бег на 400 м.

На рис. 6.17 представлен фазовый портрет прямой м. бедра при

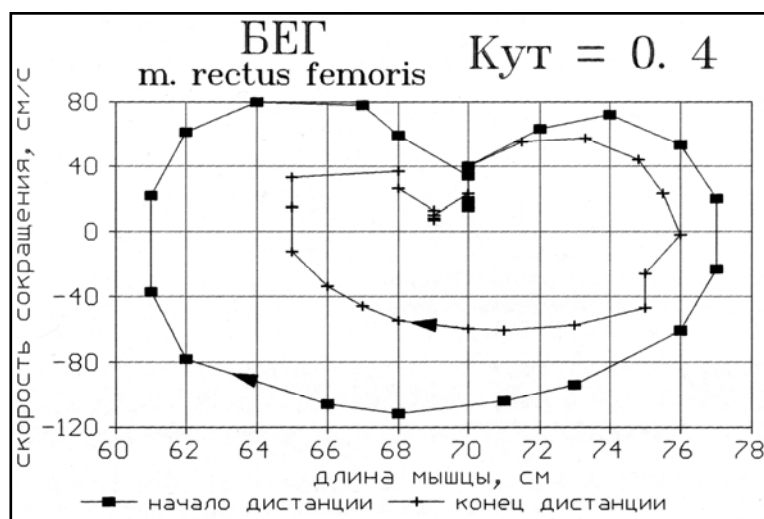


Рис. 6.17. Фазовые портреты прямой м. бедра при беге на 400 м

выполнении

спринтерского бега на дистанции 400 м в начале (130-135 м) и конце дистанции (375-380 м). Расчет K_{UT} показывает, что для этой мышцы он равен 0,40. На рис. 6.18 представлен фазовый портрет икроножной м. того же спортсмена в начале и конце

дистанции. Отчетливо видно, что утомление значительно меньше повлияло на работу мышц голени по сравнению с мышцами бедра. Значение коэффициента устойчивости техники для этой мышцы равно 0,77.

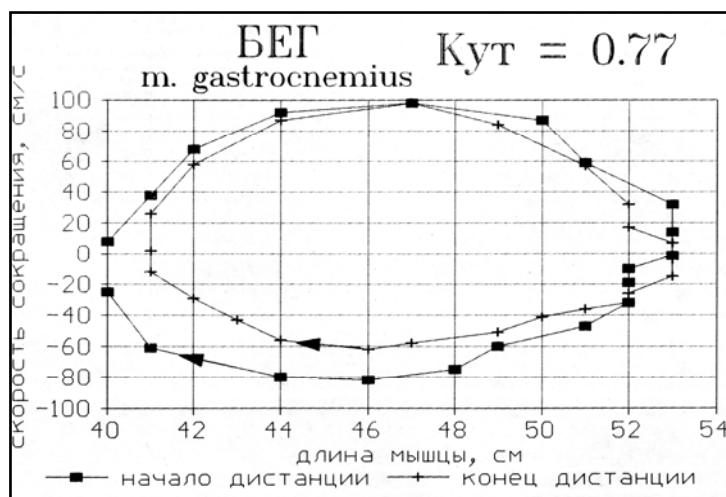


Рис. 6.18. Фазовые портреты икроножной м. при беге на 400 м

Следует отметить, что полученные данные хорошо согласуются с результатами В.В. Степанова с соавт. (1982), который установил, что поддержание скорости бега в конце дистанции 400 м с барьерами лимитируется в основном работой «быстрых» мышц-сгибателей бедра и

голени, особенно двусуставных мышц задней поверхности бедра и прямой мышцы.

Бег на 1500 м

На рис. 8.19 представлен фазовый портрет прямой м. бедра спортсмена-средневики, полученный на основе данных диссертационной работы Л.Л. Ципина (1991). Фазовый портрет характеризует работу

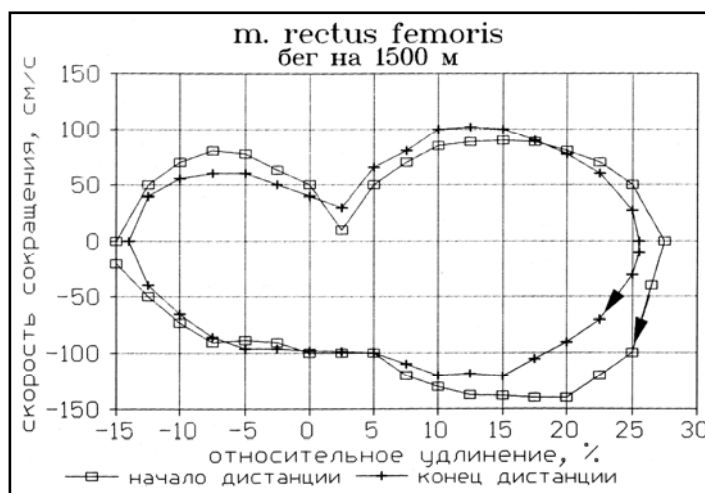


Рис. 6.19. Фазовые портреты прямой м. бедра при беге на 1500 м

прямой м. бедра в начале и конце дистанции 1500 м (скорость перемещения спортсмена равна 6,7 м/с). Эти данные свидетельствуют о том, что у этого спортсмена устойчивость прямой м. бедра по отношению к утомлению значительно выше, чем у бегуна на 400

м, так как $K_{UT} = 0,84$. Таким образом, у бегуна-спринтера «слабым» звеном является устойчивость к утомлению мышц передней группы бедра. Следовательно, критерий, разработанный А.В. Самсоновой (1997) позволяет выявить «слабое звено» в технике движений спортсмена, установить группы мышц, лимитирующие прогресс достижений и

разработать методику тренировки, позволяющую устранять недостатки техники.

6.6. Контрольные вопросы

- 1. Охарактеризуйте направления использования сведений о морфометрических характеристиках мышц в спортивной практике.*
- 2. Опишите критерии классификации физических упражнений на основе морфометрических характеристик мышц.*
- 3. Охарактеризуйте зависимость скорости растяжения камбаловидной мышцы от высоты прыгивания. Как можно использовать эту зависимость для индивидуализации тренировочного процесса?*
- 4. Опишите метод сравнения основного и специального упражнений. Как оценивается эффективность специального упражнения?*
- 5. Опишите метод сравнения основного и специального упражнений. Как оценивается адекватность специального упражнения?*
- 6. Каким образом можно оценить функциональную подготовленность спортсменов на основе анализа морфометрических характеристик мышц?*

Глоссарий

Анатомический поперечник – площадь, соответствующая разрезу, перпендикулярному длине мышцы.

Биомеханические свойства скелетной мышцы – это характеристики, которые регистрируют при механическом воздействии на мышцу.

Вязкость – свойство жидкостей, газов и «пластических» тел оказывать неинерционное сопротивление перемещению одной их части относительно другой (смещение смежных слоев). При этом часть механической энергии переходит в другие виды, главным образом в тепло.

Вязкоупругость – свойство тел проявлять наряду с вязкостью и упругость.

Динамическая чувствительность веретенных афферентов – способность менять частоту своей импульсации в зависимости от скорости удлинения мышцы.

Динамический ответ веретенных афферентов – зависимость между скоростью растяжения мышц и частотой импульсации первичного афферента.

Длина мышцы (L) – расстояние между точками начала и прикрепления мышцы.

Длина покоя – длина мышцы, при которой сила контрактильных компонентов максимальна.

Жесткость материала – характеристика тела, отражающая его сопротивление изменению формы при деформирующих воздействиях.

Момент силы – физическая величина, по модулю равная произведению силы на ее плечо:

Морфометрические характеристики мышц – количественные данные о строении отдельных мышц и особенностях их расположения относительно костных рычагов. К ним относятся длины и плечи тяги мышц, физиологический поперечник, соотношения длин сухожильной и мышечной частей, углы перистости, направления тяги, координаты мест прикрепления мышц к костям.

Площадь поперечного сечения мышцы (S_m) равна площади

поперечного сечения мышечного волокна умноженного на количество волокон.

Предел прочности – отношение нагрузки, необходимой для полного разрыва (разрушения испытуемого образца) к площади его поперечного сечения в месте разрыва.

Прочность материала – способность сопротивляться разрушению под действием внешних сил.

Равновесная длина – длина, которую стремится принять мышца, освобожденная от всякой нагрузки.

Релаксация мышц – свойство, проявляющееся в уменьшении с течением времени силы тяги при постоянной длине.

Рычаг – твердое тело, способное вращаться вокруг неподвижной опоры (оси вращения), на которое действуют, по крайней мере, две силы с противоположными моментами вращения.

Сила мышцы (или сила мышечной тяги) – сила, регистрируемая на ее конце (то есть количественная мера взаимодействия мышцы и регистрирующего прибора).

Скорость точки – вектор, определяющий в каждый данный момент быстроту и направление движения точки.

Динамическая чувствительность веретенных афферентов – способность рецепторов мышцы менять частоту своей импульсации в зависимости от скорости ее удлинения.

Скорость сокращения мышцы (V_m) – первая производная длины мышцы по времени:

Сократимость – способность мышцы укорачиваться при возбуждении, в результате чего возникает сила тяги.

Статический ответ веретенного афферента на пассивное растяжение мышцы – зависимость частоты импульсации веретенных афферентов от растяжения мышцы.

Физиологический поперечник – площадь, соответствующая разрезу, перпендикулярному ходу мышечных волокон.

Напряжение ($\sigma_{\text{м}}$) – физическая величина, численное значение которой равно: $\sigma_{\text{м}} = \frac{F_{\text{м}}}{S_{\text{м}}}$, где: $F_{\text{м}}$ – сила тяги мышцы; $S_{\text{м}}$ – поперечное сечение мышцы.

РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

ОСНОВНАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Дубровский, В.И. Биомеханика: [Текст] / В.И. Дубровский, В.Н. Федорова Биомеханика: Учебник для студ. высш. учеб. заведений. – М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 672 с.
2. Кичайкина, Н.Б. Биомеханика: Учебное-методическое пособие [Текст] / Н.Б. Кичайкина, И.М. Козлов, А.В.Самсонова /Под ред. Н.Б.Кичайуиной.- СПб: СПбГУФК [б.и.], 2008.– 160 с.
3. Попов, Г.И. Биомеханика: Учебник для студ. высш. учеб. заведений [Текст] / Г.И. Попов. – М.: Издательский центр "Академия", 2005. – 256 с.
4. Самсонова А.В. Моторная и сенсорная функции мышц в биомеханике локомоций: монография [Текст] / А.В.Самсонова; Санкт-Петербургский гос. ун-т физ. культуры им. П.Ф.Лесгафта.– СПб: [б.и.], 2007.– 152 с.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Бочаров, А.Ф. Биомеханика: Учебное пособие [Текст] / А.Ф. Бочаров, Г.П. Иванова, В.П. Муравьев. – СПб. [б.и.]: СПбГАФК им. П.Ф. Лесгафта, 2000. – 74 с.
2. Донской, Д.Д. Биомеханика: Учеб. для ин-тов физ. культуры [Текст]/ Д.Д. Донской, В.М. Зациорский. – М.: Физкультура и спорт, 1979. – 264 с.
3. Иваницкий, М.Ф. Анатомия человека (с основами динамической морфологии): Учеб. для ин-тов физ. культуры [Текст] / Под ред. Б.А. Никитюка, А.А. Гладышевой, Ф.В. Судзиловского. – М.: Физкультура и спорт, 1985. – 544 с.
4. Козлов И.М. Биомеханические факторы организации спортивных движений: монография [Текст] /И.М.Козлов Санкт-Петербургская гос. академия физ. культуры им. П.Ф.Лесгафта – СПб, [б.и.], 1998.– 141 с.
5. Коренберг, В.Б. Спортивная биомеханика. Словарь-справочник: Учебное пособие [Текст] / В.Б. Коренберг. – Малаховка [б.и.]: МГАФК,

1999. – 192 с.

6. Мак-Комас Алан. Дж. Скелетные мышцы. Строение и функции [Текст] /Алан Дж. Мак-Комас.– Киев: Олимпийская литература, 2001.– 407 с.

7. Михайлов С.С. Спортивная биохимия: учебник для вузов и колледжей физической культуры [Текст] / С.С.Михайлов; СПбГУФК им. П.Ф.Лесгафта, СПб, [б.и.], 2006. – 230 с.

8. Петров, В.А. Механика спортивных движений [Текст]./ Петров В.А., Гагин Ю.А. М.: Физкультура и спорт, 1974.– 232 с.

9. Солодков А.С., Физиология человека. Общая. Спортивная. Возрастная: Учебник [Текст]/ Солодков А.С., Сологуб Е.Б.– М.: Терра-Спорт, Олимпия пресс, 2001.– 520 с. ил.

10. Теория и методика физической культуры [Текст] / Под ред. проф. Ю.Ф.Курамшина.– М.: Советский спорт, 2004.–463 с.

11. Энока Р.М. Основы кинезиологии [Текст]. – Киев: Олимпийская литература, 1998.– 399 с.

А.В. САМСОНОВА. Е.Н.КОМИССАРОВА

БИОМЕХАНИКА МЫШЦ

Учебно-методическое пособие

Санкт-Петербург

2008