

Министерство образования Республики Беларусь

Учреждение образования
«Полоцкий государственный университет»

М. Ю. Мудров

БИОМЕХАНИКА

Учебно-методический комплекс
для студентов специальности 1-03 02 01
«Физическая культура»

Новополоцк
ПГУ
2010

УДК 612.76(075.8)
ББК 75.0я73
М89

Рекомендовано к изданию методической комиссией
спортивно-педагогического факультета
в качестве учебно-методического комплекса
(протокол № 5 от 20.12.2008)

РЕЦЕНЗЕНТЫ:

канд. пед. наук, доц., зав. кафедрой теории и методики физкультуры и спорта
УО «ВГУ им. П. М. Машерова» Г. Б. ШАЦКИЙ;
канд. техн. наук, профессор кафедры физики
УО «ПГУ» Г. М. МАКАРЕНКО;
канд. биол. наук, доц. кафедры теории и методики физвоспитания
УО «ПГУ» Н. И. АПРАСЮХИНА

Мудров, М. Ю.
М89 Биомеханика : учеб.-метод. комплекс для студентов специальности
1-03 02 01 «Физическая культура» / М. Ю. Мудров. – Новополоцк : ПГУ,
2010. – 184 с.
ISBN 978-985-531-001-4.

Представлены лекционный курс по дисциплине «Биомеханика», содержание которого соответствует Государственному образовательному стандарту и учебной программе, а также материалы к практическим занятиям, система рейтингового контроля знаний студентов, задания к контрольной работе для студентов очной формы обучения, перечень вопросов к зачету, список использованных источников.

Предназначен для студентов 1-03 02 01 «Физическая культура» и преподавателей высших учреждений образования, специалистов.

УДК 612.76(075.8)
ББК 75.0я73

ISBN 978-985-531-001-4

© Мудров М. Ю., 2010

© УО «Полоцкий государственный университет», 2010

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	4
Учебная программа	5
Модуль 0. ВВЕДЕНИЕ В БИОМЕХАНИКУ	10
1. Предмет биомеханики	10
2. Взаимосвязь биомеханики с другими учебными дисциплинами	12
3. История развития биомеханики	13
Контрольные вопросы для самоподготовки	16
Модуль 1. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА	17
1. Кинематика движений человека	17
2. Динамика движений человека	33
3. Механическая работа и энергия при движениях человека	51
4. Статика	55
Контрольные вопросы для самоподготовки	58
Модуль 2. БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА	60
1. Биомеханические свойства и функции костей	60
2. Биомеханика суставных движений	62
3. Биомеханика сухожильно-связочного аппарата	65
4. Биомеханика мышц	69
5. Звенья тела как рычаги	74
Контрольные вопросы для самоподготовки	77
Модуль 3. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ МОТОРИКИ ЧЕЛОВЕКА	79
1. Индивидуальные и групповые особенности моторики человека	79
2. Биомеханика двигательных качеств	85
Контрольные вопросы для самоподготовки	102
Модуль 4. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОБУЧЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫМ ДЕЙСТВИЯМ	103
1. Формирование системы двигательных действий	103
2. Управление двигательными действиями	108
3. Биомеханическое моделирование двигательных действий	113
Контрольные вопросы для самоподготовки	117
Модуль 5. СПОРТИВНАЯ БИОМЕХАНИКА	118
1. Биомеханические основы циклических движений	118
2. Биомеханика прыжков	139
3. Биомеханические основы перемещающих движений	143
4. Биомеханика движений вокруг осей	150
Контрольные вопросы для самоподготовки	157
Модуль 6. ПРАКТИЧЕСКИЕ ЗАНЯТИЯ	159
1. Методы исследования в биомеханике	159
2. Анализ программы места тела спортсмена в отдельной фазе физического упражнения	168
3. Анализ программы ориентации тела спортсмена в отдельной фазе физического упражнения	172
4. Анализ программы позы тела спортсмена в отдельной фазе физического упражнения	175
5. Динамика физических упражнений	176
Примерный перечень вопросов к экзамену	178
Организация рейтингового контроля	180
Список использованной литературы	182

ВВЕДЕНИЕ

Как учебный предмет биомеханика выполняет несколько ролей. Во-первых, с ее помощью студент вводится в круг важнейших физико-математических понятий, которые необходимы для расчетов скорости, углов отталкивания, массы тела, расположения общего центра тяжести тела и его роли в технике выполнения спортивных движений. Во-вторых, эта дисциплина имеет самостоятельное применение в спортивной практике, потому что представленная в ней система двигательной деятельности с учетом возраста, пола, массы тела, телосложения позволяет выработать рекомендации для работы тренера, преподавателя физической культуры, методиста лечебной физической культуры и др.

Учебный предмет «Биомеханика» введен учебным планом для обязательного изучения студентами в период своего профессионального обучения на факультете физической культуры педагогических институтов и университетов.

Цель курса – ознакомить студентов с биомеханическими основами физических упражнений, вооружить знаниями, необходимыми для эффективного применения физических упражнений в качестве средства физического воспитания и повышения уровня спортивных достижений.

Учебно-методический комплекс разработан на основе модульной технологии обучения. Сущность модульного обучения состоит в том, что оно позволяет каждому студенту полностью самостоятельно (или при поддержке преподавателя) добиваться конкретных целей учебно-познавательной деятельности. Средством модульного обучения при этом служат учебные модули.

Учебный материал представлен в виде курса лекционных занятий, практических работ, а также материала для самостоятельной подготовки. Формами контроля являются коллоквиумы, мини-контрольные, рефераты и практические работы. Для контроля за уровнем знаний предложена рейтинговая система, которая является пошаговой системой контроля и выражает в баллах оценку успешности усвоения обучающимися модулей, представленных в учебно-методическом комплексе. Курс дисциплины завершается сдачей экзамена.

УЧЕБНАЯ ПРОГРАММА

1. Цели и задачи дисциплины

Цель изучения дисциплины – ознакомление студентов с основами современной биомеханики для правильного построения процесса обучения двигательным действиям, а также выработка умений на основе биомеханического анализа объективной информации выбирать эффективные направления совершенствования техники спортивных движений, прогнозировать и корректировать двигательные ошибки.

Задачи изучения дисциплины

В процессе изучения дисциплины студенты должны **знать**:

- предмет, цели и задачи биомеханики как науки, историю ее возникновения и развития;
- основные направления биомеханики и ее методы исследования на современном этапе;
- биомеханические характеристики движений человека;
- биомеханику двигательного аппарата человека;
- биомеханические особенности моторики человека;
- биомеханические аспекты обучения двигательным действиям;
- биомеханические особенности различных движений.

2. Виды занятий и формы контроля

Виды занятий, формы контроля занятий	Д		З	
	П	С	П	С
Курс	П		П	
Семестр	3		6	
Лекция, ч	36		6	
Экзамен, (семестр)	3		6	
Зачет (семестр)	–		–	
Практические (семинарские), ч	18		4	
Лабораторные занятия, ч	–		–	
Расчетно-графические работы	–		–	
Контрольные работы (семестр)	–		6	
Курсовая работа (семестр/ч)	–		–	
Курсовой проект (семестр/ч)	–		–	
Управляемая самостоятельная работа (ч)	–		38	

Примечание: Д – дневная форма обучения, З – заочная форма обучения, П – полный срок обучения, С – сокращенный срок обучения.

2.1. Лекционный курс

Наименование разделов и тем лекций, их содержание	Количество часов			
	Д		З	
	П	С	П	С
<i>1</i>	2	3	4	5
РАЗДЕЛ 1				
ВВЕДЕНИЕ В БИОМЕХАНИКУ				
Предмет биомеханики. Основные направления биомеханики. Взаимосвязь биомеханики с другими учебными дисциплинами. История развития биомеханики	2		2	
РАЗДЕЛ 2				
БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА				
Тема 2.1 Кинематика движений человека Система отсчета. Определение положения точки в пространстве. Пространственные, временные и пространственно-временные характеристики движений человека. Описание положения тела спортсмена в пространстве: программа места, ориентации и позы спортсмена	4		2	
Тема 2.2 Динамика движений человека Инерционные характеристики тела. Силовые характеристики тела. Основные законы динамики. Силы при выполнении двигательных действий. Понятие управляющих сил и моментов сил	4		2	
Тема 2.3 Механическая работа и энергия при движениях человека Работа силы, момента силы. Мощность. Коэффициент полезного действия. Количественная оценка эффективности механической работы. Энергия. Виды энергии. Закон сохранения энергии	1		1	
Тема 2.4 Статика Равновесие. Виды равновесия. Устойчивость. Площадь опоры. Показатели устойчивости. Условия сохранения равновесия. Осанка	1		1	
РАЗДЕЛ 3				
БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА				
Тема 3.1 Биомеханические свойства и функции костей Механические свойства костей. Механические функции костей. Механическое воздействие на кость. Типы соединений костей	1			

Продолжение табл.

1	2	3	4	5
<p>Тема 3.2 Биомеханика суставных движений Оси вращения. Разновидности суставов. Биокинематические цепи</p>	1			
<p>Тема 3.3 Биомеханика сухожильно-связочного аппарата Зависимость сила-время при растягивании препарата кость-связка-кость. Зависимость механических свойств связок и сухожилий от времени действия нагрузки. Факторы, влияющие на механические свойства связок и сухожилий</p>	1			
<p>Тема 3.4 Биомеханика мышц Биомеханические аспекты строения мышц. Биомеханические свойства мышц. Режимы сокращения и разновидности работы мышц</p>	2			
<p>Тема 3.5 Звенья тела как рычаги Понятие рычаг. Рычаги в биокинематических цепях. Условия равновесия и ускорения костных рычагов</p>	1			
<p>РАЗДЕЛ 4 БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ МОТОРИКИ ЧЕЛОВЕКА</p>				
<p>Тема 4.1 Индивидуальные и групповые особенности моторики человека Телосложение и моторика человека. Онтогенез моторики. Двигательный возраст. Двигательная асимметрия и двигательные предпочтения</p>	2			
<p>Тема 4.2 Биомеханика двигательных качеств Биомеханическая характеристика силовых качеств. Биомеханическая характеристика скоростных качеств. Биомеханические основы выносливости. Биомеханические основы гибкости</p>	4			
<p>РАЗДЕЛ 5 БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОБУЧЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫМ ДЕЙСТВИЯМ</p>				
<p>Тема 5.1 Формирование системы двигательных действий Понятие об элементах динамической осанки и управляющих движений в суставах. Последовательность освоения двигательного действия. Двигательные ошибки, возникающие при освоении двигательных действий</p>	1			

Окончание табл.

1	2	3	4	5
<p>Тема 3.2 Биомеханика суставных движений Оси вращения. Разновидности суставов. Биокинематические цепи</p>	1			
<p>Тема 5.3 Биомеханическое моделирование двигательных действий Физическое моделирование. Математическое моделирование. Компьютерный синтез двигательного действия</p>	1			
<p>РАЗДЕЛ 6 СПОРТИВНАЯ БИОМЕХАНИКА</p>				
<p>Тема 6.1 Биомеханические основы циклических движений Биомеханика ходьбы и бега. Передвижение с опорой на воду. Передвижение со скольжением. Передвижение с механическими преобразователями движения</p>	4			
<p>Тема 6.2 Биомеханика прыжков Параметры, определяющие траекторию ОЦТ тела в полете. Биомеханические особенности основных фаз прыжка</p>	1			
<p>Тема 6.3 Биомеханические основы переместительных движений Закономерности полета спортивных снарядов. Сообщение движения спортивным снарядам</p>	1			
<p>Тема 6.4 Движение вокруг осей Вращательные движения тела при опоре и без нее. Способы управления движениями вокруг осей</p>	2			
<p>Всего</p>	36		8	

2.2. Практический курс

Наименование тем практических занятий и их содержание	Количество часов			
	Д		З	
	П	С	П	С
<i>1</i>	2	3	4	5
Тема 1 Основные методы исследования в биомеханике	2		2	
Тема 2 Анализ программы места тела спортсмена в отдельной фазе физического упражнения				
Практическая работа 2.1 Определение траектории общего центра тяжести спортсмена	4		2	
Практическая работа 2.2 Определение скоростей и ускорений общего центра тяжести спортсмена	2			
Тема 3 Анализ программы ориентации тела спортсмена в отдельной фазе физического упражнения				
Практическая работа 3.1 Определение ориентации продольной оси тела спортсмена	2			
Практическая работа 3.2 Определение угловых скоростей и ускорений тела спортсмена	2			
Тема 4 Анализ программы позы тела спортсмена в отдельной фазе физического упражнения				
Практическая работа 4.1 Описание позы тела спортсмена в исследуемой фазе физического упражнения.	2			
Практическая работа 4.2 Описание изменений позы тела спортсмена в исследуемой фазе физического упражнения.	2			
Тема 5. Динамика физических упражнений				
Практическая работа 5.1 Определение момента инерции тела	2			
Всего:	18		4	

Модуль 0

ВВЕДЕНИЕ В БИОМЕХАНИКУ

1. Предмет биомеханики.
2. Взаимосвязь биомеханики с другими учебными дисциплинами.
3. История развития биомеханики.

1. ПРЕДМЕТ БИОМЕХАНИКИ

Биомеханика – наука, устанавливающая закономерности механического движения живых объектов. Круг вопросов, традиционно изучаемых биомеханикой, достаточно широк. Это исследование движений организма как целого в пространстве, относительных перемещений составляющих организм частей; механических свойств опорно-двигательного аппарата живого существа, его тканей и жидкостей; упругих и пластических свойств мышц; закономерностей движения крови, ее клеток и многое другое. Каждая из перечисленных областей имеет непосредственное отношение к двигательной активности живого организма, и так как он является всегда целостной системой, то будет не в состоянии полноценно функционировать при отсутствии хотя бы одной из упомянутых составляющих.

Главное отличие движения биологических объектов от неживых физических тел – целесообразность движения, т.е. объект живой природы всегда имеет цель собственного перемещения в пространстве или относительного движения составляющих его частей (Н.Б. Сотский, 2002).

Предмет любой науки раскрывает:

- что именно изучает наука (*объект познания*);
- в каких пределах, границах изучает наука (*область изучения*).

Объект познания биомеханики – двигательные действия как системы взаимно связанных активных движений и положений тела человека.

Область изучения биомеханики – механические и биологические причины возникновения движений, особенности их выполнения в различных условиях.

Причины возникновения движений человека и причины их изменений необходимо рассматривать как с позиции механики, так и с точки зрения биологии, учитывая роль человеческого сознания в управлении движениями. В биомеханике область изучения определяется ее задачами. Общая задача охватывает всю область знания в целом; частные задачи важны при изучении конкретных вопросов движений.

Общая задача биомеханики состоит в оценке эффективности приложения сил для достижения поставленной цели. По ходу ее решения возника-

ют многие частные задачи, не только предусматривающие непосредственную оценку эффективности, но и вытекающие из общей задачи и ей подчиненные.

Частные задачи биомеханики состоят в изучении и объяснении:

- 1) самих движений человека в той или иной области его двигательной деятельности;
- 2) движений физических объектов, перемещаемых человеком;
- 3) результатов решения двигательной задачи;
- 4) условий, в которых они осуществляются;
- 5) развития движений человека в результате обучения и тренировки (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

Биомеханика как наука и как учебная дисциплина характеризуется накопленными знаниями; они формируются в определенную систему основных положений – **теорию** биомеханики. Вместе с тем разрабатываются пути получения знания – **метод** биомеханики. Теория и метод выражены соответствующими понятиями и законами; они и раскрывают содержание биомеханики.

В основе современного понимания двигательных действий заложен системно-структурный подход, который позволяет рассматривать тело человека как движущуюся систему, а сами процессы движения – как развивающиеся системы движений.

Системно-структурный подход к изучению движений человека реализуется в теории структурности движений на основании следующих принципов:

- принцип *структурности* построения систем движений – все движения в системе взаимосвязаны; именно эти структурные связи определяют целостность и совершенство действия;
- принцип *целостности* действия – все движения в двигательном действии образуют единое целое, целостную систему движений, направленных на достижение цели. Изменение каждого движения так или иначе влияет на всю систему;
- принцип *сознательной целенаправленности* систем движений – человек сознательно ставит цель, применяет целесообразные движения и управляет ими для достижения цели.

Метод биомеханики – это основной способ исследования, путь познания закономерностей явлений. Теория биомеханики дает обоснование ее методу. Метод же определяет возможности получения новых данных, раскрытия новых закономерностей.

Метод биомеханики в наиболее общем виде имеет в своей основе системный анализ и системный синтез действий с использованием количественных характеристик, в частности моделирование движений (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

В настоящее время сложились следующие направления биомеханики (Г.И. Попов, 2005):

- *теоретическая биомеханика*, связанная с математическим моделированием движений, изучением закономерностей управления движениями;
- *инженерная биомеханика*, связанная с роботостроением;
- *медицинская биомеханика*, исследующая причины, последствия и способы профилактики травматизма, прочность опорно-двигательного аппарата, вопросы протезостроения;
- *эргономическая биомеханика*, изучающая взаимодействие человека с окружающими предметами, разработкой спортивного инвентаря, оборудования, тренажеров и тренировочных приспособлений с целью рационализации их конструкций и оптимизации взаимодействия с ними человека в процессе двигательной деятельности;
- *спортивная биомеханика*, связанная с изучением двигательных действий человека в спорте;
- *биомеханика физических упражнений*, связанная со всеми аспектами формирования движений в массовых формах физического воспитания населения, кондиционной подготовкой и спортом для всех;
- *биомеханика адаптивной физической культуры*, связанная с решением широкого круга проблем инвалидного спорта, рационализацией среды обитания инвалидов, разработкой приспособлений и двигательных режимов, повышающих их двигательные возможности при адаптации к окружающей среде.

2. ВЗАИМОСВЯЗЬ БИОМЕХАНИКИ С ДРУГИМИ УЧЕБНЫМИ ДИСЦИПЛИНАМИ

Биомеханика как одно из научных направлений опирается на теоретические данные ряда смежных наук и собственными исследованиями обогащает их. Первоначально биомеханика развивалась как раздел *биофизики*, возникший на стыке *физических* и *биологических* областей знаний. Постепенно биомеханика, как одна из биологических наук нового типа, сближается по методам исследования с точными науками. И, в настоящее время, по реестру научных направлений, биомеханика относится к *техническим наукам* (раздел – механика).

Можно выделить следующие основные научные направления, с которыми тесно связана биомеханика (В.И. Загrevский, 2003):

1) *биологические науки* (анатомия, физиология, генетика, медицина). Связь с этими науками содействует пониманию конкретных специфических особенностей формы, строения и функции тела человека;

2) **технические науки** (аналитическая механика и устойчивость движения, динамика механических систем, теория управления движением, теория машин и роботов). Идеи и подходы технических наук обогащают механико-математический аппарат биомеханики для анализа и синтеза движений биомеханических систем, дают необходимое обоснование в области теории управления двигательными действиями;

3) **физико-математические науки**:

а) **математика** (дискретная математика, дифференциальные уравнения, математическая кибернетика);

б) **информатика** (математическое моделирование, теория оптимизации, теория программирования).

Знания математических дисциплин и информатики вооружают исследователей в области биомеханики двигательных действий собственными методами исследований – различные вычислительные алгоритмы кинематических и динамических характеристик спортивных упражнений с помощью средств компьютерной техники;

4) **педагогика**. В последние годы широкое распространение получило направление в обучении двигательным действиям – педагогическая кинезиология (Х.Х. Гросс), своего рода синтез, слияние биомеханики и педагогики, т.е.:

- изучаются особенности техники выдающихся спортсменов;
- определяется рациональная организация действий;
- разрабатываются методические приемы освоения движений, методы технического самоконтроля и совершенствования техники.

3. ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ БИОМЕХАНИКИ

К предпосылкам возникновения биомеханики как самостоятельной науки относится накопление знаний в области физических и биологических наук, а также развитие техники, что позволяет разрабатывать различные методики изучения движений и по-новому понимать их построение.

Уже в античные времена началось изучение движений человека. Древнегреческий философ Аристотель (384 – 322 гг. до н.э.) первый ввел термин «механика», описал рычаг и другие простейшие машины, пытался путем рассуждений найти причины движений. Древнегреческий математик, физик, механик и инженер Архимед (287 – 212 гг. до н.э.) заложил основы статики и гидродинамики как точных наук. Римский врач Клавдий Гален (около 130 – 200 гг.) первым заметил связь активности мышц с суставными движениями, ввел понятие мышц-синергистов и антагонистов, выдвинул положение о врожденных и приобретенных формах поведения (Р. Александер, 1970).

Развитию механики после долгого застоя наук в средние века способствовали исследования Леонардо да Винчи (1452 – 1519 гг.). Он описал механику тела при переходе из положения сидя к положению стоя, при ходьбе вверх и вниз, при прыжках. Рене Декарт (1596 – 1650 гг.) создал основу рефлекторной теории, показав, что причиной движений может быть конкретный фактор внешней среды, воздействующий на органы чувств. Этим объясняется происхождение произвольных движений.

Первой научной книгой, от которой ведет свое начало биомеханика, было сочинение итальянского математика и врача Джовани Альфонсо Борелли (1608 – 1679 гг.), которое было опубликовано в 1679 г. и называлось «О движении животных». Им подробно были рассмотрены с точки зрения механики условия равновесия многозвенной системы, какой представляет собой и тело животного, дана классификация движений животных и человека по виду их взаимодействия с окружающей средой.

В 1687 г. Исаак Ньютон опубликовал свой знаменитый труд «Математические начала натуральной философии», в котором описывал законы механики, названные впоследствии его именем.

В 1694 г. выдающийся механик и математик Иоганн Бернулли опубликовал работу «Соискательная физико-анатомическая диссертация о движении мускулов», в которой предлагает модель мышцы в виде совокупности отдельных волокон и исследует формы мышц под воздействием различных распределенных нагрузок. До сих пор в биомеханике применяется принцип Бернулли, согласно которому величина мышечного сокращения при прочих равных условиях пропорционально длине входящих в мышцу волокон.

В последующем развитии обнаружилось, что зачастую движение тела происходит не так, как это должны сообщать ему известные приложенные силы. Оказалось, что в этих случаях следует учитывать влияние дополнительных сил – реакций связей, характеризующих воздействие окружающей среды на эти тела. Воздействие связей в косвенном виде учитывалось в так называемых возможных перемещениях, соответствующих степеней свободы системы и наиболее полно было представлено в «Аналитической механике» Жозефа Луи Лагранжа, опубликованной в 1783 г. Не вводя понятие связи, Даламбер и Лагранж рассматривали связь фактически как «непреодолимое препятствие». И только в 1806 г. французский физик Андре Ампер в соответствии с этим сформулировал понятие «идеальной связи» или «недеформируемой».

Так стали выделяться «силы реакций связей» или «силы геометрического происхождения», осуществляемые связями между различными частями системы или ее отдельными точками. Этим силам противопоставляются «силы физического происхождения» (В.Т. Назаров, 1984).

Еще одним толчком к развитию биомеханики послужило изобретение метода кинофотосъемки движения человека. Французский физиолог, изобретатель и фотограф Этьенн Марей (1830 – 1904 гг.) впервые применил кинофотосъемку для изучения движений человека. Им впервые был применен метод нанесения маркеров на тело человека – прототип будущей циклографии. Важной вехой в истории биомеханики стали исполненные американцем Э. Майбриджем циклы фотографий, снятых несколькими камерами с разных точек зрения. С тех пор кинофотосъемка – один из основных методов биомеханики для анализа движений.

Начало анализу движений человека было положено братьями Вебер в Германии. Первый трехмерный математический анализ человеческой походки был проведен В.Брауном и О.Фишером в 1891 г. Методология анализа ходьбы не изменилась по сегодняшний день. Кроме того, Браун и Фишер впервые изучили массу, объем и общий центр тяжести человеческого тела и получили данные, которые длительно использовали как биомеханический стандарт. Ими был также предложен метод определения массы сегментов тела и его объема с использованием погружения частей тела в воду. Так были получены данные возрастных изменений общего центра тяжести.

Возникновение и развитие отечественной биомеханики связано с именами выдающихся ученых. Физиолог И.М. Сеченов (1829 – 1905 гг.) опубликовал книгу «Очерк рабочих движений человека», в которой впервые рассмотрел некоторые вопросы биомеханики». А.А. Ухтомский (1875 – 1942 гг.) разработал учение о доминанте. П.Ф. Лесгафтом (1837 – 1909 гг.) создана биомеханика физических упражнений, разработанная на основе динамической анатомии. В 1877 г. П.Ф. Лесгафт начал читать лекции по этому предмету на курсах по физическому воспитанию. В Институте физического образования им. П.Ф. Лесгафта этот курс входил в предмет «Физическое образование», а в 1927 г. был выделен в самостоятельный предмет под названием «Теория движения», в 1931 г. переименован в курс «Биомеханика физических упражнений».

Принципиально важный вклад в развитие биомеханики сделал выдающийся советский ученый Н.А. Бернштейн (1899 – 1966 гг.). Изучая движения, он создал так называемую физиологию активности: теорию о том, как мозг управляет поведением живых существ. Бернштейн разработал многоуровневую теорию построения движений, согласно которой каждая двигательная задача в зависимости от содержания и смысловой структуры осуществляется на том или ином ведущем уровне. Некоторые идеи, высказанные Бернштейном, предвосхитили основные положения кибернетики. В 1926 г. Бернштейном на основе исследований в биомеханической лаборатории Центрального

института труда было издано «Общая биомеханика» как первая часть «Основ учения о движениях человека» (Г.И. Попов, 2005).

С тридцатых годов XX века в институтах физкультуры в Москве (Н.А. Бернштейн), Ленинграде (Е.А. Котикова, Е.Г. Котельникова), Тбилиси (Л.В. Чхаидзе), Харькове (Д.Д. Донской) и других городах стала развиваться научная работа по биомеханике. В 1939 г. вышло учебное пособие Е.А. Котиковой «Биомеханика физических упражнений» и в последующие годы в учебники и учебные пособия стал входить раздел «Биомеханическое обоснование спортивной техники по различным видам спорта» (В.И. Дубровский, 2008).

Бурное развитие спорта в СССР послужило основанием развития биомеханики спорта. С 1958 г. во всех институтах физической культуры биомеханика стала обязательной учебной дисциплиной, создавались кафедры биомеханики, разрабатывались программы, издавались учебные пособия, учебники, проводились научно-методические конференции, готовились специалисты.

Биомеханику преподают в высших физкультурных учебных заведениях во многих странах мира. В составе научного комитета по физическому воспитанию и спорту при ЮНЕСКО создана рабочая группа по биомеханике. Выпускается журнал «Biomechanics», в котором публикуются последние исследования по этой науке (Б.Е. Ламаш).

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ДЛЯ САМОПОДГОТОВКИ

Вопросы к коллоквиуму

1. Что такое биомеханика?
2. В чем заключается главное отличие движения биологических объектов от неживых физических тел?
3. Что является объектом познания и областью изучения биомеханики?
4. Общие и частные задачи биомеханики.
5. Основные направления биомеханики.
6. Взаимосвязь биомеханики с другими учебными дисциплинами.
7. Кто первый ввел термин «механика»?
8. Кто автор первой книги по биомеханике? Как она называлась?
9. Выделите основные этапы развития биомеханики.
10. С именами каких ученых связано возникновение и развитие отечественной биомеханики?
11. Что предопределило бурное развитие биомеханики во второй половине XX века?

Модуль 1

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА

1. Кинематика движений человека.
2. Динамика движений человека.
3. Механическая работа и энергия при движениях человека.
4. Статика.

1. КИНЕМАТИКА ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА

Кинематика изучает движение физических тел, не рассматривая причины, вызывающие или изменяющие это движение.

Кинематические характеристики тела дают возможность сравнивать размеры тела и его звеньев, а также кинематические особенности движений у разных спортсменов. От учета этих характеристик во многом зависит индивидуализация техники спортсменов (Д.Д. Донской, В.М. Зацiorский, 1979).

1.1. Система отсчета.

Определение положения точки в пространстве

Все перемещения тела можно измерить, только базируясь на сравнении положения какого-либо тела или точки отсчета, т.е. все движения рассматриваются как относительные, поэтому необходимо выбрать системы отсчета расстояния и времени.

Системой отсчета называется тело, условно считаемое неподвижным, относительно которого определяют положение других тел в разные моменты времени. Такое тело называется *телом отсчета*. В качестве тела отсчета выбирают неподвижные относительно Земли тела (пол спортивного зала, дорожка стадиона, гимнастические снаряды и т.п.).

Для практического определения положений тела в пространстве вводятся такие понятия, как начало отсчета расстояния, направление отсчета расстояния и единицы отсчета. В качестве начала отсчета используется точка, выбранная на теле отсчета. Направление отсчитывается по отношению к осям координат, проведенным из выбранного начала, а в качестве единицы отсчета расстояний используется метр.

Движение в пространстве происходит с течением времени. В понятие системы отсчета времени входят такие понятия, как начало отсчета времени,

направление отсчета и единицы. В биомеханике при исследовании движений в качестве начала отсчета времени обычно выбирается начало фазы движения. Направление отсчета времени может быть выбрано в зависимости от решаемой задачи как вперед от начала отсчета, так и в обратном направлении. В качестве единицы отсчета времени используется секунда.

Системы отсчета делятся на две группы: инерциальные и неинерциальные. Инерциальными системами отсчета считаются такие, относительно которых тело, не подвергающееся воздействию других тел, сохраняет свое состояние покоя или равномерного прямолинейного движения. В природе не существует строго инерциальных систем отсчета, однако с определенной степенью приближенности при анализе спортивных движений таковой можно считать систему, связанную с поверхностью земли, полом спортивного зала и т.п.

Для описания положения точки в пространстве должна быть выбрана система отсчета совместно с началом отсчета, направлением и единицами.

Самой простейшей системой отсчета является *естественный* способ, в котором отсчет ведется по расстоянию, пройденному точкой вдоль траектории.

Наиболее популярна *прямоугольная система декартовых* координат, в которой положение материальной точки в пространстве описывается ее координатами на трех взаимно перпендикулярных осях: Ox , Oy , Oz .

Существуют и другие способы задания положения точки в пространстве:

- *векторный*, при котором положение точки определяют радиус-вектором $[R]$, проведенным из центра данной системы координат к интересующей точке (используется в навигации, ориентировании и т.д.);
- *полярный*, когда расстояние определяют длиной вектора $[R]$, а направление – углом $[\varphi]$ между вектором и принятым исходным направлением (полярная ось). Полярный способ используется в парусном спорте и в спортивном ориентировании.

1.2. Пространственные характеристики движения

Пространственные характеристики позволяют определить исходное и конечное положения при движении, разницу между ними, их изменения, т.е. это характеристики, в целом определяющие пространственную форму движений человека.

К пространственным характеристикам движения относятся: траектория, путь, перемещение.

Траектория точки – это воображаемый след точки тела при ее движении в ходе выполнения двигательного действия. Траектория может быть прямолинейной и криволинейной. Кривизна траектории показывает форму движения в пространстве. Чтобы определить кривизну траектории, измеряют радиус кривизны. Если траектория является дугой окружности, радиус кривизны постоянный. По траектории можно судить об эффективности двигательного действия.

Путь [S] – расстояние, проходимое точкой вдоль траектории (длина траектории).

Перемещение бывает линейным и угловым.

Линейное перемещение [ΔS] – отрезок прямой, соединяющий начальное и конечное положение точки. Перемещение – величина векторная. Она характеризуется численным значением (модулем) и направлением. Если после движения точка вернулась в исходное положение, перемещение равно нулю.

В процессе выполнения спортивных движений точки тела человека могут изменять свое угловое положение относительно выбранной системы координат. Для анализа таких ситуаций используется понятие угловое перемещение. **Угловым перемещением** [$\Delta\phi$] – разность угловых координат конечного и начального положения рассматриваемой точки. Направление углового перемещения определяют по правилу буравчика.

Перемещение тела человека, изменяющего свое положение, определить намного сложнее. В самых упрощенных случаях его движение рассматривают как движение одной материальной точки – общего центра тяжести тела. Тогда можно проследить за перемещением тела человека «в целом», оценить общий результат его двигательной деятельности. Однако остается неизвестным, в результате каких именно движений достигнуто перемещение общего центра тяжести тела. Изучение движений звеньев тела человека позволяет более подробно рассмотреть перемещение его тела. В некоторых случаях несколько подвижных звеньев рассматривают как целую часть – тогда можно в общих чертах уловить особенности движений, хотя взаимное действие многих звеньев не учитывается и их деформацией пренебрегают (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

1.3. Временные характеристики движения

Любые перемещения физических тел происходят в пространстве с течением времени. Временной аспект движения особенно важен в спорте, где соревновательный результат очень часто зависит от времени прохождения дистанции, совершения того или иного двигательного действия.

Временные характеристики раскрывают движение во времени: когда оно началось и закончилось, как долго длилось, как часто выполнялось движение, как они были построены во времени. Вместе с пространственно-временными характеристиками они определяют характер движений человека.

К временным характеристикам движения относятся: момент времени, длительность движения, темп и ритм.

Момент времени $[t]$ определяется количеством единиц времени, прошедших от начала его отсчета до интересующей ситуации. Обычно обозначается t_1 , t_2 и т.д. Момент времени определяют не только для начала и окончания движения, но и для других важных мгновенных положений. В первую очередь это моменты существенного изменения движения (например, начало и конец фазы движения). По моментам времени определяют длительность движения.

Промежуток времени $[\Delta t]$ определяется как разность двух последовательных моментов времени:

$$\Delta t_{12} = t_2 - t_1. \quad (1.1)$$

Длительность движения $[\Delta t]$ – это промежуток времени, прошедший от момента начала движения до момента его окончания:

$$\Delta t = t_k - t_n. \quad (1.2)$$

Темп движения $[n]$ – временная характеристика, используемая для циклических действий, показывающая, сколько движений выполняется в единицу времени. Темп – величина, обратная длительности движений:

$$n = \frac{1}{\Delta t}. \quad (1.3)$$

Чем больше длительность каждого движения, тем меньше темп, и наоборот. В повторяющихся (циклических) движениях темп может служить показателем совершенства техники. Например, частота движений лыжников, пловцов, гребцов высокой квалификации (при более высокой скорости передвижения) больше, чем менее подготовленных. С утомлением темп движений изменяется: он может повышаться (например, при уменьшении длины шага в беге) или понижаться (например, при неспособности поддерживать его).

Ритм – соотношение длительностей частей двигательного действия. Ритм движений характеризует, например, отношение времени опоры к времени полета в беге или времени амортизации (сгибания колена) к времени отталкивания (выпрямления ноги) при опоре. С изменением темпа

шагов изменяется и их ритм. Ритм в данном случае можно представить в виде отношения длительностей его частей: $\Delta t_{12} : \Delta t_{23} : \Delta t_{34}$ и т.д.

Чтобы определить ритм, выделяют фазы, которые различаются по задаче движения, его направлению, скорости, ускорению и другим характеристикам. Ритм отражает прилагаемые усилия, зависит от их величины, времени приложения и других особенностей движений. Поэтому по ритму движений можно в известной мере судить об их совершенстве. В ритме особенно важны акценты – большие усилия и ускорения – их размещение во времени. При овладении упражнениями иногда лучше сначала задать ритм, чем подробно описывать детали движений; это помогает быстрее понять особенности изучаемого упражнения, его построение во времени (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

Кроме временных можно определить еще пространственные показатели ритма (например, отношение длины выпада в шаге на лыжах к длине скольжения).

1.4. Пространственно-временные характеристики движения

По *пространственно-временным характеристикам* определяют, как изменяются положения и движения тела во времени. При биомеханическом анализе спортивных движений важнейшее значение имеют пространственно-временные характеристики – скорость и ускорение.

Скорость [v] – векторная величина, характеризующая, насколько быстро изменяется положение тела в пространстве с течением времени. Направление вектора скорости совпадает с направлением вектора перемещения. Знак скорости зависит от знака перемещения. В механике используются два варианта определения скорости. Скорость может быть средней и мгновенной.

Средняя скорость характеризуется перемещением тела в пространстве за относительно большой промежуток времени:

$$v_{cp} = \frac{\Delta S}{\Delta t}. \quad (1.4)$$

Однако такая скорость не отражает характерных особенностей прохождения дистанции: она не показывает, как изменялась скорость в начале, по ходу дистанции, на финише.

Наиболее точно движения тела характеризует мгновенная скорость. Она определяется отношением перемещения тела за предельно малый промежуток времени к величине этого промежутка:

$$v_{мгн} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta S}{\Delta t} = \frac{dS}{dt}. \quad (1.5)$$

В математических терминах мгновенная скорость представляет собой первую производную по времени от перемещения.

При выполнении спортивного движения скорость тела человека практически всегда изменяется с течением времени. Для характеристики этого вводится понятие ускорения.

Ускорение $[a]$ – векторная величина, характеризующая быстроту изменения скорости по модулю и направлению. Направление вектора ускорения совпадает с направлением вектора изменения скорости. Ускорение будет положительным, когда скорость увеличивается. При уменьшении скорости ускорение отрицательное. Ускорение, как и скорость, может быть средним и мгновенным. Все зависит от величины промежутка времени, в течение которого определяется характер изменения скорости. Для среднего ускорения промежуток времени имеет конечную измеримую величину. Среднее ускорение определяется:

$$a_{cp} = \frac{\Delta v}{\Delta t}. \quad (1.6)$$

При нахождении мгновенного ускорения промежуток времени должен быть бесконечно малым. Мгновенное ускорение определяется:

$$a_{мгн} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2 S}{dt^2}. \quad (1.7)$$

Мгновенное ускорение в математических терминах определяется как первая производная по времени от скорости или как вторая производная по времени от перемещения точки.

При выполнении двигательных действий тело может совершать сложное движение, при котором изменяется не только линейное, но и угловое расположения тела относительно выбранной системы координат. Характер изменения углового положения тела определяется такими понятиями как угловая скорость и угловое ускорение.

Угловая скорость, как и линейная, может быть средней и мгновенной.

Угловая скорость $[\omega]$ – векторная величина, характеризующая изменение углового положения тела относительно системы координат с течением времени. При нахождении мгновенного значения угловой скорости промежуток времени должен быть бесконечно малым. Средняя и мгновенная угловые скорости:

$$\omega_{cp} = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t}, \quad (1.8)$$

$$\omega_{\text{мгн}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} = \frac{d\varphi}{dt}. \quad (1.9)$$

При выполнении спортивных упражнений угловая скорость, как правило, изменяется. Для характеристики изменения угловой скорости вводится понятие углового ускорения.

Угловое ускорение $[\varepsilon]$ – векторная величина, характеризующая изменение угловой скорости за единицу времени. И также в зависимости от промежутка времени может быть средней и мгновенной:

$$\varepsilon_{\text{ср}} = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t}, \quad (1.10)$$

$$\varepsilon_{\text{мгн}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} = \frac{d\varphi}{dt} = \frac{d^2\varphi}{dt^2}. \quad (1.11)$$

При осуществлении углового перемещения тело всегда имеет определенное значение линейной скорости:

$$v = \omega r, \quad (1.12)$$

где $[r]$ – величина радиуса вектора.

Во время криволинейного движения тело всегда обладает ускорением, которое раскладывается на направления:

- 1) перпендикулярное скорости (центростремительное ускорение);
- 2) параллельное скорости (тангенциальное ускорение).

Центростремительное ускорение $[a_u]$ – ускорение, характеризующее изменение направление вектора скорости, не влияя на его численное значение. Вектор центростремительного ускорения направлен перпендикулярно скорости к центру окружности (рис. 1). Центростремительное ускорение определяется:

$$a_u = \frac{v^2}{r}, \quad (1.13)$$

где $[r]$ – величина радиуса вращения ускорения.

Если скорость тела, движущегося по окружности, изменяется по величине, то наряду с центростремительным ускорением $[a_u]$ присутствует и тангенциальное ускорение $[a_t]$ (рис. 2).

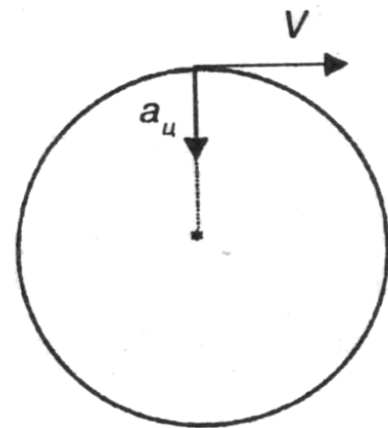


Рис. 1. Центростремительное ускорение

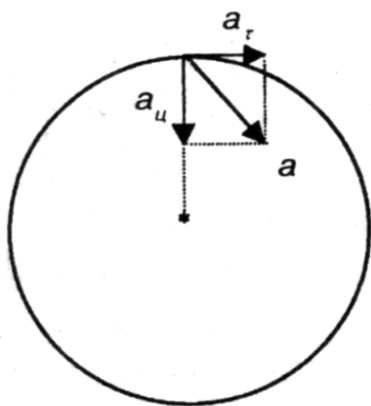


Рис. 2. Компоненты ускорения при неравномерном вращательном движении

Тангенциальное ускорение $[a_t]$,

кроме радиуса вращения $[r]$, зависит еще и от углового ускорения:

$$a_t = \varepsilon r . \quad (1.14)$$

Тангенциальное ускорение всегда направлено по касательной к окружности, и если скорость увеличивается его направление, совпадает с направлением движения. Если же скорость уменьшается, то направление тангенциального ускорения противоположно вектору скорости.

Векторы центростремительного $[a_u]$ и тангенциального ускорений $[a_t]$ перпендикулярны друг другу, а их сумма дает вектор полного ускорения:

$$a = \sqrt{(a_u)^2 + (a_t)^2} . \quad (1.15)$$

Скорость тела человека, изменяющего свое положение, определяют как линейную скорость общего центра тяжести тела. Иногда определяют линейные скорости точек звеньев тела. Кроме того, при изменении позы определяют угловые скорости звеньев тела относительно суставных осей; эти скорости обычно изменяются по ходу движения. Для биомеханического обоснования техники нужно в каждом случае выбрать, какие скорости, каких звеньев и точек следует определить.

Ускорение тела человека, изменяющего свое положение, определяется сложнее, чем скорость. Ускорение служит показателем качества приложенных усилий (Д.Д. Донской, В.М. Зацiorский, 1979).

1.5. Положение тела в пространстве

Положение в пространстве физических тел задается положением их точек. Для определения положения тела спортсмена в пространстве достаточно указать расположение в системе отсчета одной лишь точки. Этой точкой является общий центр тяжести человека (ОЦТ).

Общий центр тяжести всего тела – это воображаемая точка, к которой приложена равнодействующая сил тяжести всех звеньев тела.

Так как тело человека не является неизменным твердым телом, а представляет собой систему подвижных звеньев, то положение ОЦТ будет

определяться главным образом *позой тела человека* (т.е. взаимным относительным положением звеньев тела) и меняться с изменением этой позы.

Высота положения ОЦТ у разных людей значительно варьирует в зависимости от целого ряда факторов, к числу которых в первую очередь относится пол, возраст, спортивная специализация и прочее. У детей раннего возраста ОЦТ тела расположен выше, чем у взрослых. У женщин ОЦТ обычно располагается несколько ниже, чем у мужчин (рис. 3).

У мужчин ОЦТ располагается на 15 мм позади от передне-нижнего края тела V поясничного позвонка. У женщин ЦТ располагается на 55 мм спереди от передне-нижнего края I крестцового позвонка (рис. 3).

Во фронтальной плоскости ОЦТ незначительно (на 2,6 мм у мужчин и на 1,3мм у женщин) смещен вправо, т.е. правая нога принимает несколько большую нагрузку, чем левая (В.И. Дубровский, 2008).

Знание положения ОЦТ человека важно для биомеханического анализа и для решения многих самостоятельных задач механики спортивных движений. Часто по движению ОЦТ судят о движении человека в целом, как бы оцениваем результат движения. По характеристикам движения ОЦТ (траектории, скорости, ускорению) можно судить о технике выполнения движения. По положению ОЦТ тела спортсмена оценивают его статические положения (стартовые, промежуточные, конечные) (А.И. Навойчик, 2000).

Если помимо ОЦТ указать еще одну точку (например, ЦТ нижних или верхних конечностей), то можно указать не только месторасположение тела, но и его ориентацию, т.е. определить, под каким углом по отношению к осям координат оно расположено. Для полного описания положения тела в пространстве остается только указать, под какими углами друг к другу расположены звенья тела. В соответствии с записанным,

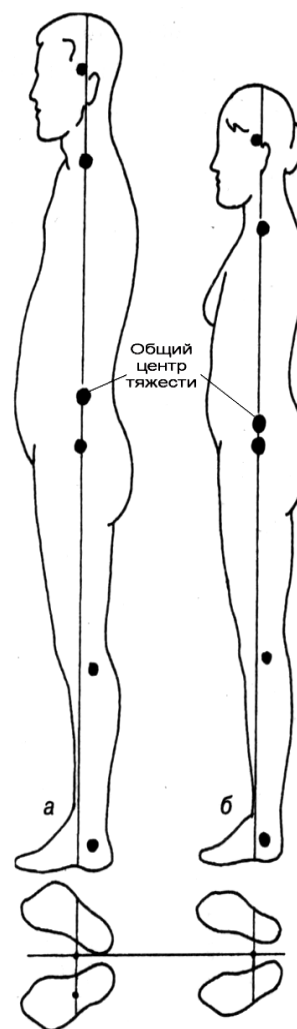


Рис. 3. Расположение ОЦТ и ЦТ тела:

а – у мужчин, б – у женщин

положение тела спортсмена в пространстве определяется заданием его *места, ориентации и позы*.

1.5.1. Программа места

Программой места называется описание того, как в процессе выполнения двигательного действия должен перемещаться в пространстве ОЦТ всего тела спортсмена. При анализе программы места определяют *траекторию ОЦТ, его скорость и ускорение*.

Программа места описывает так называемое «поступательное» движение тела спортсмена, при котором все его точки движутся, проходя одинаковые расстояния. При этом, если через любые две точки тела провести отрезок прямой линии, он смещается параллельно самому себе. Например, движение прыгуна с трамплина на лыжах во время разгона. Для описания поступательного движения тела как целого, достаточно описания движения одной его точки, в качестве которой принят ОЦТ.

Программа места не полностью определяет положение тела спортсмена в пространстве при выполнении двигательного действия, т.к. указав координаты ОЦТ тела, необходимо учитывать, что даже при постоянном расположении ОЦТ, тело спортсмена, как целое, может быть по-разному ориентировано относительно осей координат. В частности, оно может располагаться вниз головой, либо горизонтально и т.п. При выполнении двигательных действий ориентация тела может изменяться независимо от перемещения ОЦТ (Н.Б. Сотский, 2002).

1.5.2. Программа ориентации

Программа ориентации представляет собой описание вращательного движения тела спортсмена, которое должно быть обеспечено в процессе выполнения двигательного действия. При вращательном движении все точки физического тела движутся по окружностям. Указанные точки поворачиваются на равные углы в течение одинаковых промежутков времени, следовательно, имеют одинаковую угловую скорость.

Для задания программы ориентации необходимо провести так называемые «*собственные оси тела*». Для этого тело спортсмена мысленно делят на две половины, равные по весу (верхнюю и нижнюю), находят центры тяжести каждой из половин и через эти точки от ног к голове проводят продольную ось тела (рис. 4). Остальные две оси проводятся через ОЦТ перпендикулярно друг другу и продольной оси тела. *Продольная ось* тела обозначается – OY' , *переднезадняя* – OX' , а *поперечная* – OZ' . Описанные оси жестко связаны с телом спортсмена и изменяют свое положение в пространстве вместе с изменением положения тела.

Ориентация тела спортсмена в пространстве задается углами, образованными осями координат, параллельными осям системы отсчета, и собственными осями тела спортсмена. Указанные углы называются «углами Эйлера». В процессе определения ориентации осей тела человека углы Эйлера отсчитываются по определенным правилам.

Для описания особенностей отсчета углов Эйлера проводим из ОЦТ тела спортсмена оси, совпадающие по направлению с неподвижными осями системы отсчета OX , OY , OZ (рис. 5). В таком случае измерение углов, определяющих ориентацию тела спортсмена, сводится к определению углов между собственными осями тела спортсмена и осями, параллельными неподвижным осям системы отсчета.

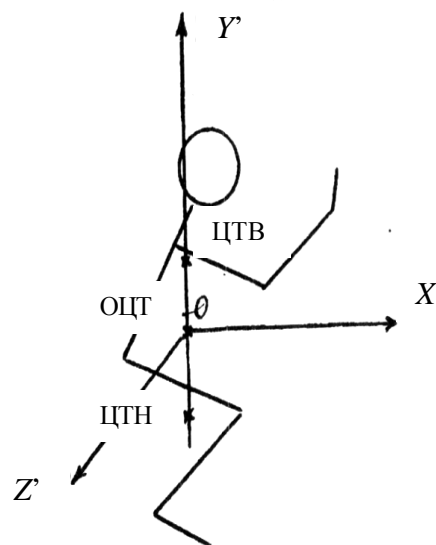


Рис 4. Собственные оси тела спортсмена

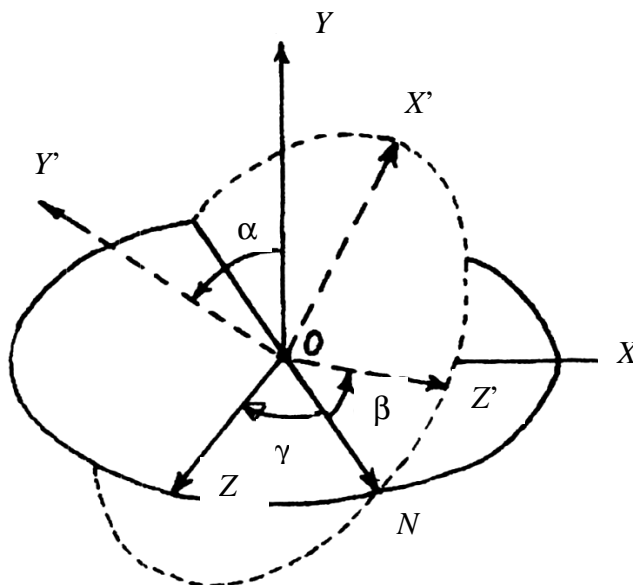


Рис 5. Определение ориентации собственных осей тела с помощью углов Эйлера

Первый угол Эйлера $[\alpha]$ образуется между продольной осью OY' и постоянно ориентированной осью OY . Второй угол $[\beta]$ отсчитывается от линии узлов (линия ON – пересечения плоскостей XOZ постоянно ориентированной системы координат и $X'O'Z'$ системы координат, связанной с телом спорт-

смена) до одной из осей, лежащих в плоскости $X'O'Z'$. Третий угол $[\gamma]$ соответствует конусообразному повороту оси OY' вокруг оси OY . Угол $[\gamma]$ в данном случае измеряется между одной из осей постоянно ориентированной системы координат, лежащих в плоскости XOZ , и линией узлов ON .

Для определения знака углов ориентации будем рассматривать движение из конца оси, перпендикулярной плоскости, образованной осями, угол между которыми измеряется. Так, для первого угла Эйлера $[\alpha]$ необходимо рассматривать поворот оси OY' относительно постоянно ориентированной оси OY из конца линии узлов. В таком случае, если указанный поворот оказывается выполняемым против часовой стрелки, он будет положительным. Аналогично следует рассматривать остальные повороты осей тела. В частности, поворот, соответствующий углу $[\beta]$, должен наблюдаться из конца оси OY' системы координат, связанной с телом спортсмена, а углу $[\gamma]$ – из конца постоянно ориентированной оси OY . Во всех случаях движение оси тела спортсмена, образующей соответствующий угол Эйлера, против часовой стрелки мы будем считать положительным.

При выполнении спортсменом пространственных двигательных действий любой сложности будет происходить соответствующее изменение углов Эйлера, описывающих ориентацию тела спортсмена в пространстве.

Например, при выполнении большого оборота на перекладине, изменяется главным образом угол $[\alpha]$. Остальные углы при этом испытывают незначительные колебания. В идеальном исполнении они должны быть постоянными. Угол $[\beta]$ изменяется при выполнении строевых упражнений при различного рода поворотах.

При выполнении махов на гимнастическом коне заметно изменяется угол $[\gamma]$ а во время таких элементов, как сальто с пируэтами, заметно изменяются практически все углы, определяющие ориентацию тела спортсмена.

Если движение спортсмена можно считать происходящим в одной плоскости (плоское движение), ориентация его тела характеризуется одним углом. Такая ситуация характерна для большого количества движений в легкой и тяжелой атлетике, спортивной гимнастике и др. (В.Т. Назаров, 1984).

При описании программы ориентации следует указывать не только величины угловых перемещений осей координат при выполнении спортивных движений, но и соответствующие пространственно-временные характеристики – угловые скорости и ускорения.

Совокупность программы места и ориентации при выполнении двигательного действия, связанного с перемещением тела спортсмена в пространстве, составляет *общая программа движения*. Общая программа

представляет движение тела спортсмена в физическом упражнении как целое, отражая интегральные характеристики его кинематики. Приступая к анализу техники исполнения того или иного спортивного движения, прежде всего необходимо определить общую программу движения. Именно она отражает главные механические свойства упражнения и не зависит от конкретных вариантов техники исполнения.

В процессе анализа реальных спортивных движений общую программу движения, как правило, в редких случаях можно представить в аналитическом виде. Она может быть изображена в виде графиков, полученных на основе экспериментальных данных. Поскольку биомеханический анализ двигательного действия, кроме описательной стороны реального двигательного действия, должен определять возможное направление совершенствования его исполнения, при нахождении общей программы движения следует также определить идеальный вариант последней. Описание идеального варианта исполнения двигательного действия можно принять в качестве биомеханического выражения его цели.

В процессе установления биомеханических закономерностей двигательных действий в качестве общей программы движения можно принимать программу, соответствующую идеальным исполнениям. При этом следует учитывать, что реальное исполнение практически всегда отклоняется от идеального, принятого в качестве общей программы движения. Отклонение программы движения от идеальной, величина которого практически не влияет на достижение цели, считается *типовой или допустимой ошибкой* двигательного действия. При более значительных отклонениях, при которых цель действия не достигается, либо снижается эффективность ее достижения, речь, очевидно, следует вести о двигательных ошибках (Н.Б. Сотский, 2002).

1.5.3. Программа позы

Программа позы представляет собой описание того, как во время движения должны изменяться углы в суставах. Для описания программы позы используют модель тела спортсмена, в которой все звенья тела представляют собой твердые тела, соединенные в биокинематическую цепь (рис. 6).

Биокинематические цепи имеют соответствующие нумерацию:

- I – правая нога;
- II – левая нога;
- III – правая рука;
- IV – левая рука;
- V – позвоночник.

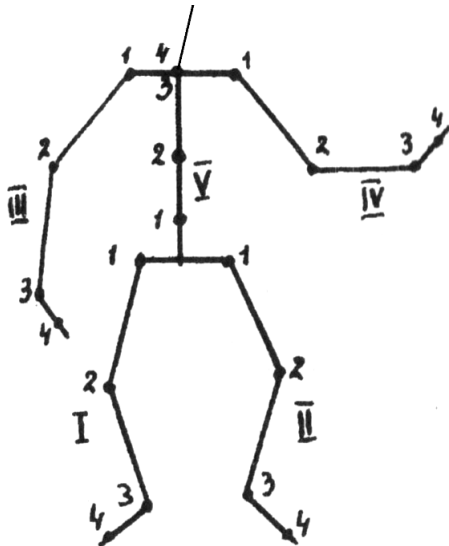


Рис 6. Упрощенная модель тела человека, применяемая в процессе определения позы

Каждый сустав биокинематической цепи имеет свою нумерацию:

- 1 – тазобедренные и плечевые суставы;
- 2 – коленные и локтевые суставы;
- 3 – голеностопные и лучезапястные суставы;
- 4 – суставы пальцев.

В позвоночнике:

- 1 – поясничный отдел;
- 2 – сочленение поясничного с грудным;
- 3 – сочленение грудной с шейным;
- 4 – атланта-затылочное соединение.

В процессе определения позы спортсмена используется индексная запись, в соответствии с которой любой суставной угол обозначается буквой [φ] с тремя индексами.

Первый индекс обозначает номер биокинематической цепи, второй – номер сустава в этой цепи, а третий – тип суставного движения.

Существует три типа суставных движений (рис. 7):

- циркумдукция (конусообразный поворот продольной оси исследуемого звена относительно продольной оси связанного с ним проксимального звена);
- сгибание-разгибание, приведение-отведение (вращение одного звена относительно другого вокруг одной из осей, расположенной перпендикулярно его продольной оси);
- ротация (поворот звена относительно собственной продольной оси).

В процессе описания поз тела могут быть использованы как цифровые, так и буквенные индексы. Они делятся на три категории: фиксирующие, скользящие и специального назначения.

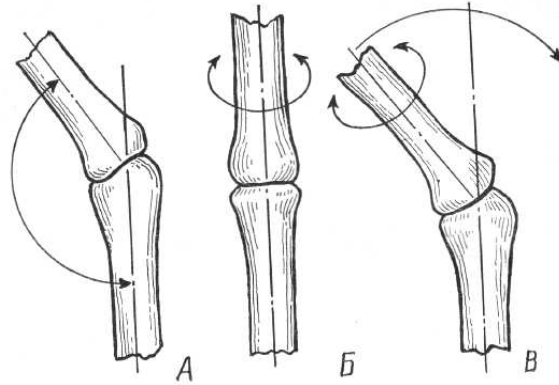


Рис. 7. Суставные движения, рассматриваемые в процессе определения позы спортсмена:
 А – сгибание, разгибание; Б – ротация; В – циркумдукция

Фиксирующие индексы обозначаются буквами латинского алфавита: a, b, c, d, e, f, g, h . Если на каком-нибудь месте индексной записи суставного угла стоит фиксирующий индекс, то имеется в виду единственный объект, соответствующий этому индексу. Например, φ_{dea} обозначает, что один суставной угол, образованный в цепи d , суставе e , совершил суставное движение типа a .

В качестве *скользящих индексов* используются буквы латинского алфавита: $i, j, k, l, m, n, p, r, s$. Скользящий индекс присутствует, когда имеется в виду одновременное перечисление всех объектов, соответствующих этому индексу. Например, $\varphi_{2n2} = 45^\circ$ обозначает, что все суставы левой ноги совершили движение типа сгибание-разгибание на 45° .

Для обозначения *индексов специального назначения* используются остальные буквы латинского алфавита. Значения этих индексов могут быть определены для каждого конкретного случая. Например, $\varphi_{222}^{t_2} = 30^\circ$ обозначает, что в коленном суставе левой ноги в момент времени t_2 произошло движение типа сгибание-разгибание на угол $= 30^\circ$.

Основные правила определения суставных углов при описании позы спортсмена:

1. Для отсчета суставных углов с каждым звеном тела жестко связывается прямоугольная система координат, начало которой совпадает с центром тяжести звена, а оси параллельны осям всего тела в положении основной стойки. В положении основной стойки все суставные углы во всех суставах условно принимаются равными нулю.

2. Все суставные углы измеряются независимо друг от друга и от положения тела спортсмена в пространстве.

3. Определение суставных углов для конечностей следует начинать соответственно с тазобедренных и плечевых суставов, последовательно переходя к более дистально расположенным суставам. В суставах позвоночника определение углов начинают с пояснично-крестцового сочленения, также последовательно переходя к более дистально расположенным сочленениям.

4. Правило умалчивания: если информация о каком-либо суставном угле или углах отсутствует, то они автоматически считаются равными нулю, т.е. соответствуют позе основной стойки. Нулевые значения параметров, связанных с определением позы спортсмена, можно не указывать.

Запись позы в виде одного или нескольких суставных углов, отличных от имеющих место в основной стойке, возможна только для относительно простых ситуаций. При анализе реальных спортивных движений, как правило, необходимо указывать значительное число суставных движений. Для удобства описания позы в таких случаях используют матричную запись позы.

Матрица позы представляет собой прямоугольную таблицу, строки которой соответствуют биокинематическим цепям тела спортсмена. В каждой строке слева направо следует перечисление значений углов во всех суставах цепи в соответствии с их нумерацией в возрастающем порядке. В соответствии с используемой моделью тела человека, в матрице имеется пять строк, каждая из которых имеет по четыре позиции (рис. 8). Первая строка сверху относится к суставам правой ноги, вторая – левой ноги, третья – правой руки, четвертая – левой руки и пятая – позвоночника. При записи матриц позы следует обозначать моменты времени, к которым они относятся (справа-вверху), и тип суставного движения, к которому относится матрица.

	СТОЛБЦЫ – номера суставов				
	1	2	3	4	
СТРОКИ – номера цепей	$\Phi_{ikl} = \begin{pmatrix} \Phi_{11} & \Phi_{12} & \Phi_{13} & \Phi_{14} \\ \Phi_{21} & \Phi_{22} & \Phi_{23} & \Phi_{24} \\ \Phi_{31} & \Phi_{32} & \Phi_{33} & \Phi_{34} \\ \Phi_{41} & \Phi_{42} & \Phi_{43} & \Phi_{44} \\ \Phi_{51} & \Phi_{52} & \Phi_{53} & \Phi_{54} \end{pmatrix}^t$				<p>1 (правая нога)</p> <p>2 (левая нога)</p> <p>3 (правая нога)</p> <p>4 (левая рука)</p> <p>5 (позвоночник)</p>
					1

Рис. 8. Матричная форма записи позы тела человека

Для описания переменной позы суставные углы следует представлять в виде функции времени. Для такого представления могут быть использованы различного рода приближения. Наиболее простые из них – линейное и гармоническое.

При *линейном приближении* суставной угол представляется в виде линейной функции времени:

$$\varphi_{abc}^t = \varphi_{abc}^{t_0} + \omega_{abc}^{t_0-1} \cdot t. \quad (1.16)$$

Недостатками линейного приближения являются использование усредненных данных о величине угловой скорости суставного движения, а также скачкообразное изменение указанной скорости в момент начала и окончания движения.

Более близким к реальному суставному движению является его гармоническое приближение, предполагающее плавное нарастание угловой скорости до максимума и последующее ее снижение до нуля.

При *гармоническом приближении* суставной угол выражается в виде гармонической функции времени:

$$\varphi_{abc}^t = \varphi_{abc}^{t_0} + A_{abc} \cdot \sin(\omega_{abc} \cdot t + \alpha_{abc}), \quad (1.17)$$

где $[A_{abc}]$ – амплитуда суставного движения, $[\alpha_{abc}]$ – его начальная фаза.

Приведенные выражения могут быть записаны не только для какого-либо суставного угла, но и для позы спортсмена в целом. В таком случае используется матричная запись суставных движений.

Если общая программа движения в большинстве видов спорта выражает в концентрированной форме цель двигательных действий, то программа изменения позы содержит средство достижения указанной цели. В качестве такого средства человек может использовать только изменение собственных суставных углов, посредством действия мышечных групп.

При выполнении любого двигательного действия одни суставные углы остаются постоянными, а другие изменяются одновременно или в определенной последовательности. Наиболее отчетливо такое изменение видно из матрицы угловых скоростей суставных движений (Н.Б. Сотский, 2002).

2. ДИНАМИКА ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА

Динамика изучает движение с точки зрения причины, вызывающей или изменяющей это движение.

2.1. Инерционные характеристики тела

Инерционные характеристики раскрывают особенности тела человека и движимых им тел в их взаимодействиях. Все физические тела обладают свойством инертности (или инерции), которое проявляется в сохранении движения, а также в особенностях изменения его под действием сил.

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

$$m = \frac{F}{a}. \quad (1.18)$$

Масса тела характеризует, как именно приложенная сила может изменить движение тела. Одна и та же сила вызовет большее ускорение у тела с меньшей массой, чем у тела с большей массой (А.И. Навойчик, 2000).

Момент инерции – это мера инертности тела при вращательном движении. Для материальной точки массы $[m]$, расположенной на расстоянии $[r]$ от оси вращения, момент инерции определяется:

$$J = mr^2. \quad (1.19)$$

Момент инерции будет больше, когда его частицы дальше от оси вращения, а значит, угловое ускорение тела под действием того же момента силы меньше; и наоборот, если частицы ближе к оси, то угловое ускорение больше, а момент инерции меньше. Значит, если приблизить тело к оси, то легче вызвать угловое ускорение, легче разогнать тело во вращении, легче и остановить его. Этим пользуются при движении вокруг оси.

Если ось вращения не проходит через ОЦТ тела или вообще не связана с телом, то момент инерции относительно этой оси (полный момент инерции тела) можно представить состоящим из двух слагаемых: центрального момента инерции тела относительно оси, проходящей через ОЦТ и параллельной этой внешней оси, и суммы произведения масс тела на квадрат расстояния между этими осями:

$$J = \sum J_0 + \sum mr^2. \quad (1.20)$$

Для тел правильной формы существуют специальные формулы для определения моментов инерции. Так, для тел сферической формы момент инерции:

$$J_0 = mr^2, \quad (1.21)$$

где $[r]$ – радиус тела;

для тел цилиндрической формы:

$$J_0 = \frac{ml^2}{12}, \quad (1.22)$$

где $[l]$ – длина тела.

Наименьший момент инерции тело человека имеет в выпрямленном состоянии относительно продольной оси тела, проходящей через его ОЦТ. На рис. 9 показаны моменты инерции относительно различных осей.

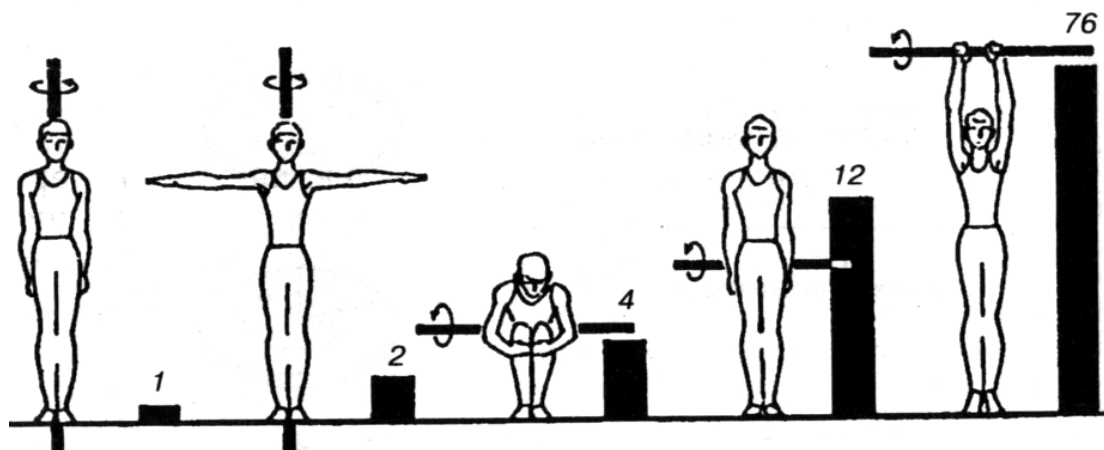


Рис. 9. Моменты инерции тела относительно различных осей (в относительных единицах)

Целенаправленное изменение момента инерции тела человека широко используется при управлении вращательными движениями в различных видах спорта (В.И. Дубровский, 2008).

Возможности влияния спортсмена на величину момента инерции относительно оси вращения позволяет оказывать существенное воздействие на угловую скорость вращательного движения (Н.Б. Сотский, 2002).

2.2. Силовые характеристики тела

Силовые характеристики раскрывают связь действия силы с изменением движения. Изменение движений происходит под действием сил.

Сила – векторная величина, являющаяся мерой механического воздействия одного тела на другое в данный момент времени. Численно она определяется произведением массы тела и его ускорения, вызванного данной силой:

$$F = ma. \quad (1.23)$$

Если на тело одновременно действуют несколько сил, то под силой понимается их векторная сумма.

Чаще всего говорят про силу и результат ее действия, но это применимо только к простейшему поступательному движению тела. В движениях человека как системы тел, где все движения частей тела вращательные, изменение вращательного движения зависит не от силы, а от момента силы.

Момент силы – это мера вращающего действия силы на тело. Он определяется произведением силы и ее плеча относительно оси вращения:

$$M = Fd . \quad (1.24)$$

Чтобы сила могла проявить свое вращающее действие, она должна иметь плечо, т.е. не должна проходить через ось вращения. Если сила лежит не в плоскости, перпендикулярной к оси, находят составляющую силы, лежащей в этой плоскости, она и вызывает момент силы относительно оси. Остальные составляющие на него не влияют. Сила, совпадающая с осью или параллельная ей, также не имеет плеча относительно оси, и следовательно, нет и ее момента. Такая сила вызывает не только угловое, но и линейное ускорения тела.

Момент силы считают положительным, когда сила вызывает поворот тела против часовой стрелки, и отрицательным – по часовой стрелке.

Определение силы или момента силы, если известна масса или момент инерции, позволяет узнать только ускорение, т.е. как быстро изменяется скорость. Но необходимо еще узнать, на сколько именно изменится скорость. Для этого должно быть известно, как долго была приложена сила, т.е. следует определить импульс силы (или ее момента).

Представим выражение (1.23) в виде

$$ma = F . \quad (1.25)$$

Выразим ускорение a через $\frac{\Delta v}{\Delta t}$ и избавимся от знаменателя:

$$m\Delta v = F\Delta t . \quad (1.26)$$

Если учесть, что $m\Delta v = mv_2 - mv_1$, можно записать левую часть выражения (1.26) в виде $\Delta(mv)$. Тогда получается следующее выражение:

$$\Delta(mv) = F\Delta t . \quad (1.27)$$

Левая часть выражения (1.27) называется **количеством движения, или импульсом**.

Количество движения (импульс) – это мера поступательного движения тела, характеризующая его способность передаваться другому телу в виде механического движения. Количество движения тела измеряется произведением массы тела и его скорости.

Правая часть выражения (1.27) носит название **импульс силы**.

Импульс силы – это мера воздействия силы на тело за данный промежуток времени (в поступательном движении). Он равен произведению силы и продолжительности ее действия.

Любая сила, приложенная даже в малые доли секунды (например, удар по мячу), имеет импульс. Вследствие импульса силы возникают изменения движения, зависящие от инерционных свойств тела и проявляющиеся в изменении скорости (количество движения).

Именно импульс силы определяет изменение скорости, силой же обусловлено только ускорение.

Во вращательном движении момент силы, действуя в течение определенного времени, создает импульс момента силы.

Импульс момента силы – это мера воздействия момента силы относительно данной оси за данный промежуток времени (во вращательном движении).

Кинетический момент (момент количества движения) – это мера вращательного движения тела, характеризующая его способность передаваться другому телу в виде механического движения. Кинетический момент равен произведению момента инерции относительно оси вращения на угловую скорость тела.

Соответственно выражение (1.27) для вращательного движения имеет следующий вид:

$$\Delta(J\omega) = M \Delta t. \quad (1.28)$$

Соответствующее изменение количества движения происходит под действием импульса силы, под действием импульса момента силы происходит определенное изменение кинетического момента (момента количества движения).

Таким образом, к ранее рассмотренным кинематическим мерам изменения движения (скорости и ускорению) добавляются динамические меры изменения движения (количество движения и кинетический момент). Совместно с мерами действия сил они отражают взаимосвязь сил и движения. Их изучение помогает понять физические основы двигательных действий человека (Н.Б. Сотский, 2002).

2.3. Законы динамики

Первый закон Ньютона устанавливает причину, вызывающую движение или изменяющую его скорость. Такой причиной является взаимодействие тела с другими телами.

Первый закон Ньютона: существуют системы отсчета, относительно которых тело сохраняет состояние покоя или равномерного прямолинейного движения, если на него не действуют другие тела или действие их компенсируется.

Мерой взаимодействия тел, в результате которого изменяется характер их движения, является сила. Если тело приобрело ускорение, то причину следует искать в действии силы со стороны другого тела. Например, при выполнении прыжка в высоту вертикальная скорость тела спортсмена после отрыва от опоры до достижения наивысшего положения все время уменьшается. Причина этого – сила взаимодействия тела спортсмена и земли – сила земного тяготения. В гребле причиной и ускорения лодки, и ее замедления является сила сопротивления воды. В одном случае она, воздействуя на корпус лодки, замедляет движение, а в другом, взаимодействуя с веслом, увеличивает скорость судна.

Второй закон Ньютона устанавливает количественную связь между силой взаимодействия тел и приобретаемым ускорением.

Второй закон Ньютона: ускорение, приобретаемое телом, пропорционально вызывающей его силе, совпадает с ней по направлению и обратно пропорционально массе тела:

$$a = \frac{F}{m}, \quad (1.29)$$

второй закон для вращательного движения:

$$\varepsilon = \frac{M}{J}. \quad (1.30)$$

Второй закон Ньютона для системы тел обычно используют в следующей форме: изменение количества движений каждого тела равно суммарному импульсу действующих на систему внешних сил:

$$\sum \Delta(m_i v_i) = \sum F_i \Delta t. \quad (1.31)$$

Если представить, что внешние силы в течение какого-нибудь промежутка времени не действуют или их векторная сумма равна нулю, уравнение имеет следующий вид:

$$\sum \Delta m_i v_i = 0. \quad (1.32)$$

Это значит, что изменение суммарного количества движения системы отсутствует, т.е. сумма количеств движения всех тел, составляющих систему, является постоянной:

$$\sum \Delta m_i v_i = \text{const}. \quad (1.33)$$

Закон сохранения количества движения: если на систему не действуют внешние силы, то суммарное количество движения тел, составляющих систему, является величиной постоянной.

Третий закон Ньютона объясняет, как именно взаимодействуют тела.

Третий закон Ньютона: при взаимодействии тел они действуют друг на друга с силой, одинаковой по величине, но противоположной по направлению:

$$F_{12} = -F_{21}. \quad (1.34)$$

Например, толкатель ядра, разгоняя свой снаряд, действует на него с определенной силой F , одновременно такая же по величине, но противоположная по направлению сила действует на кисть спортсмена и через нее на все тело в целом. Если это не учитывать, атлет может не удержаться в пределах сектора для метания, и попытка не будет засчитана.

В случае, когда физическое тело взаимодействует одновременно с несколькими телами, все действующие силы складываются по правилу сложения векторов. В таком случае в первом и втором законах Ньютона имеется в виду равнодействующая всех сил, действующих на тело (Н.Б. Сотский, 2002).

2.4. Силы при выполнении двигательных действий

2.4.1. Сила тяжести

Движения строятся исходя из гравитационного взаимодействия. Результатом гравитационного взаимодействия является сила тяжести тела. В соответствии с законом всемирного тяготения сила притяжения двух тел, имеющих массы $[m_1]$, $[m_2]$ и находящихся на расстоянии $[r]$ друг от друга, определяется по формуле

$$F = G \frac{m_1 m_2}{r^2}, \quad (1.35)$$

где $[G]$ – гравитационная постоянная, $G = 6,67 \cdot 10^{-11} \text{ м}^3/\text{кг с}^2$.

Силы гравитационного взаимодействия направлены вдоль линии, соединяющей центры масс тел. В биомеханике спортивных движений, как правило, учитывается только сила тяжести физического тела, поскольку величины гравитационных сил, возникающие между телами с массами, сравнимые с массой тела человека незначительны.

Сила тяжести тела определяется произведением массы тела и ускорением свободного падения:

$$F = mg. \quad (1.36)$$

Сила тяжести, действующая на тело человека, всегда направлена вниз и приложена в общем центре тяжести тела.

Вес тела – сила воздействия тела на опору или подвес в результате гравитационного притяжения. Вес тела человека приложен не к нему самому, а к его опоре (сила тяжести *дистантная*, вес – *контактная* силы).

2.4.2 Сила реакции опоры

Сила реакции опоры – это мера противодействия опоры действия на нее тела, находящегося с ней в контакте (в покое или движении). Она равна силе действия тела на опору, направлена в противоположную сторону и приложена к этому телу.

Человек, находясь на горизонтальной опоре, испытывает противодействие своему весу. В этом случае опорная реакция, как и вес тела, направлена перпендикулярно к опоре. Это *нормальная* реакция опоры. Если поверхность опоры не плоская, то опорная реакция перпендикулярна к плоскости, касательной к точке опоры.

Когда вес статический, то реакция опоры *статическая*; по величине она равна статическому весу. Если человек на опоре движется с ускорением, направленным вверх, то к статическому весу добавляется сила инерции, и возникает *динамическая* реакция опоры. Реакция опоры сила пассивная – она не может сама по себе вызвать положительные ускорения. Но без нее – если нет опоры (если не от чего оттолкнуться или не к чему притянуться) – человек не может активно перемещаться.

Если отталкиваться от горизонтальной опоры не прямо вверх, то и сила давления на опору будет приложена не под прямым углом к ее поверхности. Тогда реакция опоры также не будет перпендикулярна к поверхности – ее можно разложить на *нормальную* и *касательную* составляющие. Направление касательной реакции опоры будет еще зависеть от взаимодействия соприкасающихся поверхностей. Равнодействующая нормальной и касательной составляющих называется *общей реакцией опоры*. Она только при свободном неподвижном положении над опорой (или под опорой) проходит через ОЦТ тела. Во время движений, отталкивания или амортизации общая реакция опоры обычно не проходит через ОЦТ тела, образуя относительно него момент. На величину силы реакции опоры влияют свойства покрытия и материал, из которого изготовлена обувь (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

2.4.3 Силы упругости

При деформации твердого тела под действием приложенных сил возникают силы упругости. Взаимодействие тел будет упругим только в

том случае, когда после снятия нагрузки тело восстанавливает свою форму за счет сил упругости.

Сила упругости прямо пропорционально удлинению тела и направлена в сторону противоположную направлению тела при деформации:

$$F_{упр.} = -k\Delta l, \quad (1.37)$$

где $[k]$ – коэффициент жесткости;

$[\Delta l]$ – удлинение тела.

Минус означает, что сила упругости всегда направлена в противоположную сторону по отношению к деформации $[\Delta l]$.

Коэффициент упругости $[k]$ зависит от материала, из которого выполнен деформирующий предмет, а также его размеров. Уравнение (1.37) называется **законом Гука**.

При спортивных упражнениях возникают упругие взаимодействия с такими снарядами, как трамплин для прыжков в воду, перекладина, брусья, мостик в спортивной гимнастике, искусственное покрытие легкоатлетической дорожки и т.д. Спортсмен деформирует объект внешней среды, с которым взаимодействует, за счет своей массы и развиваемых мышечных усилий. Объект будет деформироваться до тех пор, пока сила деформации не станет равной максимальной силе, с которой спортсмен действует на него. Когда действие деформирующей силы прекращается, потенциальная энергия упругой деформации переходит в кинетическую, передаваемую телу спортсмена. В этом как раз и заключено положительное действие упругих объектов: запасая энергию в предварительных фазах спортивного упражнения, они затем сообщают дополнительные усилия и передают энергию спортсмену в основной фазе спортивного упражнения, усиливая его положительный (ожидаемый) эффект.

2.4.4 Силы трения

Силы трения возникают, когда одно тело перемещается относительно другого. Существует несколько разновидностей трения. Наиболее важное – это **трение-скольжения**, возникающее, когда тело перемещается относительно другого с некоторой скоростью. В этом случае сила трения:

$$F = \mu R, \quad (1.38)$$

где $[\mu]$ – коэффициент трения скользящих поверхностей;

$[R]$ – составляющая реакции опоры.

Трение скольжения существует в таких движениях, как ходьба, бег, спортивные метания, спортивные игры и т.д.

Его частным случаем является **трение-покоя**, возникающее, когда сила, приложенная к телу, недостаточна, чтобы сдвинуть его с места. Когда сдвигающая сила достигает определенного, свойственного конкретным соприкасающимся поверхностям значения, тело начинает скользить вдоль поверхности. Примером трения покоя является разгон в бобслее.

Одной из разновидностей трения является **трение-качение**. Этот вид трения проявляется при качении перекатываемого предмета (мяч, колесо) и связан с деформацией дороги (прогиб) и самого объекта (небольшое сплющивание). Рассмотрим действие силы трения-качения на примере колеса.

При качении по мягкому покрытию колесо вдавливаются в опору, образуя ямку, через край которой ему все время приходится перекатываться. Французский физик Ш. Кулон на основе опытов нашел, что сила трения качения [$F_{кач.}$] пропорциональна силе нормального давления [N] и обратно пропорциональна радиусу [r] колеса:

$$F_{кач.} = k \frac{N}{r}, \quad (1.39)$$

где [k] – коэффициент трения качения.

Из формулы видно, что коэффициент трения качения зависит от радиуса колеса.

При движении по твердому покрытию сила трения-качения связана с деформацией самого колеса. С этой силой особенно приходится считаться в вело- и мотоспорте. Ее величина определяется по формуле:

$$F_{кач.} = N \frac{b}{r}, \quad (1.40)$$

где [N] – сила нормального давления;

[b] – расстояние между теоретической точкой опоры шины и фактической первой точкой встречи шины с поверхностью, по которой проходит перемещение.

Сила трения-качения намного меньше силы трения-скольжения, поэтому колесо широко используется в различных видах транспорта.

Одна из разновидностей сил трения – **трение-верчение** – проявляется, когда между соприкасающимися поверхностями имеется неподвижная точка, т.е. движение происходит вокруг этой точки. Так, при ме-

тании молота верчение происходит на стопе (Д.Д. Донской, В.М. Зацорский, 1979).

Силы трения в спортивных движениях выполняют и положительную и отрицательную роль. С одной стороны, без силы трения невозможно обеспечить горизонтальное перемещение тела спортсмена. В дисциплинах, связанных с бегом, прыжками и т.п., стремятся увеличивать коэффициент трения между спортивной обувью и поверхностью опоры. С другой стороны, в таких видах спорта, как лыжные гонки, прыжки с трамплина, скоростной спуск на лыжах, первой задачей является уменьшение величины трения.

В теле человека трение возникает и между мышцами, при взаимном смещении органов и тканей и т.д. Например, в суставах кости соприкасаются хрящевыми поверхностями, между которыми в зазоре находится синовиальная жидкость, выполняющая роль смазки, т.е. уменьшающая трение скольжения. Трибология суставов (от греч. триб. – тереть, логос – наука) – это раздел биомеханики, изучающий внутрисуставное трение. Трение в суставах невелико: коэффициент трения для коленного сустава находится в диапазоне 0,01 – 0,02.

2.4.5 Силы сопротивления окружающей среды

При выполнении спортивных упражнений тело человека всегда испытывает действие окружающей среды. Это действие может как затруднять перемещения, так и обеспечивать его возможность.

Сила, действующая со стороны налетающего на движущееся тело потока, может быть представлена в виде **силы лобового сопротивления**, направленной в сторону, противоположную движению тела, и **подъемной силы**, действующей перпендикулярно направлению движения.

При выполнении спортивных движений силы сопротивления зависят от плотности среды [ρ], скорости тела [V] относительно среды, площади тела [S], перпендикулярной налетающему потоку среды и коэффициента [C], зависящего от формы тела:

$$F_{\text{сопр}} = CS\rho V^2 \quad (1.41)$$

Сила лобового сопротивления зависит от скорости движения в большей степени, чем от остальных параметров, входящих в формулу. Так, сила лобового сопротивления растет пропорционально квадрату скорости.

Коэффициент [C] зависит от обтекаемости тела. Наиболее высокое его значение наблюдается у плоского тела, расположенного перпендикулярно налетающему потоку.

Кроме лобового сопротивления на тело может действовать подъемная сила. Она возникает в случае расположения плоскости симметрии движущего тела под углом к потоку или при несимметричности тела. Величина подъемной силы зависит от угла атаки $[\alpha]$, образованного осью симметрии тела и вектором скорости налетающего потока. Подъемная сила численно выражается уравнением, аналогичным (1.41).

В процессе спортивных движений, особенно если для них характерны заметные скорости, или при перемещениях в условиях водной среды силами сопротивления необходимо уметь управлять. С этой целью для уменьшения сопротивления спортсмен стремится уменьшить площадь тела, расположенную перпендикулярно налетающему потоку, и принять обтекаемую позу. В последнем случае часто используются всевозможные приспособления, например, шлемы обтекаемой формы, специальная одежда.

Иногда для достижения высокого спортивного результата приходится действовать наоборот – увеличивать сопротивление движению. Так, если проследить изменение техники прыжков с трамплина на лыжах, то видно, что в настоящее время спортсмены используют так называемое V-образное расположение лыж. Более ранние варианты исполнения данного двигательного действия предполагали расположение лыж на проекции тела. Переход к V-образному расположению лыж обусловил выход их поверхности за проекцию тела и увеличение площади, взаимодействующей с налетающим потоком. В результате сила сопротивления увеличивается, и полет лыжника становится более продолжительным по времени, одновременно при оптимальной позе возрастает и подъемная сила, что приводит к увеличению расстояния.

В некоторых видах спорта силы сопротивления являются одновременно и движущими и препятствующими движению. Это относится к плаванию и всем видам гребли. Здесь принцип движения основан на более высоком сопротивлении, действующем на гребущую конечность или весло в направлении движения спортсмена или лодки, чем на тело или лодку в противоположном направлении. Поэтому, например, лодка делается максимально обтекаемой формы, а весло, наоборот, имеет форму, обеспечивающую максимальное сопротивление его продвижению.

Сила лобового сопротивления, действующая на тело спортсмена как целое, имеет точку приложения. Такая точка называется *центром поверхности тела*. Если тело перемещается в сопротивляющейся среде, оно стремится повернуться так, чтобы ОЦТ и центр поверхности оказались на одной прямой.

Сила лобового сопротивления и подъемная сила имеют динамический характер, т.е. возникают с появлением скорости. Кроме динамических

сил сопротивления на тело человека всегда действует сила статического характера – выталкивающая или *сила Архимеда*.

Сила Архимеда зависит от величины объема тела или его части $[V]$, плотности среды $[\rho]$, в которую они погружены и ускорения свободного падения $[g]$:

$$F_a = \rho V g . \quad (1.42)$$

Величина выталкивающей силы имеет заметную величину при нахождении тела в воде или другой жидкости. Для воздушной среды, в связи с незначительной плотностью воздуха, выталкивающая сила, действующая на тело человека, имеет очень малое значение и, как правило, при анализе двигательных действий не учитывается.

Выталкивающая сила приложена к точке, называемой *центром объема тела*. Эта точка может не совпадать с ОЦТ, в связи с чем тело, погруженное в воду может стремиться повернуться так, чтобы сила тяжести и выталкивающая сила оказались на одной линии. Если выталкивающая сила больше силы тяжести, тело будет находиться на поверхности жидкости, если меньше – будет тонуть. Способность тела плавать или тонуть можно оценить, сравнивая величины плотностей тела (для тела спортсмена используется средняя плотность) и жидкости. Если плотность тела меньше плотности жидкости, оно будет плавать на поверхности. Способность тела плавать или тонуть имеет важное значение при оценке потенциальных возможностей спортсмена.

2.4.6 Силы инерции

Силы инерции весьма специфические, поскольку не существует тела, со стороны которого они действуют. Причиной возникновения силы инерции является *неинерционность* системы отсчета, относительно которой рассматривается движение. Неинерциальной системой отсчета является такая система, у которой тело отсчета имеет поступательное ускорение или вращательное движение, равномерное или ускоренное. Таким образом, для возникновения сил инерции система координат должна двигаться в пространстве как угодно, только не равномерно прямолинейно.

Сила инерции, возникающая при поступательном ускоренном движении системы отсчета, определяется в виде:

$$F = -ma , \quad (1.43)$$

где $[m]$ – масса тела;

$[a]$ – ускорение системы отсчета.

В некоторых случаях учет сил инерции является очень важным. Это относится к анализу суставных движений. Здесь при движении биокинематических цепей каждое последующее звено цепи находится как бы в системе координат, связанной с предыдущим звеном. В таком случае, при ускоренном движении указанной системы, а также при ее вращении на звено, находящееся в ней, обязательно действуют силы инерции, для преодоления которых требуется дополнительная работа мышц. Силы инерции могут не только требовать дополнительных мышечных сил, но и разгружать мышцы, когда силы инерции действуют в направлении с требуемой техникой движения. Таким примером является «рывок» в тяжелой атлетике, когда при выполнении разгона штанги на кисти рук действует не только сила тяжести снаряда, но и сила инерции, возникающая при ускоренном перемещении системы кисти-штанга. При выполнении следующей фазы рывка штанги силы инерции, связанные с движением снаряда вверх, создают разгрузку мышц ног, и спортсмен получает возможность подсесть под снаряд, зафиксировать его над головой и приступить к завершающей фазе данного двигательного действия.

Силы инерции, возникающие при вращательном движении системы отсчета, имеют несколько разновидностей:

- 1) силы инерции, возникающие из-за собственного вращения системы отсчета (*центробежные силы*);
- 2) силы инерции, возникающие из-за неравномерности вращения системы отсчета;
- 3) силы инерции, возникающие при перемещении тел относительно вращающейся системы отсчета (*силы Кориолиса*).

Силы инерции, связанные с вращением системы отсчета, имеют большое значение при анализе спортивных движений. Все суставные движения, выполняемые в процессе двигательного действия, создают условия для возникновения сил инерции, способствующих или препятствующих требуемым изменениям позы.

Центробежная сила инерции для тела массы $[m]$, центр масс которого расположен на расстоянии $[r]$ от начала отсчета, в случае вращения системы с угловой скоростью $[\omega]$ относительно оси проходящей через начало отсчета определяется по формуле

$$F_{цб} = mr\omega^2. \quad (1.44)$$

Центробежная сила направлена вдоль радиуса, соединяющего центр масс тела и начало системы координат. Примером центробежной силы является сила, натягивающая трос при метании молота. Центробежные силы

возникают и при выполнении акробатических элементов наподобие сальто. В данном случае они стремятся распрямить вращающееся тело спортсмена.

Силы инерции, связанные с неравномерностью вращения системы отсчета, определяются в виде:

$$F_{\text{уск}} = mr\varepsilon, \quad (1.45)$$

где $[\varepsilon]$ – угловое ускорение при вращении системы.

Направление данной силы перпендикулярно радиусу, соединяющему центр масс тела и начало координат.

Силы Кориолиса возникают при движении тела относительно вращающейся системы координат. При этом при движении вдоль радиуса, соединяющего центр масс тела и начало вращающейся системы координат, сила будет направлена в плоскости вращения перпендикулярно указанному радиусу, а при движении в направлении, перпендикулярном радиусу, – вдоль него, накладываясь на действие центробежной силы. Сила Кориолиса определяется по формуле

$$F_{\text{к}} = 2mv\omega, \quad (1.46)$$

где $[v]$ – составляющая вектора скорости, перпендикулярная вектору угловой скорости вращающейся системы отсчета

Система отсчета может иметь поступательное и вращательное ускорение, а тело может перемещаться относительно нее. В этом случае, рассматривая движение тела относительно такой системы отсчета, необходимо учитывать одновременное действие всех перечисленных сил инерции. Пример такой ситуации – динамика движения биокинематических цепей, составляющих тело человека.

2.4.7 Понятие управляющих сил и момент сил

Действующие на тело спортсмена в ходе выполнения двигательных действий силы и моменты сил разделяются на две группы. Это силы и моменты естественного характера и управляющие. Первые действуют независимо от суставных движений, вторые являются прямым следствием последних и составляют основу двигательной активности человека.

Указанные силы действуют одновременно, что создает определенные сложности при их нахождении в процессе биомеханического исследования. При анализе управляющих воздействий вводятся некоторые специальные понятия, касающиеся характера движения тела как целого в пространстве. Оно может рассматриваться как *пассивное, естественное и программное*.

Программное движение представляет собой перемещение тела спортсмена в пространстве, обеспечивающее достижение цели двигательного действия, т.е. выполнение соответствующей программы места и ориентации.

Естественное движение представляет собой перемещение тела человека в пространстве с неизменной позой. Иными словами, если представить себе, что в определенный момент времени тело спортсмена как бы «отвердевает», и суставные углы остаются неизменными, то действующие на него в такой ситуации силы называются **естественными**. Естественные силы не зависят от суставных движений, а определяются внешними телами (сила тяжести, реакции опоры) и условиями движения (силы инерции, сопротивления внешней среды и др.)

В некоторых случаях естественное движение совпадает с программным. Это наблюдается в первой половине большого оборота на перекладине, когда гимнасту необходимо иметь неизменную позу, во время прыжков в воду, при выполнении вращения в группировке, разгоне лыжника при прыжках с трамплина, во время выполнения некоторых элементов фигурного катания, связанных со скольжением с неизменной позой.

Пассивным движением является такое перемещение тела человека в пространстве, при котором его мышцы расслаблены и не принимают участие в изменении позы. Такое движение в спорте возможно лишь теоретически, однако его рассмотрение полезно для определения суставных моментов сил при нахождении спортсмена в статических положениях.

Одна из задач биомеханического анализа движения – определение **управляющих сил и моментов сил**, создаваемых благодаря суставным движениям человека и обеспечивающих выполнение программы движения. В процессе решения этой задачи естественное движение сравнивается с программным. В результате определяются те силовые добавки, которые должны быть обеспечены суставными (управляющими) движениями. Например, при выполнении отталкивания во время прыжка в длину (рис. 10) естественным движением (с неизменной позой) будет перемещение под действием силы тяжести и силы реакции опоры. В таком случае поступательное движение тела спортсмена будет описываться в соответствии со вторым законом Ньютона:

$$\begin{cases} ma_x = -R_x \\ ma_y = R_y - mg, \end{cases} \quad (1.47)$$

где $[m]$ – масса спортсмена;
 $[R_x]$ и $[R_y]$ – горизонтальная и вертикальная силы реакции опоры;
 $[a_x]$ и $[a_y]$ – составляющие ускорения ОЦТ при естественном движении.

В рассматриваемом случае естественного движения тело будет совершать вращение относительно точки контакта с опорой, во время которого сила $[R_x]$ будет тормозить горизонтальное движение ОЦТ, а сила $[R_y]$ – обеспечивать ускорение, направленное вертикально вверх.

Кроме того, силы реакции опоры будут вызывать вращение тела вокруг оси, проходящей через ОЦТ, поскольку они образуют моменты сил относительно указанной оси. Для оценки суммарного результата действия обеих сил проводим результирующую силу реакции опоры $[R]$. В приведенном примере результирующая реакция опоры вызывает вращение тела относительно ОЦТ в направлении «по часовой стрелке».

Таким образом, в результате естественного движения для рассматриваемой ситуации тело спортсмена будет терять горизонтальную скорость и приобретать вертикальную. Кроме того, тело как целое будет приобретать некоторое вращение, направленное вперед «по часовой стрелке».

Программное движение при отталкивании во время прыжка в длину отличается от описанного выше естественного. Так, приобретая вертикальную скорость, спортсмену нежелательно терять скорость горизонтального направления. Кроме этого, для него нет необходимости обеспечивать вращательного движения относительно ОЦТ. Допустим, что в качестве программного движения принят вариант программы места, в котором ОЦТ имеет только вертикальное ускорение, а горизонтальное, тормозящее движение вперед, отсутствует. Кроме этого, в процессе отталкивания не должно задаваться вращение относительно ОЦТ.

Для обеспечения программного движения в уравнения (1.48) необходимо добавить дополнительные силы $[F_{\text{уп}}]$, которые обеспечивает сам

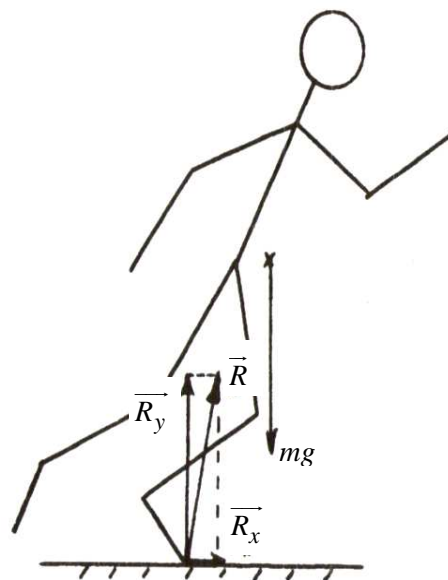


Рис. 10. Естественные силы, действующие на спортсмена в момент отталкивания

спортсмен, выполняя управляющие движения в суставах. Уравнения движения при наличии управляющих воздействий имеют вид:

$$\begin{cases} ma_{x,pez} = R_x + F_{ynp,x} \\ ma_{y,pez} = R_y - mg + F_{ynp,y} \end{cases}, \quad (1.48)$$

где $[a_x]$ и $[a_y]$ – результирующие ускорения ОЦТ, соответствующие программному движению.

Подставляя в систему уравнений (1.48) значения естественных сил из системы (1.47), получаем управляющие силы, которые обеспечиваются движениями в суставах:

$$\begin{cases} F_{ynp,x} = ma_{x,pez} + ma_x \\ F_{ynp,y} = ma_{y,pez} - ma_y \end{cases}. \quad (1.49)$$

Аналогичным образом находятся управляющие моменты сил. При этом в качестве уравнений движения используются выражения законов динамики для вращательного движения. Так, для рассматриваемой ситуации уравнение естественного вращательного движения относительно ОЦТ имеет вид:

$$J\omega = M_R, \quad (1.50)$$

где $[J]$ – момент инерции тела спортсмена относительно ОЦТ;

$[\omega]$ – угловая скорость;

$[M_R]$ – момент силы реакции опоры относительно ОЦТ тела спортсмена.

Отсутствие в последнем уравнении момента силы тяжести является следствием того, что указанная сила приложена в ОЦТ и не образует момента относительно осей, проходящих через указанную точку.

Уравнением программного движения для вращательной составляющей в данном случае является выражение

$$M_{ynp} + M_R = 0. \quad (1.51)$$

Последнее выражение соответствует упоминавшемуся выше требованию отсутствия ускорения для вращательного движения тела спортсмена относительно ОЦТ при взаимодействии с опорой. В результате значение управляющего момента силы определяется следующим образом:

$$M_{ynp} = -M_R. \quad (1.52)$$

Аналогичным образом могут быть определены управляющие силы и моменты сил для любого движения спортсмена (Н.Б. Сотский, 2002).

3. МЕХАНИЧЕСКАЯ РАБОТА И ЭНЕРГИЯ ПРИ ДВИЖЕНИЯХ ЧЕЛОВЕКА

При движениях человека силы, приложенные к его телу на некотором пути, совершают работу и изменяют положение и скорость звеньев тела, что изменяет его энергию. Работа характеризует процесс, при котором меняется энергия системы. Энергия же характеризует состояние системы, изменяющейся вследствие работы.

Работа силы – это мера действия силы на тело при некотором его перемещении под действием этой силы. Работа силы равна произведению величины силы на расстояние, пройденное телом в направлении действия этой силы:

$$A = F \Delta S \cos \alpha. \quad (1.53)$$

Работа силы не является векторной величиной. Она может быть как положительной, так и отрицательной. Если сила направлена в сторону движения (или под острым углом к этому направлению), то она совершает положительную работу (например, когда мышца сокращается против нагрузки и идет на разгон звеньев тела, в целом тела.). Когда же сила направлена навстречу движению (или под тупым углом к его направлению), то работа силы отрицательная (например, при противодействии мышц растяжению при действии внешних сил).

Работа на перемещение человека в процессе его двигательной деятельности затрачивается на движение тела как целого, что может характеризоваться движением его ОЦГ; движением частей тела относительно ОЦГ.

При вращательном движении происходит **работа момента силы**, которая равна произведению модуля момента силы и углового перемещения:

$$A = M \Delta \varphi. \quad (1.54)$$

При анализе спортивных движений чаще всего значение имеет не величина выполненной работы, а то, как быстро она была выполнена. Для оценки напряженности механической работы вводится понятие мощности.

Мощность – это работа, выполняемая за единицу времени:

$$N = \frac{\Delta A}{\Delta t}, \quad (1.55)$$

$$N = Fv. \quad (1.56)$$

По формуле (1.56) можно определить мощность коротких интенсивных движений (ударов по мячу, боксерских ударов и других ударных дей-

ствий), когда механическую работу определить трудно, но можно измерить силу и скорость.

По величине мощности, развиваемой при выполнении работы, часто судят о направленности тренировочной нагрузки. Циклические упражнения по классификации, разработанной В.С. Фарфелем, подразделяются на четыре зоны мощности:

1) максимальная мощность, в которых длительность работы не превышают 20 – 25 с (спринтерский бег до 200 м, гит на велотреке до 200 м, плавание до 50 м и др.);

2) субмаксимальная мощность, длящаяся 3 – 5 мин (бег на 1 500 м, плавание на 400 м, гит на треке до 1 000 м, бег на коньках до 3 000 м и др.);

3) большая мощность, возможное время выполнения которой ограничивается 30 – 40 мин (бег до 10 000 м, плавание 800 м – жен., 1 500 м – муж., спортивная ходьба до 5 км и др.);

4) умеренная мощность, которую спортсмен может удерживать от 30 – 40 мин до нескольких часов (шоссейные велогонки, марафонские и сверхмарафонские пробеги, др).

Для оценки эффективности выполняемой работы используется коэффициент полезного действия:

$$\text{кпд} = \frac{A_{\text{полез}}}{A_{\text{выпол}}} \cdot 100 \% . \quad (1.57)$$

Величина КПД всегда меньше 100 %. Для спортивных движений он обычно 20 – 30 %. Формула (1.57) позволяет определить усредненное значение КПД. Если рассматривать показатель КПД в любой момент времени, то используют отношение мощностей, позволяющее судить о мгновенном значении:

$$\text{кпд} = \frac{N_{\text{полез}}}{N_{\text{выпол}}} \cdot 100 \% . \quad (1.58)$$

В биомеханике используют показатель, который называется *коэффициентом механической эффективности* [$K_{\text{мэ}}$], равный отношению выполненной механической работы [$A_{\text{мех}}$] к общим энергозатратам [\mathcal{E}_3]:

$$K_{\text{мэ}} = \frac{A_{\text{мех}}}{\mathcal{E}_3} . \quad (1.59)$$

Этот показатель аналогичен коэффициенту полезного действия в технике. Но особенностью [$K_{\text{мэ}}$], присущей живым организмам, является то, что кроме энергозатрат на полезное механическое движение живому

организму приходится тратить метаболическую энергию на поддержание функционирования самого организма.

Проводилось множество экспериментальных исследований по оценке $[K_{мэ}]$ в следующих физических упражнениях:

- ходьба в диапазоне 4 – 7 км/ч (равен 0,35 – 0,40);
- бег в диапазоне от 3 до 9,16 м/с (повышается от 0,45 до 0,7 – 0,8);
- велосипедное педалирование (составляет от 0,22 до 0,25).

Коэффициент механической эффективности можно использовать как один из критериев совершенствования в движениях: его рост подтверждает правильность методической организации тренировочного процесса конкретного спортсмена.

Способность тела совершать работу называется **энергией**. В биомеханике выделяют следующие основные виды энергии:

- потенциальная, зависящая от взаимного расположения элементов механической системы тела человека;
- потенциальная деформации элементов системы;
- кинетическая поступательного движения;
- кинетическая вращательного движения;
- тепловая;
- обменных процессов.

В биомеханических системах рассматривают и учитывают два вида **потенциальной энергии**:

- обусловленную взаимным расположением в поле силы тяжести звеньев тела в привязке к некоторому отчетному уровню (например, к поверхности Земли):

$$E_{ном} = mgh; \quad (1.60)$$

- связанную с упругой деформацией элементов биомеханической системы (кости, связки, мышцы) или каких-либо механических объектов (например, спортивных снарядов или инвентаря):

$$E_{ном} = \frac{kx^2}{2}, \quad (1.61)$$

где $[k]$ – коэффициент упругости деформируемого тела,

$[x]$ – величина упругой деформации

Кинетическая энергия запасается в теле благодаря имеющемуся движению. Движущееся тело совершает работу за счет ее убывания. Поскольку звенья тела и тело человека совершают поступательное и вращательное движения, суммарная кинетическая энергия будет равна:

$$E_{кин} = \frac{mv^2}{2} + \frac{J\omega^2}{2}. \quad (1.62)$$

Полная энергия биомеханической системы равна сумме всех перечисленных видов энергии.

Различные формы энергии в природе связаны *законом сохранения энергии*, согласно которому энергия не возникает и не исчезает, а переходит из одних видов в другие. Переход энергии из одних видов в другие осуществляется благодаря работе сил. Так, при выполнении спортивных движений кинетическая энергия может переходить в потенциальную и наоборот.

Изменение энергии, в результате которого совершается работа, не является в биомеханической системе высокоэффективным процессом, т.е. не вся затраченная энергия переходит в полезную работу. Часть энергии теряется необратимо, переходя в тепло: только 25 % используется для выполнения работы, остальные 75 % преобразуются и рассеиваются в организме.

Для биомеханической системы применяют закон сохранения энергии механического движения в форме:

$$E = E_k + E_n + U, \quad (1.63)$$

где $[E]$ – полная механическая энергия системы;

$[E_k]$ – кинетическая энергия системы;

$[E_n]$ – потенциальная энергия системы;

$[U]$ –внутренняя энергия системы, представляющая в основном тепловую энергию.

Полная энергия механического движения биомеханической системы имеет в своей основе два следующих источника энергии:

- метаболические реакции в организме человека;
- механическая энергия внешней среды (деформирующихся элементов спортивных снарядов, инвентаря, опорных поверхностей; противников при контактных взаимодействиях). Передается эта энергия посредством работы внешних сил.

Особенность энергопродукции в биомеханической системе – то, что одна часть энергии при движении расходуется на совершение необходимого двигательного действия, другая идет на необратимое рассеивание запасенной энергии, третья сохраняется и используется при последующем движении. При расчете затрачиваемой при движениях энергии и совершаемой при этом механической работы тело человека представляют в виде модели многозвенной биомеханической системы, аналогичной анатомическому строению (Г.И. Попов, 2005).

4. СТАТИКА

Статика рассматривает особенности сохранения положения тела в пространстве, которое определяется такими характеристиками как место, ориентации и позы. Другими словами сохранение положения тела в пространстве – это сохранение неизменными места, ориентации и позы.

Положение, в котором тело может находиться без движения, называется положением равновесия. В механике **равновесие** – это состояние, при котором сумма внешних сил и моментов сил, действующих на тело или систему тел, равна нулю:

$$F_1 + F_2 + F_3 + \dots = 0. \quad (1.64)$$

Различают следующие виды равновесий (рис. 11).

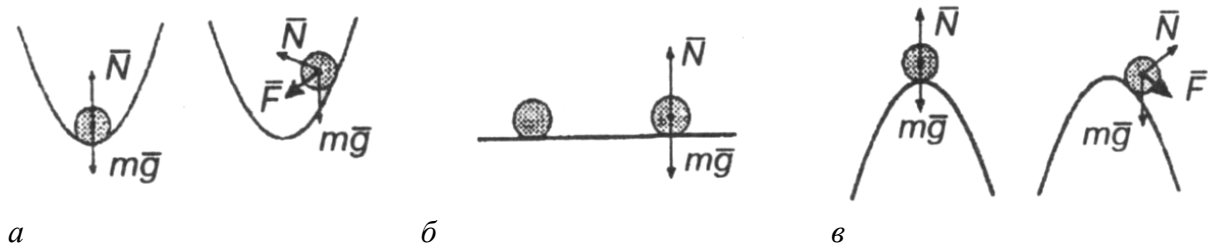


Рис. 11. Равновесие тела на поверхности:
а – устойчивое; б – безразличное; в – неустойчивое

Устойчивое равновесие характеризуется тем, что при отклонении тела от положения равновесия, возникают силы или моменты сил, стремящиеся вернуть тело в исходное положение. Примером может служить положение тела с верхней опорой (например, вис на перекладине), когда при любых отклонениях тело стремится возвратиться в начальное положение. В положении устойчивого равновесия тело обладает минимальной потенциальной энергией.

Неустойчивое равновесие наблюдается, когда при малых отклонениях тела возникают силы или моменты сил, стремящиеся еще больше отклонить тело от начального положения. Такое можно наблюдать, когда человек, стоя на опоре очень малой площади, отклоняется в сторону.

Безразличное равновесие характеризуется тем, что при изменении положения тела не возникает сил или моментов сил, отклоняющих или возвращающих тело в положение равновесия. Примером безразличного равновесия является равновесие тела, закрепленного на оси, проходящего через его центр тяжести. Если ось проходит через другую точку и центр

расположен выше оси, то возможно только неустойчивое равновесие. Равновесие будет устойчивым, если центр тяжести расположен ниже оси. У человека безразличное равновесие почти не наблюдается. В основном характерно для тел сферической формы, например, мяч, ядро и т.п.

Ограниченно-устойчивое равновесие отличается тем, что тело может вернуться в исходное положение при отклонении от него до некоторого предела, если же отклонение переходит за этот предел, равновесие становится неустойчивым. Применяется в основном при анализе спортивных движений.

Вид равновесия определяет условия сохранения положения тела относительно первоначально исходного положения. **Устойчивость** же определяет меру сохранения равновесия.

Для оценки устойчивости тела, находящегося в контакте с опорой вводится понятие **площадь опоры**. Площадь опоры представляет собой площадь геометрической фигуры, ограниченной крайними точками тела, соприкасающимися с поверхностью опоры. В общем случае тело сохраняет свое положение при условии прохождения линии действия силы тяжести через площадь опоры. При несоблюдении указанных условий тело приобретает вращательное движение под действием силы тяжести.

Устойчивость тела определяется высотой ОЦТ тела над опорой, расстоянием от горизонтальной проекции ОЦТ тела до края площади опоры и величиной площади опоры.

Характеристиками, позволяющими оценивать способность тела сохранять равновесие, являются коэффициент устойчивости и угол устойчивости.

Угол устойчивости – угол, образованный вертикальной линией, проходящей через ОЦТ тела, и линией, соединяющей его с краем площади опоры в направлении, в котором определяется устойчивость тела. Угол устойчивости еще называют **динамическим показателем устойчивости**. Сумма двух углов устойчивости в одной плоскости рассматривается как **угол равновесия** в этой плоскости. Угол устойчивости позволяет оценить способности тела сопротивляться опрокидыванию вне зависимости от величины силы, стремящейся к этому. Так, чем больше угол, тем более устойчивым является тело. Исходя из этого, чем ниже расположен ОЦТ тела, тем устойчивее будет положение.

Коэффициент устойчивости определяется отношением момента силы тяжести тела, возвращающей отклоняемое тело в исходное положение, к опрокидывающему моменту силы, действующему на тело:

$$K_{уст} = \frac{M_{уст}}{M_{ом}} = \frac{mgd_1}{Fd_2}. \quad (1.65)$$

По мере увеличения отклонения плечо силы тяжести укорачивается, и момент устойчивости становится меньше. Момент опрокидывания равен произведению опрокидывающей силы на ее плечо относительно той же линии опрокидывания. Устойчивость высокая, если этот коэффициент больше или равен единице. Если этот показатель меньше единицы, тело будет опрокидываться. Коэффициент устойчивости также называют *статическим показателем устойчивости*. Он характеризует способность тела своей силой тяжести сопротивляться опрокидыванию в данных условиях.

Статический и динамический показатели устойчивости в полной мере применимы для оценки положения только твердого тела или тела человека, когда поза его совершенно неизменна. Для человека (как биомеханической системы) при оценке устойчивости положения надо учитывать еще ряд обстоятельств. Во-первых, поверхность опоры почти всегда больше площади эффективной опоры. Это значит, что линия опрокидывания всегда расположена внутри границы поверхности опоры. Мягкие ткани и недостаточно сильные мышцы не могут уравновесить нагрузку, и опрокидывание будет раньше, чем линия тяжести пересечет край опорной поверхности. Во-вторых, тело человека при попытке опрокидывания чаще всего не сохраняет позы, а изменяет свою конфигурацию, его звенья перемещаются в тех или иных суставах. В-третьих, уменьшение высоты ОЦТ тела при прочих равных условиях не всегда сопровождается увеличением устойчивости, как у твердого тела. Например, в глубоком приседе труднее сохранить равновесие из-за менее выгодных условий проявления силовых возможностей мышц нижних конечностей для противодействия внешним силам. Поэтому коэффициент устойчивости снижается, а значит, ухудшается устойчивость тела. Таким образом, показатели устойчивости твердого тела в применении к телу человека дают возможность только в самой общей форме оценить механические условия его устойчивости.

Выше рассматривались только условия равновесия тела, находящегося под действием силы тяжести. При сохранении положения тела человека приходится уравнивать не только силу тяжести, но и многие другие силы. С точки зрения задачи уравнивания сил можно выделить три вида статической работы мышц (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979):

- удерживающая работа – против момента силы тяжести; моменты сил тяги мышц уравновешены моменты силы тяжести звеньев;
- укрепляющая работа – против сил тяжести, действующих на разрыв; силы мышечной тяги укрепляют сустав, принимают на себя нагрузку;
- фиксирующая работа – против сил тяги мышц-антагонистов и других сил; силы мышечной тяги лишают звено возможностей движения, действуя друг против друга по направлению, но совместно – по задаче.

В некоторых видах спорта большое значение имеет сохранение равновесия системы, образованной из двух или нескольких тел. Такие ситуации наблюдаются в акробатике, когда спортсмены выполняют упражнения в парах, тройках или четверках. Другой пример – взаимодействие борцов в процессе выполнения технического действия.

В случае системы тел условия равновесия аналогичны рассмотренным выше, однако взаимодействующих спортсменов следует рассматривать как систему, имеющую общий центр тяжести и площадь опоры. Пользование всеми этими характеристиками имеет смысл только в том случае, если изменение ориентации всей системы тел, как и одного тела спортсмена, обеспечивается надежной фиксацией взаимного расположения отдельных частей тела, требующих порой больших мышечных напряжений. Система тел будет находиться в равновесии в случае, когда проекция ее ОЦТ расположена в пределах площади опоры (Н.Б. Сотский, 2002).

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ДЛЯ САМОПОДГОТОВКИ

Вопросы к коллоквиуму

1. Что изучает кинематика?
2. Дайте определение системе отсчета. Что является телом отсчета?
3. Какие понятия входят в систему отсчета расстояния и времени?
4. В чем отличие инерциальных систем отсчета от неинерциальных?

Приведите примеры.

5. Расскажите об ОЦТ человека.
6. Что называется программой места?
7. Какие характеристики ОЦТ определяют при анализе программы места?
8. Дайте определение программе ориентации.
9. Что необходимо для задания программы ориентации?
10. С помощью каких углов задается ориентации тела в пространстве?
11. Для чего определяют общую программу движения?
12. Что представляет собой программа позы?
13. Рассмотрите основные положения записи суставных углов при описании программы позы.
14. Особенности при записи переменной позы суставных углов.
15. Что изучает динамика?
16. Что относится к силовым характеристикам тела?
17. Как действуют сила тяжести на тело человека?
18. Расскажите об особенностях проявления силы реакции опоры.

19. Когда возникают силы упругости, в чем заключено положительное действие упругих объектов?
20. Охарактеризуйте разновидности сил трения.
21. Опишите действие сил на тело человека со стороны окружающей среды.
22. Что является причиной возникновения сил инерций?
23. Какие силы инерции возникают при вращательном движении системы отсчета?
24. Рассмотрите особенности механической работы при поступательном и вращательном движении.
25. В чем заключается мощность механического движения тела человека.
26. Какие показатели используют для оценки эффективности выполнения двигательных действий?
27. Раскройте понятие «энергия».
28. Что изучает статика?
29. Какие показатели используют для характеристики способности тела сохранять равновесие?
30. Расскажите об особенностях равновесия нескольких тел.

Вопросы к мини-контрольной

1. Опишите способы задания положения точки в пространстве.
2. Что относится к пространственным характеристикам движения?
3. Охарактеризуйте временные характеристики движения.
4. Рассмотрите пространственно-временные характеристики при различных движениях.
5. Положение тела спортсмена в пространстве.
6. Перечислите инерционные характеристики тела.
7. Что относится к силовым характеристикам тела?
8. Законы динамики.
9. Силы при выполнении двигательных действий.
10. Понятие управляющих сил и моментов сил.
11. Виды энергии при движении человека. Закон сохранения энергии.
12. Равновесие, виды равновесий.
13. Особенности устойчивости тела человека.

Модуль 2

БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

1. Биомеханические свойства и функции костей.
2. Биомеханика суставных движений.
3. Биомеханика сухожильно-связочного аппарата.
4. Биомеханика мышц.
5. Звенья тела как рычаги.

1. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА И ФУНКЦИИ КОСТЕЙ

Все многообразие движений человека возможно благодаря особому строению и функциям двигательного аппарата, основу которого составляет костный скелет.

В соответствии с формой кости делят на четыре основных типа: длинные, короткие, плоские и смешанные. Форма кости также указывает на ее механическую функцию:

1) *длинные* кости – кости конечностей (кроме костей запястья, лодыжки и коленной чашечки) в длину больше, чем в ширину. Каждая имеет диафиз (тело) и два эпифиза (конца), которые обычно шире, чем тело кости. Эти кости работают как подъемные механизмы, заставляющие тело двигаться при сокращении мышц. Некоторые кости, особенно кости нижних конечностей, выполняют важную роль по удержанию веса тела. Кости ног и рук продолговатые и трубчатые по строению, поэтому могут противодействовать значительным нагрузкам и в 2 – 2,5 раза снижать их величину и значительно уменьшать моменты инерции;

2) *короткие* кости – кости запястья и предплюсны имеют неправильную кубическую форму или многогранника. Они выполняют роль своеобразного соединительного мостика в области запястья и лодыжки. Движения между этими костями ограничены, главное их назначение – сохранение стабильности кисти и стопы в целом;

3) *плоские* кости – грудина, ребра, лопатка и кости крыши черепа. Эти кости тонкие, сплюснутые и слегка изогнутые. Ребра и череп выполняют, главным образом, защитные функции (защита внутренних органов), а лопатки служат поверхностью прикрепления большого количества мышц;

4) *смешанные* кости – кости лицевого черепа, позвоночника, таза и бедра. Вертикальное положение тела поддерживается S-образным гибким позвоночником, поддерживающим голову. Кости таза поддерживают равновесие верхней части туловища.

Механические свойства костей определяются их разнообразными функциями: кроме двигательной, они выполняют защитную и опорную функции. Кости черепа, грудной клетки и таза защищают внутренние органы. Опорную функцию выполняют кости конечностей и позвоночника.

Прочность кости (механические свойства) обеспечивается физико-химическим единством органических и неорганических веществ, а также конструкцией костной ткани. Преобладание в кости органических веществ (у детей) обеспечивает ей большую упругость, эластичность. При изменении соотношения в сторону преобладания неорганических веществ кость становится ломкой, хрупкой (у людей пожилого возраста).

Различают четыре вида механического воздействия на кость:

- растяжение;
- сжатие;
- изгиб;
- кручение.

Нагрузки, обуславливающие *растяжение*, возникают обычно при висах или во время удержания груза в опущенных руках. При растягивающей продольной силе кость выдерживает напряжение 150 Н/мм^2 . Это в 30 раз больше, чем давление, разрушающее кирпич. Установлено, что прочность кости на растяжение выше, чем у дуба, и почти равна прочности чугуна.

При прыжках с высоты или при подъеме тяжестей ноги спортсмена испытывают большие нагрузки на *сжатие*. В этом случае на скелет действуют, с одной стороны, силы тяжести тела и вес внешних отягощений, а с другой – давление опоры. При сжатии прочность костей еще выше. Так, самая массивная кость – большеберцовая выдерживает вес 27 человек. Предельная сила сжатия составляет 16 000 – 18 000 Н.

Нагрузки, вызывающие *изгиб*, обычно встречаются, когда кости выполняют роль рычагов. В этих случаях приложенные к ним силы мышц и силы сопротивления направлены поперек костей и вызывают изгиб. Подобный вид деформации широко встречается и в повседневной жизни, и в спортивной практике. Например, сегменты верхней конечности деформируются на изгиб при удержании положения «крест» в висе на кольцах.

Нагрузки, обуславливающие *кручение*, чаще всего встречаются при вращательных движениях звена вокруг продольной оси.

Прочность костей в 2 – 5 раз превышают силы, действующие на них в повседневной деятельности человека. Если механические нагрузки, на-

пример, как у спортсменов, превышают обычные диапазоны, то организм с ними справляется, гипертрофируя кости. Так у штангистов утолщаются кости ног и позвоночника, у футболистов – внешняя часть кости плюсны, у теннисистов – кости предплечья и т.д. (В.Л. Уткин, 1989).

В теле человека кости скелета посредством различных видов соединений объединены в общую функциональную систему – пассивную часть опорно-двигательного аппарата. Все соединения костей можно подразделить на три типа:

1) *непрерывные соединения*, в которых между костями имеется прослойка соединительной ткани или хряща. Щель или полость между соединяющимися костями отсутствует;

2) *симфизы, или полусуставы*, имеют небольшую щель в хрящевой или соединительно-тканной прослойке между соединяющимися костями (переходная форма от непрерывных соединений к прерывным);

3) *прерывные, или синовиальные, соединения (суставы)* характеризуются наличием между костями полости и синовиальной мембраны, выстилающей изнутри суставную капсулу.

2. БИОМЕХАНИКА СУСТАВНЫХ ДВИЖЕНИЙ

В суставах в зависимости от строения сочленяющихся поверхностей (форма, изогнутость, размер) движения могут совершаться вокруг различных осей. В биомеханике суставов выделяют следующие оси вращения: фронтальную, сагиттальную и продольную (вдоль сочленяющихся костей). Вокруг указанных осей возможны различные виды движений.

Вокруг фронтальной оси выполняются сгибание и разгибание. При сгибании один из костных рычагов движется относительно другого вокруг оси в таком направлении, что угол между сочленяющимися костями уменьшается (например, при сгибании в локтевом суставе уменьшается угол между плечом и предплечьем). Во время разгибания движение происходит в обратном направлении: угол в суставе между костями увеличивается (до 180°) и происходит выпрямление (конечности или туловища). Вокруг сагиттальной оси осуществляется приведение и отведение. В случае приведения одна из сочленяющихся костей приближается к срединной плоскости, при отведении – удаляется от нее. При вращении кость вращается в ту или иную сторону вокруг своей продольной оси.

Круговое движение – это последовательное движение вокруг всех осей, при котором свободный конец движущейся кости или конечности, например, кисть руки, описывает окружность.

Размах (объем) движений в суставах зависит, прежде всего, от разности угловых величин (выражают в угловых градусах) сочленяющихся поверхностей. Чем больше эта разность, тем больше размах движений. При почти равной протяженности суставных поверхностей объем движений в суставах незначителен. На величину объема движений в суставах влияют также количество и расположение связок, укрепляющих сустав, положение и степень растяжимости мышц, окружающих сустав.

Суставы отличаются друг от друга числом сочленяющихся костей, т.е. числом суставных поверхностей, и формой этих поверхностей. В зависимости от числа суставных поверхностей выделяют простой сустав, образованный только двумя суставными поверхностями, и сложный сустав, образованный тремя и более суставными поверхностями.

Кроме того, различают комплексный и комбинированный суставы. Комплексный сустав характеризуется наличием между сочленяющимися поверхностями суставного диска для мениска, который делит полость сустава на два этажа. Комбинированный сустав представлен двумя анатомическими изолированными суставами, действующими совместно (например, правый и левый височно-нижнечелюстные суставы).

Формы суставных поверхностей напоминают отрезки поверхностей различных геометрических тел: цилиндра, эллипса, шара. Соответственно этому различают суставы по форме суставных поверхностей: цилиндрический, эллипсоидный и шаровидный. Встречаются и варианты указанных форм суставов. Например, разновидностью цилиндрического сустава будет блоковидный сустав, шаровидного-чашеобразный и плоский суставы.

Форма суставных поверхностей определяет число осей, вокруг которых происходит движение в данном суставе. Так, цилиндрическая форма суставных поверхностей позволяет производить движение лишь вокруг одной оси, а эллипсоидная – вокруг двух осей. В суставах с шаровидными суставными поверхностями движения возможны вокруг трех и более взаимно перпендикулярных осей.

Таким образом, между формой сочленяющихся поверхностей и числом осей движения имеется определенная взаимозависимость. Поэтому существует также биомеханическая классификация суставов:

- 1) суставы с одной осью движения (одноосные);
- 2) суставы с двумя осями движения (двуосные);
- 3) суставы со многими осями движения, из которых три основные (многоосные, или трехосные).

Одноосные суставы

Цилиндрический сустав. Ось цилиндрического сустава совпадает с длинной осью сочленяющихся поверхностей (сочленение атланта с зубом

осевого позвонка, проксимальный и дистальный лучелоктевые суставы). В данных суставе движение происходит вокруг продольной оси, т.е. вращение.

Блоковидный сустав. Движение в блоковидном суставе происходит вокруг поперечной оси, расположенной во фронтальной плоскости. Вокруг нее возможны сгибание и разгибание. Разновидностью блоковидного сустава является винтообразный сустав. Движения в винтообразном суставе осуществляются вокруг поперечной оси (аналогичны движениям в блоковидном суставе), но с некоторым винтообразным смещением сочленяющихся поверхностей (например, локтевой сустав).

Двуосные суставы

Эллипсоидный сустав. Движения в суставе возможны вокруг двух взаимно перпендикулярных осей. Примером может служить лучезапястный сустав, имеющий две оси – фронтальную и сагиттальную. Вокруг фронтальной оси происходят сгибание и разгибание, а вокруг сагиттальной – приведение и отведение.

Седловидный сустав. Движения аналогичны движениям в эллипсоидном суставе и осуществляются вокруг двух взаимно перпендикулярных осей. Пример – сустав между пястной костью I пальца кисти и костью-трапецией запястья.

Мыщелковый сустав. Этот сустав представляет собой как бы переходную форму от блоковидного к эллипсоидному, однако в блоковидном суставе меньше разность в величине и форме сочленяющихся поверхностей, чем в мыщелковом. От эллипсоидного отличается количеством суставных головок: в эллипсоидном – одна, в мыщелковом – две.

В мыщелковом суставе возможны движения вокруг двух осей. Пример – коленный сустав: вокруг фронтальной оси происходят сгибание и разгибание, вокруг продольной – вращение.

Многоосные суставы (с тремя осями движения)

Шаровидный сустав. В этом суставе возможны различные движения: сгибание и разгибание (вокруг фронтальной оси), приведение и отведение (вокруг сагиттальной оси) и вращение (вокруг продольной оси). Вследствие большой разницы в размерах сочленяющихся поверхностей шаровидный сустав является самым подвижным из всех суставов. Пример – плечевой сустав.

Чашеобразный сустав. Это разновидность шаровидного сустава, разница лишь в глубине суставной ямки. Последняя охватывает головку больше чем наполовину. Следовательно, разность угловых размеров суставных поверхностей головки и впадины невелика, что в значительной

степени ограничивает объем (размах) движений в этом суставе. Пример тазобедренный сустав.

Плоский сустав. Суставные поверхности сустава изогнуты мало и напоминают отрезки (участки) поверхности шара большого диаметра. Движения в суставе могут совершаться вокруг трех осей, но объем их ограничен вследствие незначительной разницы кривизны и размеров суставных поверхностей (М.Р. Сапин, 1993).

Несколько звеньев тела, соединенных суставами, образуют **биокинематическую цепь**. Биокинематические цепи, закрепленные лишь на одном конце, называют *открытыми*, а те, которые закреплены на обоих концах, *замкнутыми*. Так, рука, поднятая в сторону, представляет собой открытую биокинематическую цепь относительно туловища, а поставленная на бедро – замкнутую. В открытой биокинематической цепи свобода перемещения каждого звена определяется суммой степеней свободы всех расположенных ближе к опоре звеньев. Например, кисть по отношению к лучевой кости имеет две степени свободы, лучевая кость по отношению к локтевой – одну степень свободы, локтевая по отношению к плечу – одну, а плечо по отношению к лопатке – три. Таким образом, кисть по отношению к туловищу имеет семь степеней свободы и обладает полной свободой перемещения. Она может перемещаться практически в любую точку пространства в пределах длины руки и быть повернута любым образом. Весь двигательный аппарат человека имеет свыше 200 степеней свободы. Координируя движения в суставах, ограничивая часть степеней свободы, человек как бы создает механизмы различного рабочего назначения: для перемещения своего тела заданным образом или перемещения других тел (В.Т. Назаров, 1984).

3. БИОМЕХАНИКА СУХОЖИЛЬНО-СВЯЗОЧНОГО АППАРАТА

Функции связок и сухожилий заключаются в укреплении суставов и передаче костным рычагам усилий мышечной тяги. Для спортивной биомеханики изучение механических свойств связок и сухожилий интересно с двух точек зрения: во-первых, для понимания причин и предупреждения травматизма и, во-вторых, для оценки величин потенциальной энергии упругой деформации, которая может накапливаться при растягивании сухожилий в условиях естественных движений (и затем переходить в кинетическую энергию движения).

При растягивании препаратов кость-связка-кость регистрируется типичная картина (рис. 12). Кривая сила – время (т.к. скорость растягивания

постоянна, то время пропорционально удлинению) может быть разбита на четыре зоны:

Первая зона характеризуется относительно медленным нарастанием напряжения. Эта зона составляет 1,0 – 4,0 % от начальной длины волокна.

Вторая зона начинается с момента появления линейной зависимости между приростом напряжения и удлинением, в это время уменьшается закрутка волокон, их ход приближается к параллельному. Зона составляет 2 – 5 % от начальной длины у сухожилий и 20 – 40 % – у связок. Это обусловлено не только содержанием эластических волокон, но и, главным образом, организацией волокон внутри связок. Со второй половины этой зоны в волокнах начинают появляться микроразрывы.

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

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



Рис. 12. Зависимость сила-время при растягивании препарата (передняя крестообразная связка) со скоростью 0,66 % длины в секунду (по Butler et. al., 1978)

Предельные значения напряжения и удлинения связок и сухожилий зависят от геометрических размеров препарата (табл. 1). Чем больше поперечное сечение, тем больше и прочность. Чем связка длиннее, тем большей способностью к растягиванию она обладает. В связи с этим для оценки качества материала используют относительные характеристики:

1) нормальное напряжение:

$$\sigma = \frac{F}{S}, \text{ Н/мм}^2; \quad (2.1)$$

2) относительное удлинение:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}; \quad (2.2)$$

3) модуль Юнга:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}, \text{ Н/мм}^2. \quad (2.3)$$

В этих формулах: $[F]$ – предельная растягивающая сила, $[S]$ – площадь поперечного сечения препарата, $[\Delta l]$ – удлинение, $[l]$ – первоначальная длина препарата.

Таблица 1

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

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

3.1. Зависимость механических свойств связок и сухожилий от времени действия нагрузки

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

1. С увеличением скорости растягивания аппарата требуется значительно большая предельная нагрузка и энергия разрыва.

2. Если растянуть связку (сухожилие) сначала быстро, а затем прекратить растягивание, то напряжение будет быстро нарастать, потом станет убывать, произойдет *релаксация* (падение напряжения в деформированном аппарате с течением времени) связки (сухожилия), и через некоторое время напряжение стабилизируется. Причем даже при очень медленном растягивании максимальная сила (в первый момент прекращения растягивания) будет больше силы для состояния неизменной длины. Между уменьшающимся напряжением и логарифмом времени существует линейная зависимость, наклон которой называется *константой релаксации*.

3. С увеличением силы растягивания линейно изменяется длина аппарата, затем, если сила стабилизируется, аппарат продолжает удлиняться: сначала быстро, затем медленнее. Увеличение длины деформируемого аппарата с течением времени под действием постоянной приложенной силы называется *ползучестью*. Кривая ползучести, как и кривая релаксации, хорошо описывается логарифмической зависимостью. Наклон линии в этом случае называется *константой ползучести*.

4. Циклическое воздействие на сухожилия и связки вызывает появление *гистерезиса* – отставание во времени реакции аппарата в ответ на изменяющееся внешнее воздействие (напряжение), при этом по мере продолжения действия площадь петли гистерезиса уменьшается, что отражает уменьшение рассеивания энергии в тканях. Поэтому в процессе двигательных занятий, под влиянием разминки теплототери в сухожилиях уменьшаются.

Связки и сухожилия имеют нелинейные свойства (модуль упругости изменяется по мере растягивания аппарата), поэтому для оценки параметров материалов были предложены два коэффициенты (Butler et. al.,1978), которые регистрируются по кривой сила-перемещения (кривая Лиссажу):

$$E_E = \frac{l_0 \sqrt{(\Delta F_{p-p})^2 - (\Delta F_o)^2}}{(\Delta l_{p-p}) \cdot S}, \quad (2.4)$$

$$E_v = \frac{(\Delta F_o) \cdot l_0}{(\Delta l_{p-p}) \cdot S}. \quad (2.5)$$

Эти коэффициенты характеризуют динамический модуль упругости [E_E] и динамический модуль вязкости [E_v].

3.2. Факторы, влияющие на механические свойства связок и сухожилий

На механические свойства связок и сухожилий влияют: пол и возраст, иммобилизация, содержание гормонов, характер физических упражнений. Предельная прочность, относительное удлинение и коэффициент упругости связок и сухожилий у людей разного пола и возраста различны. Практически во всех случаях меньшие показатели наблюдаются у женского пола. Наибольшие изменения механических свойств приходятся на пубертатный период. Максимальная прочность сухожилий достигается к 21 – 25 годам. Начиная с 16 – 21 года линейно уменьшается прочность и модуль упругости связок, но после 50 лет нет достоверной связи между возрастом и механическими характеристиками связок.

Сухожилия и связки чувствительны к гормональному влиянию. Однократное внутрисуставное введение гормонов (кортикостероидов) не ухудшает механических свойств связок, но систематическое введение гормонов приводит к значительному уменьшению функциональных возможностей связочного аппарата.

Значительно снижает прочность и упругость связок и сухожилий иммобилизация; нужны месяцы для восстановления их механических свойств. И наоборот – тренировки увеличивают сопротивление разрыву как связок, так и сухожилий. 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. В процессе тренировки надо учитывать, что механическая прочность сухожилий и связок увеличивается сравнительно медленно. При форсированном развитии скоростно-силовых качеств может возникнуть несоответствие между возросшими скоростно-силовыми возможностями мышечного аппарата и недостаточной прочностью сухожилий и связок, что грозит потенциальными травмами. Поэтому во время тренировочных занятий необходимо обращать внимание на укрепление сухожильно-связочного аппарата. Это достигается объемной тренировочной работой невысокой интенсивности. Желательно, чтобы движения выполнялись с максимально возможной для данного сустава амплитудой и во всех направлениях (В.М. Зациорский, 1981).

4. БИОМЕХАНИКА МЫШЦ

4.1. Биомеханические аспекты строения мышцы

Все многообразие движений человека осуществляется благодаря сокращению скелетной мускулатуры, которую еще называют поперечно-полосатой. Скелетной мускулатурой человек может управлять, обеспечивая все многообразие своих двигательных действий.

Мышца состоит из элементарных компонентов – саркомеров, представляющих собой комплексы из белковых нитей: тонких светлых – актина и толстых темных – миозина. Саркомеры, соединяясь последовательно, образуют миофибриллы, а они в свою очередь – мышечные волокна.

Область саркомера, где перекрываются актиновые и миозиновые нити, обеспечивает активное сокращение мышцы. Оно происходит благодаря взаимному втягиванию указанных филаментов, увеличению области перекрытия и сокращения длины мышцы. В этой зоне происходит преобразо-

вание химической энергии в механическую работу. Совокупность указанных зон саркомеров можно представить как единый сократительный элемент мышцы.

В состав мышцы входит соединительная ткань, обладающая упругими свойствами. При ее растягивании образуется сила, стремящаяся вернуть мышцу к исходной длине. Сила сопротивления растяжению оказывается непропорциональной величине напряжения. Сначала растяжение мышцы происходит легко, а затем требуемая для этого сила быстро растет. Развиваемое мышцей в данной ситуации упругое сопротивление зависит от напряжения мышцы и может регулироваться сознательно (Н.Б. Сотский, 2002).

В процессе биомеханического анализа скелетную мышцу часто представляют упрощенной моделью, состоящей из трех компонентов (В.М. Зацорский, 1981) (рис. 13):

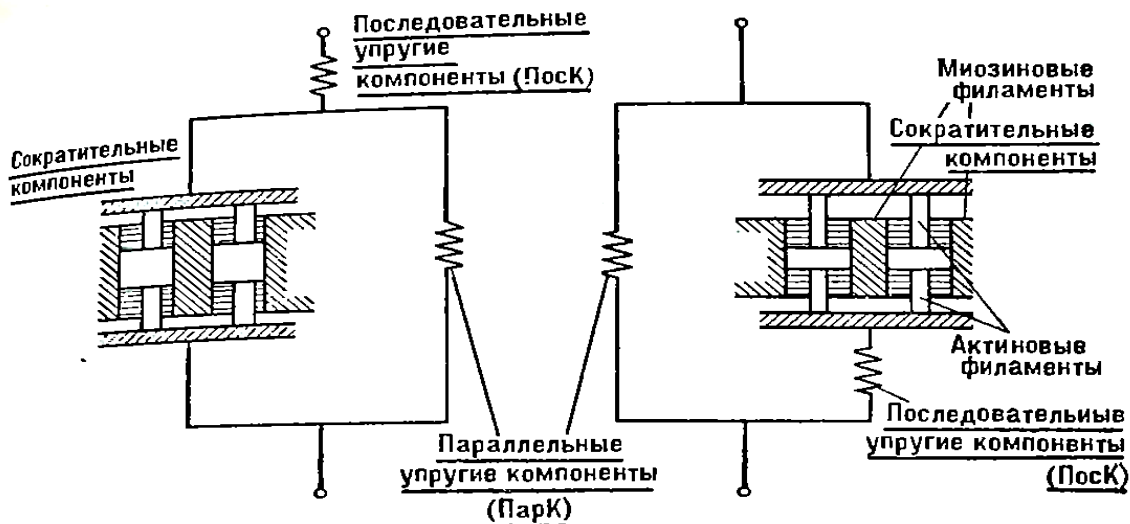


Рис. 13. Мышца как трехкомпонентная система

1) собственного *сократительного (контрактильного)* – именно в этом компоненте разворачиваются процессы, приводящие к генерированию сил мышечной тяги и укорочению мышцы;

2) пассивного упругого, соединенного последовательно с контрактильным (ПОСК), – сухожилия мышцы, места перехода миофибрилл в соединительную ткань, а также отдельные участки саркомеров;

3) пассивного упругого, соединенного параллельно с контрактильным (ПАРК), – соединительнотканые образования, составляющие оболочку мышечных волокон и их пучков.

Упругие компоненты по механическим свойствам аналогичны пружинам: чтобы их растянуть, нужно приложить силу.

4.2. Биомеханические свойства мышц

Основное назначение мышцы – преобразование химической энергии в механическую работу, которая необходима для перемещения звеньев тела. Главными биомеханическими показателями, характеризующими деятельность мышцы, являются:

- а) сила, регистрируемая на ее конце (сила тяги мышц);
- б) скорость изменения длины мышцы.

Поэтому мышцу рассматривают как систему, обладающую определенными механическими свойствами: сократимостью, жесткостью, прочностью, релаксацией и упругостью.

Сократимость – это способность мышцы сокращаться при возбуждении. В результате сокращения мышца укорачивается и возникает сила тяги. При сокращении мышцы образуются поперечные актиномиозиновые мостики, от числа которых зависит сила сокращения мышцы.

Жесткость – это способность противодействовать прикладываемым силам. Жесткость зависит от скорости, с которой мышца растягивается, и от ее натяжения. Характеризуется *коэффициентами жесткости и податливости*.

Коэффициент жесткости определяется как отношение приращения восстанавливающей силы, к приращению длины мышцы под действием внешней силы:

$$K_{жс} = \frac{\Delta F}{\Delta l}, \text{ Н/м.} \quad (2.6)$$

Коэффициент податливости – величина, обратная коэффициенту жесткости, показывает, насколько удлинится мышца при изменении внешней силы:

$$K_n = \frac{\Delta l}{\Delta F}, \text{ м/Н.} \quad (2.7)$$

Прочность оценивается величиной растягивающей силы, при которой мышца разрывается. Предельное значение растягивающей силы определяют по кривой Хилла (рис. 14). Предел прочности, при которой мышца разрывается (в пересчете на 1 мм^2 ее поперечного сечения), составляет от 0,1 до 0,3 Н/мм².

Релаксация – свойство мышцы, проявляющееся в постепенном уменьшении силы тяги при постоянной длине мышцы, например, при спрыгивании и прыжке вверх, если во время глубокого подседа человек делает паузу. Чем пауза больше, тем сила отталкивания и высота выпрыгивания меньше.

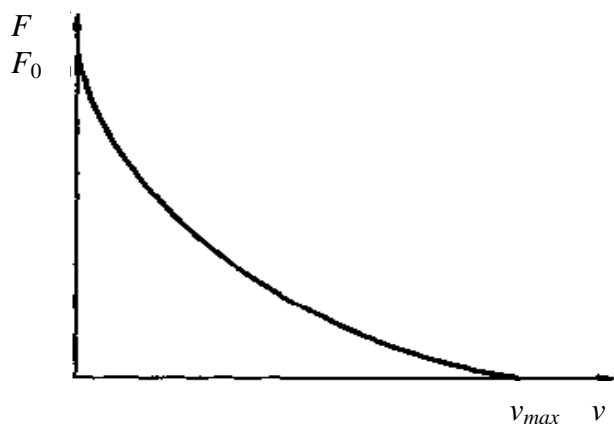


Рис. 14. Взаимосвязь силы, развиваемой мышцей при сокращении, со скоростью сокращения мышцы (кривая Хилла).

$[F_0]$ – величина статической силы, при которой скорость сокращения мышцы равна нулю

Упругость – способность мышцы восстанавливать первоначальную длину после устранения деформирующей силы. Существование упругих свойств объясняется тем, что при растягивании в мышце возникает энергия упругой деформации. Здесь мышцу можно сравнить с пружиной или с резиновым жгутом: чем сильнее растянута пружина, тем большая энергия в ней запасена. Это явление широко используется в спортивной практике. Например, в хлесте предварительное растягивание мышц приводит к растягиванию и параллельного, и последовательного упругого компонента. В них запасается энергия упругой деформации, которая в финальной части движения (метания, толкания и т.д.) преобразуется в энергию движения (кинетическую энергию).

4.3. Режимы сокращения и разновидности работы мышц

Разновидности работы мышц определяются сочетанием изменений их силы тяги и длины. Общеизвестные виды работы мышц (преодолевающая, уступающая и удерживающая) определяются только направлением изменения длины мышцы: укорочением, удлинением, сохранением длины.

Различают три типа мышечных сокращений:

1) изотоническое, при котором мышечные волокна изменяют свою длину при постоянной внешней нагрузке; в реальных движениях проявляется редко, т.к. всегда имеется сопротивление, изменяющее напряжение.

2) изометрическое, при котором мышца развивает напряжение без изменения своей длины; характерен не для движений, а для статических положений. На кривой Хилла (см. рис. 14) изометрическому режиму соответствует величина статической силы $[F_0]$, при которой скорость сокращения мышцы равна нулю. Статическая сила, проявляемая спортсменом в изометрическом режиме, зависит от режима предшествующей работы. Ес-

ли мышца функционировала в уступающем режиме, то $[F_0]$ больше, чем в том случае, когда выполнялась преодолевающая работа;

3) ауксотоническое (анизометрическое), при котором мышца изменяет длину и напряжение; именно оно обеспечивает выполнение двигательных действий человека. У анизометрического режима две разновидности: в *преодолевающем (концентрическом)* режиме мышца укорачивается в результате сокращения; в *уступающем (эксцентрическом)* – растягивается внешней силой. Например, икроножная мышца спринтера функционирует в уступающем режиме при взаимодействии ноги с опорой в фазе амортизации, а в преодолевающем – в фазе отталкивания.

На рис. 15 изображена динамика работы мышцы в преодолевающем и уступающем режимах. Правая часть кривой отображает закономерности преодолевающей работы, при которой возрастание скорости сокращения мышцы вызывает уменьшение силы тяги. В уступающем режиме наблюдается обратная картина: увеличение скорости растяжения мышцы сопровождается увеличением силы тяги, что является причиной многочисленных травм у спортсменов (например, разрыв ахиллова сухожилия у спринтеров и прыгунов в длину). При скорости, равной нулю, мышцы работают в изометрическом режиме.

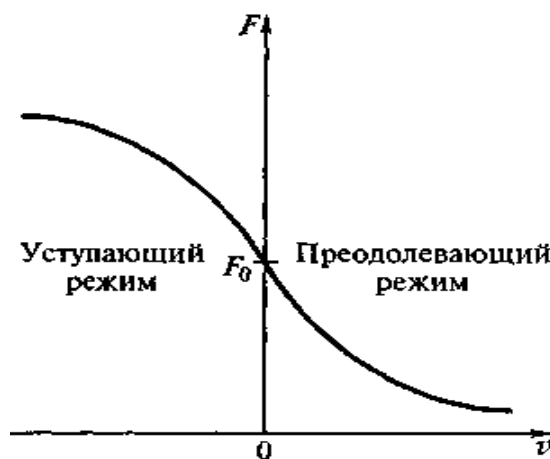


Рис. 15. Взаимосвязь сила-скорость при работе мышцы в уступающем и преодолевающем режимах

Существуют два вида группового взаимодействия мышц: синергизм и антагонизм.

Мышцы-синергисты перемещают звенья тела в одном направлении. Например, в сгибании руки в локтевом суставе участвуют двуглавая мышца плеча, плечевая и плечелучевая мышцы. В результате синергетического взаимодействия мышц увеличивается результирующая сила действия. При наличии травмы, а также при локальном утомлении какой-либо мышцы, ее синергисты обеспечивают выполнение двигательного действия.

Мышцы-антагонисты имеют разнонаправленное действие: так если одна из них выполняет преодолевающую работу, то другая – уступающую. Мышцы антагонисты обеспечивают:

1) возвратно-вращательное движения звеньев тела, поскольку каждая из них работает только на сокращение;

2) высокую точность двигательных действий, т.к. звено необходимо не только привести в движение, но и затормозить в нужный момент;

3) снижение травматизма.

Антагонисты состоят из пары: агонист (сгибатель) – антагонист (разгибатель) (Г.И. Попов, 2005).

5. ЗВЕНЬЯ ТЕЛА КАК РЫЧАГИ

Биомеханические звенья представляют собой своеобразные рычаги.

Рычаг – твердое тело (чаще в виде стержня), которое может вращаться (поворачиваться) вокруг неподвижной оси.

В зависимости от взаимного расположения точек приложения сил и оси различают рычаги 1-го и 2-го рода (рис. 16):

- первого рода (двуплечий) – характеризуется тем, что силы расположены по обе стороны от оси (точки опоры) рычага;
- второго рода (одноплечий) – по одну сторону.

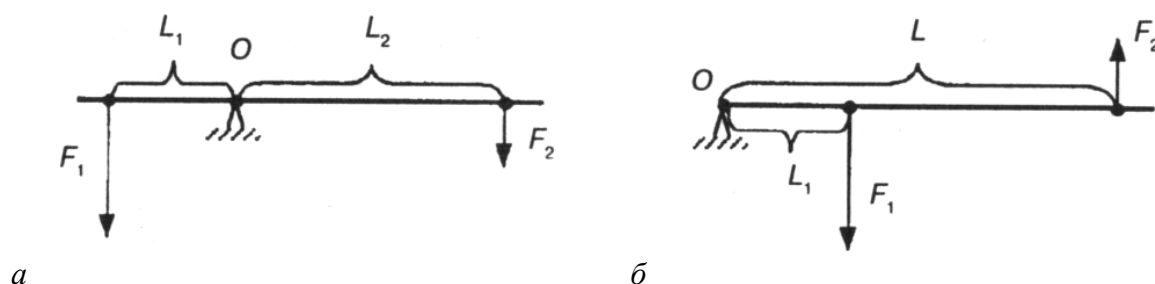


Рис. 16. Равновесие рычагов 1-го (а) и 2-го (б) рода

Силы, стремящиеся повернуть рычаг в одну сторону, рассматриваются как *силы сопротивления*, направленные в другую сторону, – *движущие силы*.

Вне зависимости от вида рычага в каждом из них выделяют:

- 1) точку опоры;
- 2) точку приложения сил;
- 3) плечи рычага (расстояние от точки опоры до места приложения сил);
- 4) плечи сил (длина перпендикуляра, опущенного из точки опоры на линию действия силы).

Рычаг первого рода обеспечивает перемещение или равновесие головы в сагиттальной плоскости (В.И. Дубровский, 2008). На рис. 17 изо-

бражен череп и действующие на него силы. Ось вращения [O] проходит через сочленение черепа с первым позвонком. На череп действуют две силы, приложенные по разные стороны от оси: сила тяжести [R] – к центру тяжести черепа, плечо этой силы – [b], и сила тяги мышц и связок [F] – к затылочной кости, плечо этой силы – [a]. Условие равновесия рычага

$$Fa = Rb.$$

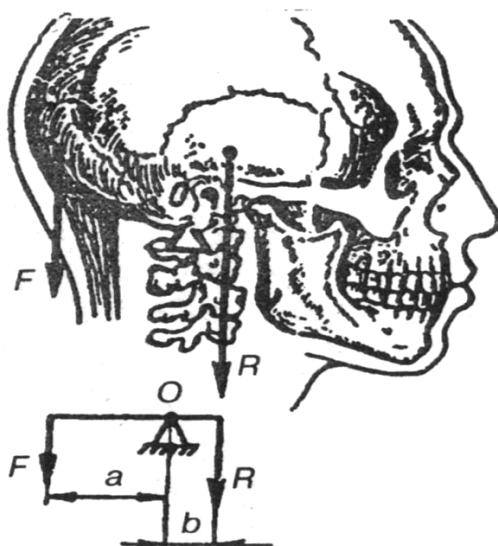


Рис. 17. Рычаг в сагитальной плоскости

Рычаг второго рода дает человеку возможность вставать на цыпочки (В.И. Дубровский, 2008). На рис. 18 изображена стопа и действующие на нее силы. Ось вращения [O] проходит через головку плюсневых костей.

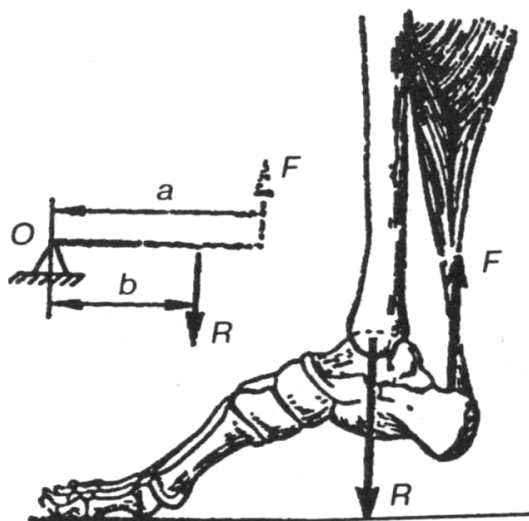


Рис. 18. Стопа в положении на цыпочках

На стопу действуют две силы, приложенные по одну сторону от оси: сила тяжести $[R]$, равная половине силы тяжести, действующей на все тело, плечо этой силы $[b]$ – расстояние от соединения стопы до точки контакта плюсны и пола (обычно 12 см), и сила тяги мышц $[F]$, передаваемая с помощью ахилловых сухожилий и приложенная к выступу пяточной кости, плечо этой силы $[a]$ – расстояние от точки опоры до точки действия ахилловых сухожилий (обычно 18 см). По условию равновесия рычага $Fa = Rb$. В данном случае $a > b$, следовательно, $F < R$. Поэтому рычаг дает выигрыш в силе, но проигрыш в перемещении.

По принципу рычага второго рода работает предплечье человека.

На рис. 19 изображены предплечье и кисть с грузом, а также действующие на них силы. Ось вращения $[O]$ находится в локтевом суставе. На рычаг действуют две силы, приложенные по одну сторону от оси: сила тяжести $[R]$, равная весу груза, плечо этой силы – $[b]$, и сила тяги мышц $[F]$, передаваемая с помощью бицепса, плечо этой силы – $[a]$.

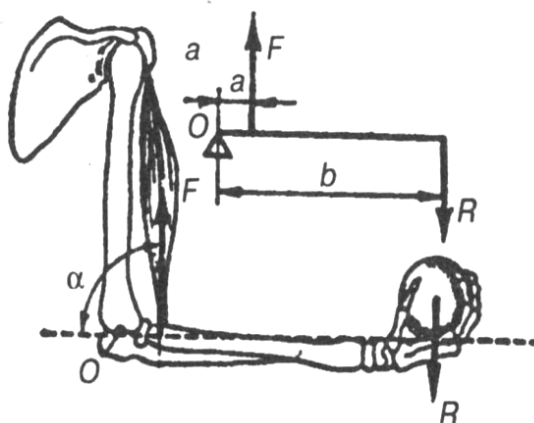


Рис. 19. Кости предплечья, участвующие в удержании предмета кистью

По условию равновесия рычага $Fa = Rb$. В данном случае $a < b$, следовательно, $F > R$. Поэтому рычаг дает проигрыш в силе (примерно в 8 раз). Однако согласно «золотому правилу» механики потеря в силе вознаграждается выигрышем в перемещении: перемещение кисти в 8 раз больше величины сокращения мышцы. Одновременно происходит и выигрыш в скорости движения: кисть движется в 8 раз быстрее, чем сокращается мышца.

С помощью рычага можно выиграть в силе. Для этого нужно действовать мышечной силой на более длинное плечо. Согласно «золотому правилу механики», выигрывая в силе, одновременно проигрываем в пути и в

скорости. И наоборот, если действовать мышечной силой на короткое плечо, то можно выиграть в пути и скорости за счет проигрыша в силе.

В большинстве случаев мышцы прикрепляются недалеко от сустава и подходят к кости под острым углом. Поэтому плечо силы тяги мышцы, как правило, небольшое. Обычно плечо силы тяги мышц меньше плеча силы сопротивления, поэтому при работе мышцы получается проигрыш в силе и выигрыш в пути и скорости движения. Выступы, бугры, сесамовидные косточки, к которым мышцы прикрепляются или через которые они переходят, увеличивают угол подхода мышцы к кости как к рычагу, тем самым увеличивая плечо силы тяги мышцы и момент вращения мышечной силы.

Таким образом, можно выделить две причины проигрыша в силе.

- прикрепление мышцы вблизи сустава;
- тяга мышцы вдоль кости под очень острым (или тупым) углом, т.е. зависимость сила-суставной угол.

Можно указать еще и третью причину некоторых потерь в силе мышц. При больших нагрузках напрягаются все мышцы, окружающие сустав. Мышцы-антагонисты, создавая моменты сил, которые направлены противоположно, полезной работы не производят, а энергию затрачивают. Но в конечном счете в этом есть определенный смысл: хотя и возникают потери энергии, сустав во время больших нагрузок получает укрепление напряжением мышц, которые его окружают.

В связи с особенностями приложения мышечных тяг к костным рычагам необходимы весьма значительные напряжения мышц для выполнения не только силовых, но и скоростных движений. При этом следует учитывать, что входящие в биокинематические цепи звенья тела образуют системы составных рычагов, в которых «золотое правило» механики проявляется намного сложнее, чем в простых одиночных рычагах (А.И. Навойчик, 2000).

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ДЛЯ САМОПОДГОТОВКИ

Вопросы к коллоквиуму

1. Какие основные типы костей выделяют в соответствии с их формой? Охарактеризуйте их.
2. Опишите механические функции костей.
3. От чего зависит прочность костей?
4. Механические воздействия на кость.
5. Соединения костей.
6. Вокруг каких осей могут совершать движения суставы в зависимости от строения сочленяющихся поверхностей?

7. Приведите примеры суставов с одной, двумя, тремя осями движения.
8. В чем отличие открытой и закрытой биокинематических цепей?
9. Чем будет определяться свобода перемещения каждого звена в открытой биокинематической цепи?
10. Основные функции связок и сухожилий.
11. Какие характеристики используют при оценке механических свойств связок и сухожилий?
12. Как проявляется зависимость механических свойств связок и сухожилий от времени действия нагрузки?
13. Какие факторы влияют на механические свойства связок и сухожилий?
14. Биомеханические аспекты строения мышцы.
15. Какими механическими свойствами обладают мышцы и в чем они проявляются?
16. Перечислите режимы сокращения и разновидности работы мышц.
17. Охарактеризуйте два вида группового взаимодействия мышц.
18. Дайте определение рычагу. В чем отличие рычагов 1-го и 2-го родов? Рассмотрите их действие на примере звеньев тела.

Модуль 3

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ МОТОРИКИ ЧЕЛОВЕКА

1. Индивидуальные и групповые особенности моторики человека.
2. Биомеханика двигательных качеств.

1. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ И ГРУППОВЫЕ ОСОБЕННОСТИ МОТОРИКИ ЧЕЛОВЕКА

1.1. Телосложение и моторика человека

Как двигательные возможности людей, так и многие индивидуальные черты спортивной техники в значительной степени зависят от особенностей телосложения. К ним относят:

- а) тотальные размеры тела – основные размеры, характеризующие его величину (весовые – масса тела, пространственные – объем тела, поверхностные – поверхность тела, площадь сечений, линейные – длина тела);
- б) пропорции тела – соотношение размеров отдельных частей тела (конечностей, туловища и др.). Они зависят, прежде всего, от соотношения скелетных размеров, и лишь незначительное влияние оказывают на них толщина подкожно-жировой клетчатки, степень развития мускулатуры;
- в) конституциональные особенности тела – взаимоотношение формы и функции.

Пропорции и размеры тела у людей существенно различаются, неодинаковы и их двигательные возможности. При одном и том же уровне физической подготовленности люди большего веса могут проявлять большую силу действия (рис. 20). С этим, в частности, связано деление на весовые категории в таких видах спорта, как тяжелая атлетика, борьба, бокс.

Для сравнения силовых качеств людей различного веса обычно пользуются понятием *относительная сила*, под которым понимают величину силы действия, приходящейся на 1 кг массы тела. Силу действия, которую спортсмен проявляет в каком-либо движении безотносительно к собственной массе тела, называют *абсолютной силой*:

$$F_{\text{отн}} = \frac{F_{\text{абс}}}{m}. \quad (3.1)$$

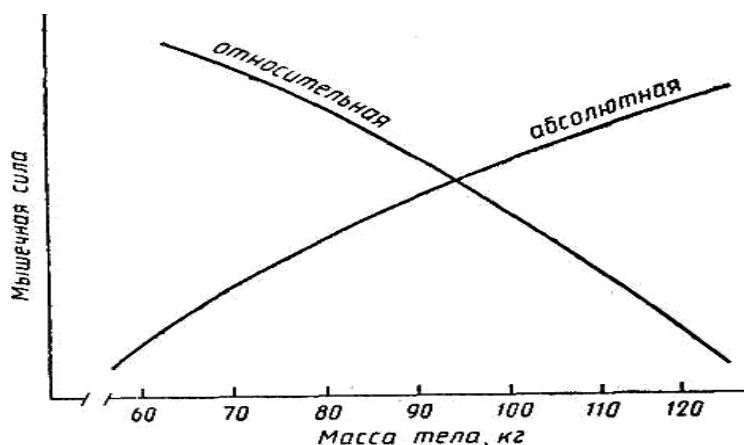


Рис. 20. Изменение абсолютной и относительной силы в зависимости от массы тела

Аналогичные закономерности наблюдаются и в отношении некоторых других функциональных показателей (например, максимального потребления кислорода – МПК). В тоже время высота подъема ОЦТ в прыжках или дистанционная скорость бега не зависят от тотальных размеров тела, а максимальная частота движений и стартовое ускорение уменьшаются с их увеличением (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

Пропорции и конституционные особенности тела, как и тотальные размеры, влияют на выбор вида спорта, узкой специализации в рамках данного вида, используемого варианта спортивной техники, а также тактики действий на соревнованиях. Успех толкателей ядра зависит от высоты вылета снаряда, которая тем выше, чем больше длина тела. У метателей диска наблюдаются удлиненные (относительно туловища) руки и ноги, что объясняется зависимостью величины линейной скорости снаряда при вылете от длины рычага, посылающего диск, т.е. чем с более высокой начальной скоростью посылается диск, тем большее расстояние он преодолеет. Замечена закономерность в относительной длине ног у бегунов: у стайеров они короче, чем у спринтеров; самые длинные ноги у барьеристов. Считается, что спортсмены с длинными ногами бегут более широким шагом, особенностью их техники является то, что они поддерживают равновесие за счет естественного наклона туловища вперед. Бегуны с короткими ногами вынуждены с этой целью отклоняться назад. Эти примеры показывают, что у одних легкоатлетов (в зависимости от специализации) решающим фактором результативности являются тотальные размеры тела, у других – его форма, т.е. пропорции отдельных частей, у третьих – такие конституционные особенности, как степень развития и специфика распределения мышечной и жировой масс, относительный вес тела и др. (Г.И. Попов, 2005).

1.2. Онтогенез моторики

Онтогенезом моторики называется изменение движений и двигательных возможностей человека на протяжении его жизни. Совершенствование двигательных возможностей в процессе возрастного развития происходит под влиянием двух факторов: *созревания* и *научения*.

Созреванием называются наследственно обусловленные изменения анатомического строения и физиологических функций организма, происходящие в течение жизни человека: увеличение размеров и изменение формы тела ребенка в процессе его роста, изменения, связанные с половым созреванием и др. В раннем детстве огромное значение имеет дозревание нервно-мышечного аппарата (в частности, коры больших полушарий головного мозга, которая к моменту рождения еще не сформировалась). В основных чертах двигательный аппарат ребенка формируется лишь к 2 – 2,5 годам.

Под *научением* понимают освоение новых движений или совершенствование в них под влиянием специальной практики, обучения или тренировки.

Взаимодействие этих факторов может носить различный характер: нейтральный, синергический (однаправленный) или антагонистический (противоположный). Причем при синергическом взаимодействии суммарный эффект больше, чем сумма эффектов от каждого фактора.

Педагогическое воздействие эффективно лишь при условии, что достигнута определенная степень зрелости организма. В жизни человека есть чувствительные периоды – наиболее благоприятные для овладения различными двигательными действиями или двигательными качествами. Задача педагога – приурочить обучающие мероприятия к чувствительному периоду развития и тем самым добиться синергизма процессов созревания и научения. Установлено, что в эти периоды можно достичь положительных сдвигов, применяя даже небольшой объем тренировочных упражнений на уроках физической культуры в школе.

Чрезмерно раннее обучение мешает освоению двигательных действий. Ранняя спортивная специализация также препятствует достижению высоких спортивных результатов в зрелом возрасте, особенно в силовых и скоростно-силовых видах спорта. В противном случае научение и созревание окажутся антагонистами, в результате чего занятия физической культурой принесут не пользу, а вред растущему организму (В.Л. Уткин, 1989).

Таким образом, онтогенез моторики определяется взаимодействием двух факторов: созревания и научения.

Рассмотрим онтогенез моторики в отдельные возрастные периоды.

У новорожденных двигательный аппарат имеет определенную степень зрелости, что позволяет выполнять целый ряд простейших движений. В первые недели жизни у ребенка появляются условные рефлексы, которые отличаются крайней непрочностью, слабостью и приобретают относительное постоянство лишь к 3 – 4 месяцам. Нарастание тонуса затылочных мышц позволяет двухмесячному ребенку, положенному на живот, поднимать голову. К 2,5 – 3 месяцам начинается развитие движений рук в направлении к видимому предмету (игрушке), а к 5 – 6 месяцам ребенок точно протягивает руку к предмету, с какой бы стороны он ни находился. В 4 месяца развиваются движения перевертывания со спины на бок, а в 5 – на живот и с живота на спину. В возрасте 4 – 6 месяцев ребенок ползает, в положении на животе поднимает голову и верхнюю часть туловища. В 6 – 7 месяцев начинает вставать на четвереньки. С развитием мышц туловища и таза ребенок в возрасте 6 – 8 месяцев начинает сидеть и делает попытки вставать, стоять и опускаться, придерживаясь руками за опору.

В период подготовки к ходьбе анатомо-физиологические особенности ребенка затрудняют процесс овладения равновесием: мышечная система нижних конечностей еще слаба, ножки короткие и полусогнуты; ОЦТ располагается выше, чем у взрослого человека; стопы меньше, чем у взрослого. Поэтому в период обучения ходьбе очень важно помочь ребенку в поддержании равновесия. К концу первого года ребенок свободно стоит и, как правило, начинает самостоятельно ходить. Началом самостоятельной ходьбы можно считать тот день, когда ребенок впервые пройдет несколько шагов. Но в этот период устойчивость его при ходьбе и прямостоянии незначительна. Равновесие ему удастся сохранять, балансируя руками, разведенными в стороны, и широко расставленными ногами.

К 3 – 4 годам совершенствуется координация движений, что позволяет ребенку при ходьбе и стоя сохранять равновесие, не прибегая к помощи рук. В возрасте 4 – 5 лет ребенку доступны разнообразные и сложны по координации движения: бег, прыжки, гимнастические и акробатические упражнения, катание на коньках и т.д. В этом возрасте ребенок осваивает и более точные движения, связанные с развитием мелких мышц кисти, предплечья и т.д. К 6 – 7 годам заметно увеличивается сила мышц разгибателей туловища, бедра и голени. Важнейшим в формировании двигательных факторов является ходьба, игры, бег и сочетание ходьбы с бегом, прыжками. В возрасте 5 – 8 лет заметно увеличивается точность и меткость движений (метание мяча и других предметов). В период от 8 до 11 – 12 лет продолжается дальнейшее совершенствование двигательных на-

выков, особенно в беге, ходьбе, прыжках, метании, гимнастических и акробатических упражнениях.

В онтогенетическом развитии двигательных координации способность ребенка к выработке новых двигательных программ достигает своего максимума в 11 – 12 лет. Этот возрастной период определяется многими авторами как особенно поддающийся целенаправленной спортивной тренировке.

Вместе с тем, у школьников по сравнению с дошкольниками увеличивается время вынужденной неподвижности (гиподинамия). На этом этапе важной является роль активных движений как фактора здоровья (бег, игры, ходьба на лыжах, плавание и другие виды локомоций) (В.И. Дубровский, 2008).

1.3. Двигательный возраст

Если измерить результаты в каких-либо двигательных заданиях большой группы детей одного возраста, то можно определить средние достижения, которые они показывают. Зная затем результаты отдельного ребенка, можно установить, какому возрасту в среднем соответствует данный результат. Таким образом определяют двигательный возраст детей. Не все дети одного и того же возраста показывают одинаковые результаты. Детей, у которых двигательный возраст опережает календарный, называют *двигательными акселерантами*. Детей, у которых двигательное развитие отстает, – *двигательными ретардантами*. Акселеранты в одних двигательных заданиях могут быть ретардантами в других. Полные акселеранты или ретарданты встречаются редко.

Если ребенок попадает в неблагоприятные условия (болезнь, недостаточное питание и т.п.), то темпы развития моторики у него замедляются. Однако после устранения этих вредных влияний, если они не были чрезмерными, его двигательные возможности развиваются ускоренными темпами до тех пор, пока он не возвратится в свой канал развития. Подобное свойство живых организмов (оно касается не только движений, но и других показателей) называют *канализированием* или *гомеорезом* (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

Для оценки двигательного возраста разработаны таблицы, в которых представлены средние для данного календарного возраста результаты выполнения различных двигательных заданий. Применяя такие таблицы, следует учитывать, что показатели двигательного возраста в разных регионах страны (и в разных странах) могут существенно различаться в силу климатических условий, этнографических особенностей, социальных факторов.

3.1.4. Двигательная асимметрия и двигательные предпочтения

При выполнении двигательных действий у большинства людей проявляется предпочтительное использование одной из рук (правша, левша) и ног в опорных взаимодействиях (толчковая, маховая). В борьбе броски совершают в «свою» сторону, вращения в метаниях – таким образом, что ведущей является предпочтительная сторона тела. Такие двигательные предпочтения приводят к двигательной асимметрии в спортивных и бытовых движениях. Двигательное предпочтение одной из сторон тела называется *латеральное доминирование*. Люди, которые одинаково владеют обеими конечностями, называются *амбидекстриками* (от лат. «амбо» – оба, «декстер» – правый) (В.Л. Уткин, 1989).

Асимметрия проявляется в спорте по-разному: это отличие силовых характеристик конечностей в целом, силы одноименных групп мышц на разных конечностях, координационных возможностей и точностных действий. Ее причиной принято считать, во-первых, различие степени участия, или различную роль, правого и левого полушария головного мозга в управлении движениями конечностей, во-вторых, условия жизнедеятельности человека. Тренировочный процесс, несомненно, влияет на степень асимметрии как в силовом, так и в координационном планах. Однако доминантные проявления остаются всегда существенными и в принципе неизменными. Это позволяет говорить о наличии особых причин и физиологических механизмов, ответственных за формирование указанных различий.

Одной из причин доминантности является асимметрия распределения масс в теле человека во фронтальной плоскости относительно его продольной оси. Это значит, что при вертикальной позе и симметричном расположении ног центр масс тела оказывается смещенным в сторону одной из ног. Симметричное распределение масс следует рассматривать как частный случай асимметричного. По некоторым оценкам асимметрия центра масс во фронтальной плоскости составляет 3 – 6 % (Г.П. Иванова, Д.В. Спиридонов, Э.Н. Саутина, 2003).

Асимметрия работы одноименных мышечных групп проявляется на практике особенно явно в асимметричных действиях. Так, более высокий тонус мышц-антагонистов опорной ноги обеспечивает большее быстрое действие связанной с ней мышечной системы при торможении. При поворотах вокруг вертикальной оси совместное напряжение мышц опорной ноги и связанной с ней половины туловища приводит к смещению оси вращения из симметричного положения в сторону более напряженной части тела, т.е. к опорной ноге, что облегчает поворот на ней. При этом поворот

вокруг неопорной ноги оказывается затруднен из-за необходимости предварительного смещения к ней центра тяжести тела, а также из-за сложности образования «напряженной мышечной вертикали», проходящей через неопорную ногу.

Асимметрия тонуса мышц-антагонистов разных половин тела играет важную роль и в динамике движений рук. Увеличивая эффективность баллистических и ударных составляющих движений руки, связанной с менее напряженной половиной тела, она вместе с тем сдерживает или в известной степени тормозит действия руки, связанной с более напряженной стороной.

Проявляясь при выполнении не только основных элементов движений, но и в менее заметных, но важных деталях, асимметрия мышечных связей мышц-антагонистов разных сторон тела при динамическом рассмотрении существенно дополняет понятие профиля функциональной асимметрии. В этом случае двигательная асимметрия отдельных систем оказывается связанной в единую динамическую систему, особенности которой определяют индивидуальный характер спортивной техники (Г.И. Попов, 2005).

2. БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНЫХ КАЧЕСТВ

Двигательное (физическое) качество – это некоторая качественная мера проявления физических возможностей человека в различных двигательных ситуациях.

2.1. Биомеханическая характеристика силовых качеств

Сила – способность человека преодолевать внешнее сопротивление посредством мышечных напряжений.

Различают собственно-силовые качества и их соединения с другими двигательными качествами (скоростно-силовые, силовая выносливость, силовая ловкость).

Собственно силовые качества проявляются:

- 1) при относительно медленных сокращениях мышц, в упражнениях, выполняемых с околопредельными, предельными отягощениями (например, при приседаниях со штангой достаточно большого веса);
- 2) при мышечных напряжениях изометрического (статического) типа (без изменения длины мышцы). В соответствии с этим различают медленную силу и статическую силу.

Скоростно-силовые качества характеризуются непределёнными напряжениями мышц, проявляемыми с необходимой, часто максимальной, мощностью в упражнениях, выполняемых со значительной скоростью, но не достигающей, как правило, предельной величины. Они проявляются в двигательных действиях, в которых наряду со значительной силой мышц требуется и быстрота движений (например, отталкивание в прыжках в длину и высоту с места и с разбега, финальное усилие при метании спортивных снарядов и т.п.). При этом, чем значительнее внешнее отягощение, преодолеваемое спортсменом (например, при подъеме штанги на грудь), тем большую роль играет силовой компонент; при меньшем отягощении (например, при метании копья) возрастает значимость скоростного компонента.

К скоростно-силовым способностям относят:

- 1) быструю силу;
- 2) взрывную силу.

Быстрая сила характеризуется непределённым напряжением мышц, проявляемым в упражнениях, которые выполняются со значительной скоростью, не достигающей предельной величины.

Взрывная сила отражает способность человека по ходу выполнения двигательного действия достигать максимальных показателей силы в возможно короткое время (например, в легкоатлетических прыжках и метаниях и т.д.). Взрывная сила характеризуется двумя компонентами: стартовой силой и ускоряющей силой. Стартовая сила – это характеристика способности мышц к быстрому развитию рабочего усилия в начальный момент их напряжения. Ускоряющая сила – способность мышц к быстрой наращиванию рабочего усилия в условиях их начавшегося сокращения.

Для оценки уровня развития взрывной силы пользуются скоростно-силовым индексом $[I]$ в движениях, где развиваемые усилия близки к максимуму:

$$I = \frac{F_{\max}}{t'_{\max}}, \quad (3.2)$$

где $[F_{\max}]$ – уровень максимальной силы, проявляемой в конкретном упражнении;

$[t'_{\max}]$ – максимальной время к моменту достижения максимальной силы.

Силовая выносливость – это способность противостоять утомлению, вызываемому относительно продолжительными мышечными напряжениями значительной величины. В зависимости от режима работы мышц выделяют статическую и динамическую силовую выносливость. Динами-

ческая силовая выносливость характерна для циклической и ациклической деятельности, а статическая – для деятельности, связанной с удержанием рабочего напряжения в определенной позе. Например, при удержании руки при стрельбе из пистолета проявляется статическая силовая выносливость, а при многократном отжимании в упоре лежа – динамическая.

Силовая ловкость проявляется там, где есть сменный характер режима работы мышц, меняющиеся также непредвиденные ситуации деятельности (борьба, регби и др.). Ее можно определить как способность точно дифференцировать мышечные усилия различной величины в условиях непредвиденных ситуаций и смешанных режимов работы мышц (Ж.К. Холодов, В.С. Кузнецов, 2000).

2.1.1. Факторы, определяющие величину проявления силы

Силовые качества проявляются через силы, которые развиваются отдельной мышцей и группами мышц. Образование силы мышцей объясняется теорией скользящих нитей – толстого (миозин) и тонкого (актин) филаментов – относительно друг друга. От толстых филаментов идут поперечные мостики, способные прикрепляться к тонкому филаменту. В результате при растягивании нитей мостики развивают силу упругости. Через короткое время поперечные мостики открепляются и могут повторить цикл снова. Однако величина силы, образуемой мышцей, не зависит исключительно от активного процесса циклов поперечных мостиков. В состав мышцы входит большое количество соединительной ткани (эндомизий, перемизий, эпимизий, сухожилия) и цитоскелетных компонентов (промежуточные филаменты, титин, небулин): при растяжении эти структуры образуют пассивную силу упругости, которая сочетается с активной, обусловленной образованием поперечных мостиков (Г.И. Попов, 2005).

Максимальная сила будет зависеть, прежде всего, от количества и толщины мышечных волокон, образующих мышцу. Количество и толщина мышечных волокон обычно определяются по *физиологическому поперечнику* мышцы, под которым понимается площадь поперечного разреза мышцы (см^2), проходящего через все мышечные волокна. Толщина мышцы не всегда совпадает с ее физиологическим поперечником. Так, при равной толщине, мышцы с параллельным и перистым расположением волокон значительно отличаются по физиологическому поперечнику. Перистые мышцы имеют больший поперечник и соответственно с этим обладают большей силой сокращения. В результате специальных силовых тренировок физиологический поперечник мышечного волокна может увеличиться в несколько раз.

Важным в проявлении силы мышцы имеет характер прикрепления ее к костям и точка приложения силы в механических рычагах. При изменении суставных углов меняются условия тяги мышц за кость, в частности, плечи сил мышечной тяги относительно оси сустава. Сила же, проявляемая мышцей, зависит от длины плеча. Таким образом, для каждого односуставного движения существует определенная зависимость между суставным углом и максимальной силой действия.

На силу мышц влияет степень внутри- и межмышечной координации. *Внутримышечная координация* связана со степенью синхронности сокращения двигательных единиц мышцы, а *межмышечная* – со степенью координированности участвующих в работе мышц. Чем выше степень внутри- и межмышечной координации, тем больше максимальная сила человека. Спортивные тренировки значительно способствуют совершенствованию этих координационных механизмов.

Сила мышцы в значительной степени зависит от ее функционального состояния: возбудимости, лабильности, питания (В.И. Дубровский, 2008).

После начала суставного движения начинает проявляться зависимость силы мышечной тяги от *скорости сокращения*. При этом, чем больше скорость мышечного сокращения, тем меньшую силу тяги может обеспечить работающая мышца. Эта зависимость сила-скорость наблюдается на кривой Хилла (см. рис. 14). В области кривой, где скорость сокращения стремится к нулю, наблюдается максимальное проявление силы мышцы. Этот режим сокращения является изометрическим, именно он соответствует проявлению собственно-силовых качеств. В том месте, где скорость стремится к максимуму, сила стремится к нулю. В этом случае проявляются скоростные качества мышцы. Во всех других точках находят отражение скоростно-силовые качества мышц человека.

Мужчины обычно сильнее женщин (если сила определяется как способность генерировать усилие при изометрическом сокращении) за счет различия в мышечной массе. Причина этих различий гормональная: тестостерон (мужской гормон) эффективнее, чем эстроген (женский гормон), стимулирует синтез протеина, что ведет к росту поперечника мышц.

2.1.2. Возрастное развитие силовых качеств

Сила различных мышечных групп развивается с разной интенсивностью (В.К. Бальсевич, 2000). Например, сила мышц, осуществляющих разгибание туловища и подошвенное сгибание стопы, достигает максимума в 16-летнем возрасте, в 20 – 30 лет отмечается максимум силы сгибателей и разгибателей пальцев, разгибателей предплечья, плеча, шеи и разгибателей бедра.

Самыми благоприятными периодами развития силы у мальчиков и юношей считается возраст от 13 – 14 до 17 – 18 лет, а у девочек и девушек – от 11 – 12 до 15 – 16 лет, чему в немалой степени соответствует доля мышечной массы к общей массе тела (к 10 – 11 годам она составляет примерно 23 %, 14 – 15 – 33 %, 17 – 18 – 45 %). Наиболее значительные темпы возрастания относительной силы различных мышечных групп наблюдаются в младшем школьном возрасте, особенно у детей от 9 до 11 лет. Следует отметить, что в указанные отрезки времени силовые способности в наибольшей степени поддаются целенаправленным воздействиям. При развитии силы следует учитывать морфофункциональные возможности растущего организма.

После 30 – 40 лет начинается падение мышечной силы, особенно резко выраженное после 60 лет. Наибольшую работоспособность сохраняют мышцы, чаще других упражняемые в естественных условиях. Физические упражнения позволяют сохранять мышечную силу даже в сравнительно позднем возрасте (Г.И. Попов, 2005).

2.2. Биомеханическая характеристика скоростных качеств

Скоростные качества характеризуются способностью человека совершать двигательные действия в минимальный для данных условий отрезок времени. При этом предполагается, что выполнение задания длится не большое время и утомления не вызывает.

Принято выделять три основные (элементарные) разновидности проявления скоростных качеств:

- скорость одиночного движения;
- частота движений;
- латентное время реакции.

Между показателями скорости одиночного движения, частоты движений и латентного времени реакции у разных людей корреляция очень мала. Например, можно отличиться очень быстрой реакцией и быть относительно медленным в движениях и наоборот. Имея это в виду, говорят, что эти разновидности скоростных качеств относительно независимы друг от друга.

В практике приходится обычно встречаться с комплексным проявлением скоростных качеств. Так, в спринтерском беге результат зависит от времени реакции на старте, скорости отдельных движений и частоты шагов. Скорость, достигаемая в целостном сложнокоординированном движе-

нии, зависит не только от скоростных качеств спортсмена, но и от других причин (например, скорость бега – от длины шагов, а та, в свою очередь, от длины ног, силы и техники отталкивания), поэтому она лишь косвенно характеризует скоростные качества, и при детальном анализе именно элементарные формы проявления скоростных качеств оказываются наиболее показательными.

В движениях циклического характера скорость передвижения непосредственно определяется частотой движений и расстоянием, проходимым за один цикл (длиной шага):

$$v = nl, \quad (3.3)$$

где $[n]$ – частота движений;

$[l]$ – длина шага.

С ростом спортивной квалификации, а следовательно, и увеличением максимальной скорости передвижения оба компонента, определяющие скорость передвижения, как правило, возрастают. Однако в разных видах спорта по-разному. Например, в конькобежном спорте основное значение имеет увеличение длины шага, а в плавании – примерно в равной степени оба компонента. При одной и той же максимальной скорости передвижения у разных спортсменов могут быть значительные различия в длине и частоте шагов.

Проявление скоростных качеств определяется быстрым изменением положения тела или его частей в пространстве (т.е. скоростью их движения), быстрым изменением силовых показателей и т.д. Все это обеспечивается функционированием мышечной системы тела. Поскольку мышцы могут работать только на сокращение, движение в любом суставе обеспечивается *коактивацией* (совместной работой) мышц сгибателей и разгибателей (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

2.2.1. Динамика скорости

Динамикой скорости называется изменение скорости движущегося тела, то есть функция вида:

$$v = f(t), \quad (3.4)$$

$$v = f(l), \quad (3.5)$$

где $[v]$ – скорость;

$[t]$ – время;

$[l]$ – путь;

$[f]$ – знак функциональной зависимости.

В спорте существуют два вида заданий, требующих проявления максимальной скорости.

В первом случае необходимо показать максимальную мгновенную скорость (в прыжках – к моменту отталкивания; в метании – при выпуске снаряда и т.п.); динамику скорости при этом выбирает сам спортсмен (например, он может начать движение чуть быстрее или медленнее).

Во втором случае необходимо выполнить с максимальной скоростью (в минимальное время) все движение (например: спринтерский бег). Здесь тоже результат зависит от динамики скорости. Например, в спринтерском беге наилучший результат достигается в тех попытках, где мгновенные скорости на отдельных отрезках стартового разгона являются максимальными для данного человека.

Во многих движениях, выполняемых с максимальными скоростями, различают две фазы:

- увеличения скорости (стартового разгона);
- относительной стабилизации скорости.

Характеристикой первой фазы является стартовое ускорение, второй – дистанционная скорость.

Динамика стартовой скорости в спринтерском беге представлена на рис. 21.

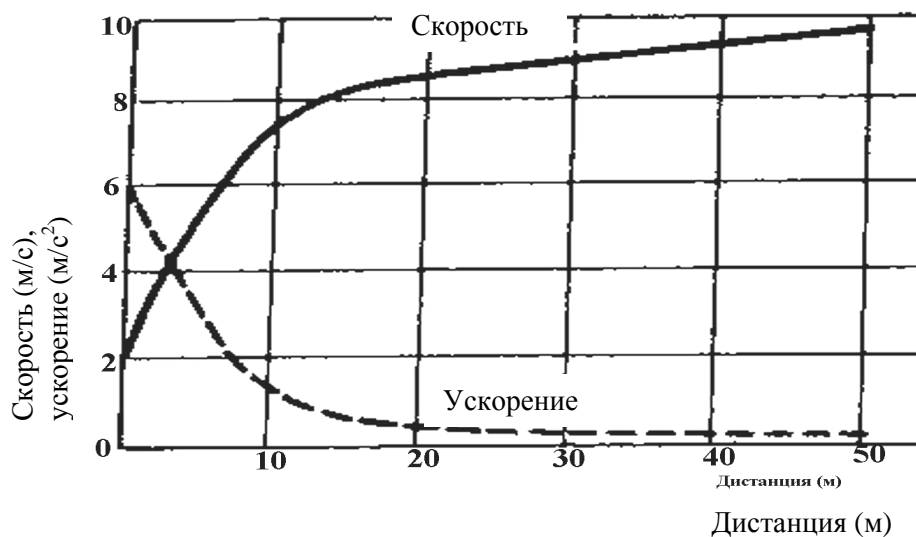


Рис. 21. Скорость и ускорение в спринтерском беге (по Ю.Н. Примакову)

Кривая скорости в спринтерском беге может быть описана уравнением

$$v(t) = v_{\max} (1 - e^{-kt}), \quad (3.6)$$

где $[v(t)]$ – значение скорости в момент времени t ;
 $[v_{\max}]$ – максимальное значение скорости;
 $[e]$ – основание натуральных логарифмов;
 $[k]$ – индивидуальный параметр, характеризующий ускорение при разгоне со старта.

Чем больше величина $[k]$, тем быстрее достигает спортсмен своей максимальной скорости. Значения $[v_{\max}]$ и $[k]$ не коррелируют между собой. Иными словами, способность быстро набирать максимальную скорость и способность передвигаться с большой скоростью относительно независимы друг от друга. Действительно, сильнейшие спринтеры достигают своей максимальной скорости в беге примерно за то же время, что и новички. Можно обладать хорошим стартовым ускорением и невысокой дистанционной скоростью и наоборот. В одних видах спорта главным является стартовое ускорение (баскетбол, теннис, хоккей), в других важна лишь дистанционная скорость (прыжки в длину), в третьих существенно и то и другое (спринтерский бег).

2.2.2. Биомеханические аспекты двигательных реакций

Различают простые и сложные двигательные реакции.

Простая реакция – это ответ заранее известным движением на заранее известный (внезапно появляющийся) сигнал. Примерами такого вида реакций являются начало двигательного действия (старт) в ответ на выстрел стартового пистолета в легкой атлетике или плавании, прекращение нападающего или защитного действия в единоборствах или во время спортивной игры при свистке арбитра и т.п.

Все остальные типы реакций – когда заранее неизвестно, что именно надо делать в ответ на сигнал и каким будет этот сигнал, – называются *сложными*. Большинство сложных двигательных реакций в физическом воспитании и спорте – это реакции «выбора», когда из нескольких возможных действий требуется мгновенно выбрать одно, адекватное данной ситуации. В ряде видов спорта такие реакции одновременно являются реакциями на движущийся объект (мяч, шайба и т.п.).

В двигательных реакциях различают:

а) *сенсорную фазу* – от момента появления сигнала до первых признаков мышечной активности (обычно они регистрируются по ЭМГ, т.е. по появлению электрической активности в соответствующих мышечных группах);

б) *премоторную фазу* (электромеханический интервал – ЭМИ) – от появления электрической активности мышц до начала движения. Этот компонент наиболее стабилен и составляет 25 – 60 мс;

в) *моторную фазу* – от начала движения до его завершения (например, до удара по мячу).

Сенсорный и премоторный компоненты образуют латентное время реакции – временной отрезок от момента появления сигнала до момента начала движения.

С ростом спортивного мастерства длительность как сенсорного, так и моторного компонента в сложных реакциях сокращается. Однако в первую очередь сокращается сенсорная фаза (спортсмену нужно меньше времени для принятия решения), что позволяет более точно, спокойно и уверенно выполнить само движение.

Большое значение в сложных реакциях приобретает умение предугадывать действия противника (например, направление и характер удара или броска мяча или шайбы). Подобное умение называют *антиципацией*, а соответствующие реакции – *антиципирующими*.

Что касается моторной фазы реакции, то продолжительность ее при разных вариантах технических действий различна. Например, для того чтобы поймать мяч, требуется больше времени, чем для того, чтобы его отбить.

С физиологической точки зрения быстрота реакции зависит от скорости протекания следующих пяти фаз:

- 1) возникновения возбуждения в рецепторе (зрительном, слуховом, тактильном и др.), участвующем в восприятии сигнала;
- 2) передачи возбуждения в центральную нервную систему;
- 3) перехода сигнальной информации по нервным путям, ее анализа и формирования эфферентного сигнала;
- 4) проведения эфферентного сигнала от центральной нервной системы к мышце;
- 5) возбуждения мышцы и появления в ней механизма активности.

2.2.3. Факторы, определяющие проявления быстроты и скорости движений

Проявление форм быстроты и скорости движений зависит от целого ряда факторов:

- 1) состояния центральной нервной системы и нервно-мышечного аппарата человека;
- 2) морфологических особенностей мышечной ткани, ее композиции (т.е. от соотношения быстрых и медленных волокон);

- 3) силы мышц;
- 4) способности мышц быстро переходить из напряженного состояния в расслабленное;
- 5) энергетических запасов в мышце (АТФ и КТФ);
- 6) амплитуды движений, т.е. от степени подвижности в суставах;
- 7) способности к координации движений при скоростной работе;
- 8) биологического ритма жизнедеятельности организма;
- 9) возраста и пола;
- 10) скоростных природных способностей человека.

2.2.4. Возрастное развитие скоростных качеств

Наиболее благоприятными периодами для развития скоростных качеств, как у мальчиков, так и у девочек считается возраст от 7 до 11 лет. Несколько в меньшем темпе рост различных показателей быстроты продолжается с 11 до 14 – 15 лет. К этому возрасту фактически наступает стабилизация результатов в показателях быстроты простой реакции и максимальной частоты движений. Целенаправленные воздействия или занятия разными видами спорта оказывают положительное влияние на развитие скоростных способностей: специально тренирующиеся имеют преимущество на 5 – 20 % и более, а рост результатов может продолжаться до 25 лет.

Половые различия в уровне развития скоростных способностей невелики до 12 – 13-летнего возраста. Позже мальчики начинают опережать девочек, особенно в показателях быстроты целостных двигательных действий (бег, плавание и т.д.) (Ж.К. Холодов, В.С. Кузнецов, 2000).

2.3. Биомеханические основы выносливости

Выносливость – это способность противостоять наступающему утомлению в процессе мышечной деятельности.

2.3.1. Утомление и его биомеханические проявления

Утомлением называется вызванное работой временное снижение работоспособности. Утомление проявляется в специфических субъективных ощущениях, объективных физиологических и биохимических сдвигах. Проявляется оно очень заметно и в биомеханических (двигательных) показателях. Выделяют следующие виды утомления:

- локальное (например, усталостные явления в биомеханическом звене: кисти, стопе и т.д.);
- региональное (например, усталостные явления в биомеханической цепи: ногах, руках и т.д.);

– глобальное (усталостные явления во всей биомеханической системе тела человека при выполнении высокоинтенсивной работы, в которой принимают участие свыше $\frac{2}{3}$ объема мышечной массы спортсмена – весь организм устает).

При выполнении спортивных упражнений глобальное физическое утомление оказывает существенное влияние на пространственно-временные, силовые и ритмовые характеристики выполнения специфических для каждого вида спорта технических действий.

Утомление при мышечной работе проходит через две фазы:

– фазу компенсированного утомления: в ней, несмотря на возрастание затруднения, спортсмен сохраняет интенсивность выполнения двигательного задания на прежнем уровне;

– фазу декомпенсированного утомления: в ней спортсмен, несмотря на все старания, не может сохранить необходимую интенсивность выполнения задания.

В фазе компенсированного утомления скорость передвижения не снижается, но происходят изменения в технике движений. Снижение одних показателей компенсируется ростом других. Так в беге часто уменьшается длина «шагов», что компенсируется возросшей их частотой. Особенно четко эта закономерность проявляется при задании удерживать как можно дольше постоянную скорость передвижения.

Под влиянием утомления снижаются скоростно-силовые показатели утомленных мышц. Такое снижение может до известной степени компенсироваться сознательным или бессознательным изменением техники движения.

Наблюдаемые в состоянии утомления изменения в технике движений имеют двоякую природу: изменения, вызванные утомлением, и приспособительные реакции, которые должны компенсировать эти изменения, а также снижение функциональных возможностей спортсмена.

В результате не всегда ясно, полезным или вредным является то или иное изменение в технике движений при утомлении. Это решается в каждом конкретном случае на основе практического опыта и специальных биомеханических исследований.

Повышение устойчивости спортивной техники по отношению к утомлению – одна из важных задач во многих видах спорта. Это достигается длительной специальной тренировкой (в т.ч. и в состоянии утомления).

2.3.2. Эргометрические показатели выносливости

Эргометрией называется совокупность количественных методов измерения физической работоспособности человека. Ее развитие связано с необходимостью охарактеризовать различные режимы выполнения двига-

тельных заданий и выработать какие-то правила сравнения этих заданий на количественном уровне. Для этого выбраны три основные переменные:

1. *Интенсивность выполняемого двигательного задания.* Этим обозначается одна из трех механических величин:

а) скорость движения спортсмена (например, в беге; единица измерения – [м/с]);

б) мощность (например, при педалировании на велоэргометре; единица измерения – [Вт]);

в) сила (например, при статическом удержании груза; единица измерения – [Н]).

2. *Объем выполненного двигательного задания.* Этим обозначается одна из следующих трех механических величин:

а) пройденное расстояние (например, в ходьбе, беге, лыжных гонках; единица измерения – [м]);

б) выполненная работа (в физическом смысле, например, при вращении педалей велоэргометра, подъеме штанги в тяжелоатлетических упражнениях; единица измерения – [Дж]);

в) импульс силы (при опорном взаимодействии по измерению площади под кривой силы по динамограмме; единица измерения – [Н·с]).

3. *Время выполнения* (единица измерения – [с]).

Показатели интенсивности, объема и времени выполнения двигательного задания называются эргометрическими показателями. Один из них всегда задается как параметр двигательного задания; два других – измеряются. Выделяют три способа определения выносливости.

I способ:

– задается время выполнения работы: $\Delta t = \text{const}$;

– измеряется объем работы (расстояние): $S \rightarrow \text{max}$;

– определяется скорость выполнения: $v = \frac{S}{\Delta t} \rightarrow \text{max}$.

II способ:

– объем работы постоянен: $S = \text{const}$;

– измеряется время выполнения: $\Delta t \rightarrow \text{min}$;

– определяется скорость выполнения движения: $v = \frac{S}{\Delta t} \rightarrow \text{max}$.

III способ:

– скорость выполнения постоянная: $v = \text{const}$;

– измеряется время выполнения: $\Delta t = \text{max}$;

– определяется объем работы: $S = v\Delta t \rightarrow \text{max}$.

Эргометрические исследования позволяют:

- определять эквивалентные достижения на разных дистанциях, что необходимо при составлении таблиц очков, определении классификационных норм;
- стандартизировать тесты по определению выносливости;
- измерять выносливость на основе эргометрических зависимостей (Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1979).

2.3.3. Факторы, определяющие проявления выносливости

В видах спорта с преимущественным проявлением выносливости существует ряд факторов, определяющих эффективность двигательных действий и конечный результат движения.

1. *Количество метаболической энергии, освобождаемой в организме при выполнении работы* (предельные возможности спортсмена в этом отношении характеризуют такими общеизвестными показателями, как МПК, максимальный кислородный долг и т.п.), т.е. это те основные поступления энергии, благодаря которым человек может двигаться. Количество выработанной энергии определяется емкостью и мощностью трех энергетических систем: окислительной, лактаcidной и фосфагенной.

2. *Способность использовать как можно большую часть освобожденной энергии для выполнения механической работы* (т.е. механической эффективностью, которая характеризуется [$K_{мэ}$]). Поскольку коэффициент механической эффективности равен отношению полезной механической работы к энергозатратам, эффективность движения можно повысить как за счет увеличения числителя, так и за счет уменьшения знаменателя. Снизив энергозатраты, можно сэкономить часть энергии использовать в осуществлении полезного результата движения.

3. *Умение передвигаться с большей скоростью, выполняя при этом меньшую механическую работу* (т.е. экономичность техники, связанной, прежде всего, с рекуперационными процессами в организме человека).

Следствием закона сохранения энергии, проявляющегося через механизмы рекуперации энергии, является достаточно высокая эффективность двигательных действий человека.

В настоящее время считается, что сохранение и повторное использование (или рекуперация) механической энергии происходит за счет действия трех механизмов:

- перехода кинетической энергии в потенциальную энергию гравитации и обратно;

- перехода (или передачи) механической энергии от одного звена к другому;
- перехода кинетической энергии движения в потенциальную энергию деформации мышц и сухожилий и обратно.

Первый механизм рекуперации. Сохранение полной энергии по этому механизму требует строго противофазного изменения кинетической и потенциальной фракций энергии. Такое явление наблюдается не во всех звеньях тела. Например, в беге и ходьбе потенциальная и кинетическая энергии стопы одновременно достигают нулевого значения в опорной фазе. Чем выше над опорой располагается звено, тем больше энергии оно может сохранить.

Второй механизм рекуперации. Механическая энергия может передаваться от звена к звену тела человека двумя путями:

- за счет воздействия через суставные сочленения посредством контактных сил, совершающих работу по изменению энергии соседнего звена;
- за счет действия мышц (односуставных, а также двусуставных, передающих энергию через два сустава от звена к звену, непосредственно несоединенным суставным сочленением).

Третий механизм рекуперации энергии. Вследствие того, что мышцы человека работают только на сокращение, основному движению предшествует движение в противоположном направлении. Происходящее в таких предварительных движениях растяжение мышц приводит к накоплению в них энергии упругой деформации, используемой затем в основном движении. Степень использования энергии упругой деформации зависит от условий выполнения движений, в частности от времени между растягиванием и укорочением мышц. При увеличении паузы между предварительным растягиванием и последующим укорочением за счет релаксации мышц и сухожилий снижается энергетическая экономичность, а значит, и эффект выполнения основного упражнения. Интервал времени, за который должна накопиться и использоваться энергия упругой деформации, определяется постоянной времени релаксации. Если время движения больше времени релаксации, накопленная энергия полностью рассеивается и последующая фаза движения полностью осуществляется за счет метаболической энергии мышечного сокращения (Г.И. Попов, 2005).

2.3.4. Возрастное развитие выносливости

Общая выносливость у мальчиков младшего школьного возраста интенсивно развивается. В среднем школьном возрасте отмечается ее замедление, а в старшем – новое возрастание. У девочек с 8 до 13 – 14 лет общая выносливость увеличивается, а после 14 лет резко снижается.

Специальные упражнения и условия жизни существенно влияют на рост выносливости. У занимающихся различными видами спорта показатели на выносливость этого двигательного качества значительно (иногда в 2 раза и более) превосходят аналогичные результаты не занимающихся спортом. Например, у спортсменов, тренирующихся в беге на выносливость, показатели максимального потребления кислорода (МПК) на 80 % и более превышают средние показатели обычных людей (Ж.К. Холодов, В.С. Кузнецов, 2000).

2.4. Биомеханические основы гибкости

Гибкость – это способность выполнять движения с большой амплитудой. Хорошая гибкость обеспечивает свободу, быстроту и экономичность движений, увеличивает путь эффективного приложения усилий при выполнении упражнений. Недостаточно развитая гибкость затрудняет координацию движений человека, т.к. ограничивает перемещения отдельных звеньев тела.

По форме проявления различают гибкость *активную* и *пассивную*.

Активная гибкость проявляется при достижении максимальной амплитуды суставного движения благодаря активным мышечным сокращениям. Здесь мышцы, обеспечивающие суставное движение, работают в преодолевающем режиме.

Пассивная гибкость – максимальная амплитуда суставного движения, достигаемая с помощью внешних, по отношению к суставу сил: усилий партнера, внешнего отягощения, сил инерции и т.п.

При выполнении спортивных движений проявление активной или пассивной гибкости редко встречается в чистом виде. Как правило, при выполнении движений большой амплитуды происходит разгон соответствующего звена, и достижение максимального размаха осуществляется не только под действием активных мышечных сокращений, но и благодаря силам инерции движущегося звена. Исключением являются лишь медленные движения, при выполнении которых силы инерции незначительны.

Обычно разность между активной и пассивной гибкостью называют **дефицитом активной гибкости**. Этот показатель характеризует состояние опорно-двигательного аппарата спортсмена. В видах спорта, требующих высокого развития гибкости, с ростом квалификации дефицит активной гибкости снижается (Н.Б. Сотский, 2002).

2.4.1. Факторы, определяющие проявления гибкости

При выполнении суставного движения его максимальная амплитуда зависит, в первую очередь, от анатомических ограничений, связанных со

строением сустава. Анатомические пределы суставного движения можно считать его верхней границей, достижение которой теоретически возможно без нарушения целостности опорно-двигательного аппарата.

Считается, что соединительная ткань играет важную роль в ограничении диапазона движения, поэтому упражнения на гибкость должны быть направлены на изменение длины ее структур. Для этого упражнения должны обуславливать пластичные, а не упругие изменения соединительной ткани, тогда необходимые изменения ткани будут более постоянными. Продолжительное пассивное растягивание при низком усилии оптимизирует пластичные изменения (Г.И. Попов, 2005).

Гибкость обусловлена центрально-нервной регуляцией тонуса мышц, а также напряжением мышц-антагонистов. Это значит, что проявления гибкости зависят от способности произвольно расслаблять растягиваемые мышцы и напрягать мышцы, которые осуществляют движение, т.е. от степени совершенствования межмышечной координации.

На гибкость существенно влияют внешние условия:

- 1) время суток (утром гибкость меньше, чем днем и вечером);
- 2) температура воздуха;
- 3) проведена ли разминка;
- 4) разогрето ли тело.

Так, с ростом температуры мышцы сопротивление растягиванию уменьшается.

Фактором, влияющим на подвижность суставов, является также общее функциональное состояние организма в данный момент: под влиянием утомления активная гибкость уменьшается (за счет снижения способности мышц к полному расслаблению после предшествующего сокращения), а пассивная увеличивается (за счет меньшего тонуса мышц, противодействующих растяжению).

Положительные эмоции и мотивация улучшают гибкость, а противоположные личностно-психические факторы ухудшают (Ж.К. Холодов, В.С. Кузнецов, 2000).

2.4.2. Биомеханические особенности развития гибкости

Как правило, в большинстве видов спорта гибкость не рекомендуется развивать до предельных значений. Обычно с помощью тренировок обеспечивается определенный запас суставной подвижности в диапазоне рабочих значений суставных углов, что позволяет выполнять соревновательные движения более уверенно и демонстрировать высокую точность.

Развитие гибкости с позиций биомеханики может вестись, добиваясь предельных значений, достигаемых суставными углами за счет увеличения эластичности упругих элементов мышц, сухожилий и связок. Это достигается выполнением упражнений на растягивание с использованием достаточно медленных движений (для устранения активного тормозящего действия со стороны сократительных элементов мышц-антагонистов).

Другим способом увеличения гибкости, особенно активной, является увеличение силы мышечных групп, обеспечивающих суставные движения, при значениях суставного угла, близких к предельным. Это достигается соответствующей тренировкой мышц при указанных значениях суставных углов.

Развитие гибкости может быть связано и с совершенствованием межмышечной координации в плане более точной активной работы мышц-антагонистов. Тренировка позволяет добиться более позднего и более интенсивного их включения при торможении суставного движения, тем самым расширяя диапазон движения, увеличивая его скорость и снижая энергозатраты.

При развитии гибкости следует помнить, что увеличение суставной подвижности, как правило, сопровождается падением силы обеспечивающих его мышечных групп. Поэтому в видах спорта скоростно-силового характера подвижность суставов следует развивать достаточно осторожно.

В последнее время обеспечен значительный прогресс в методике развития гибкости. Он связан с внедрением методики *биомеханической стимуляции* мышечной деятельности. Биомеханическая стимуляция (БМС) заключается во введении мышцы в колебательный режим работы с помощью внешнего механического устройства. При этом эффект обеспечивается продольными колебаниями, направленными вдоль мышечного волокна. (Н.Б. Сотский, 2002).

2.4.3. Возрастное развитие гибкости

Наиболее интенсивно гибкость развивается до 15 – 17 лет. При этом для развития пассивной гибкости сенситивным периодом будет являться возраст 9 – 10 лет, а для активной – 10 – 14 лет. Целенаправленно развитие гибкости должно начинаться с 6 – 7 лет. У детей и подростков 9 – 14 лет это качество развивается почти в 2 раза эффективнее, чем в старшем школьном возрасте.

Для детей, подростков, юношей и девушек, занимающихся спортом, выдвигается задача совершенствования специальной гибкости, т.е. подвижности в тех суставах, которым предъявляются повышенные требования в избранном виде спорта (Ж.К. Холодов, В.С. Кузнецов, 2000).

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ДЛЯ САМОПОДГОТОВКИ

Вопросы к коллоквиуму

1. Особенности телосложения человека.
2. Дайте понятие онтогенеза моторики.
3. Всегда ли у двигательных ретардантов показатели двигательных качеств ниже, чем у акселератов?
4. В чем заключается свойство живых организмов, называемое катализированием?
5. Что такое двигательное качество?
6. Дайте характеристику силовых качеств.
7. Каковы возрастные тенденции силовых качеств?
8. Охарактеризуйте основные разновидности проявления скоростных качеств.
9. Какими показателями определяется скорость передвижения в движениях циклического характера?
10. Перечислите факторы, определяющие проявления быстроты и скорости движений.
11. В чем заключается динамика скорости?
12. От чего зависит быстрота реакции человека?
13. Какие показатели называются эргометрическими, как их используют для определения уровня развития выносливости человека?
14. От каких факторов зависит проявление выносливости?
15. В чем различие активной и пассивной гибкости?

Вопросы к мини-контрольной

1. Как особенности телосложения влияют на биомеханические показатели моторики человека?
2. В чем заключается особенность совершенствования двигательных возможностей в процессе возрастного развития под влиянием созревания и научения?
3. В чем выражается и как определяется двигательная асимметрия в движениях человека?
4. Какие факторы определяют величину проявления силы?
5. Биомеханические аспекты двигательных реакций.
6. Утомление и его биомеханические проявления.
7. Каковы биомеханические особенности развития гибкости?
8. Охарактеризуйте факторы, определяющие проявление гибкости.

Модуль 4

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОБУЧЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫМ ДЕЙСТВИЯМ

1. Формирование системы двигательных действий.
2. Управление двигательными действиями.
3. Биомеханическое моделирование двигательных действий.

1. ФОРМИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ

В процессе биомеханического анализа двигательных действий для суставных движений вводятся специальные понятия, такие как *элементы динамической осанки* и *управляющие движения в суставах* (В.Т. Назаров, 1984).

Элемент динамической осанки – это ограничение подвижности в каком-либо суставе в переменных условиях, характерных для выполняемого двигательного действия.

Элементы динамической осанки являются необходимыми составляющими любого двигательного действия. Они как бы образуют из двигательного аппарата человека механизм для достижения цели. Например, фиксация углов в суставах позвоночника при выполнении ходьбы.

Если совокупность элементов динамической осанки позволяет подготовить тело человека к выполнению двигательного действия, то энергетическое обеспечение самого движения осуществляется благодаря управляющим движениям в суставах.

Управляющими движениями называются целенаправленные изменения суставных углов, позволяющие обеспечить требуемое перемещение тела человека или его частей в пространстве. Управляющие движения подразделяются по степени значимости на *главные* и *корректирующие*.

Главные управляющие движения – это такие движения в суставах, без которых эффективное достижение цели двигательного действия невозможно.

Корректирующие управляющие движения – это суставные движения, применяемые для улучшения характеристик двигательного действия, при исправлении двигательных ошибок, а также в процессе силовой недостаточности главных управляющих движений.

Главные управляющие движения составляют основу двигательного действия, они никогда не могут быть заменены корректирующими управляющими движениями.

Каждому двигательному действию соответствует свой набор элементов динамической осанки и управляющих движений. Указанные составляющие являются основой внутренней структуры двигательного действия, знание которой позволяет эффективно организовывать процесс обучения технике спортивных движений, а также оптимизировать тренировочный процесс для спортсменов любого уровня мастерства.

1.1. Последовательность освоения двигательного действия

Биомеханические принципы обучения двигательным действиям предполагают строгую последовательность процесса (рис. 22).

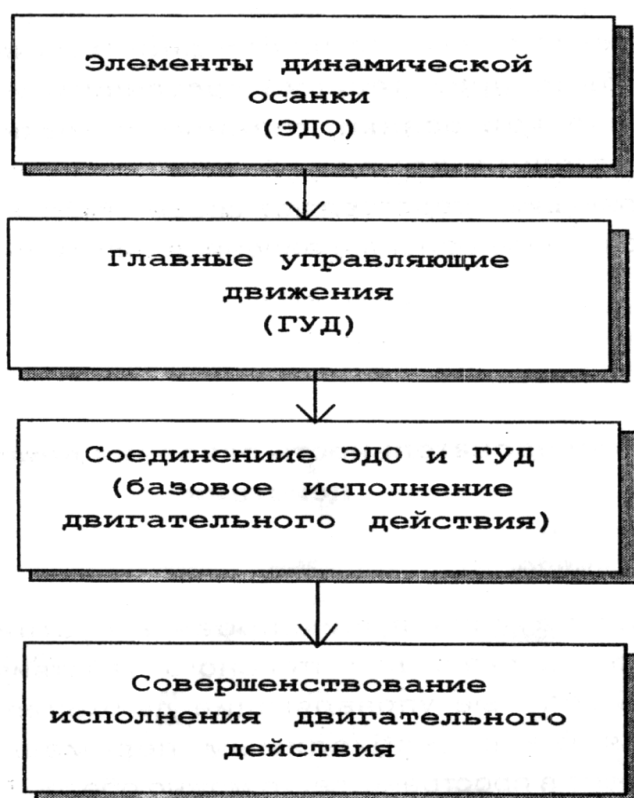


Рис. 22. Последовательность освоения двигательного действия (по В.Т. Назарову)

В первую очередь осваиваются элементы динамической осанки. Обучение им происходит с постепенным усложнением условий, начиная с самых простых и заканчивая условиями выполнения реального двигательного действия. Например, при обучении большому обороту на перекладине, в первую

очередь, спортсмен должен освоить надежный захват грифа перекладины и научиться фиксировать суставы своего тела, причем применяемые подводящие упражнения должны постепенно усложнять условия, приближая их к реальным. Так, сначала динамическая осанка осваивается в условиях обычного виса на перекладине, затем фиксация суставов обеспечивается во время раскачиваний с постепенным увеличением амплитуды и т.д. Другим примером может служить обучение техническим действиям спортивной борьбы. Здесь, прежде всего, должны быть освоены элементы динамической осанки, связанные с удержанием надежного захвата и ограничением подвижности в некоторых сочленениях, в частности, в коленных суставах.

После освоения элементов динамической осанки приступают к изучению главных управляющих движений. Как и в случае элементов динамической осанки, главные управляющие движения изучаются с постепенным усложнением условий, начиная с простейших и заканчивая условиями реального выполнения двигательного действия. Например, для большого оборота на перекладине главным управляющим является движение в плечевых суставах. Оно осваивается сначала в стационарных условиях виса, затем при раскачивании и после этого в процессе самого большого оборота.

На следующем этапе осуществляется соединение элементов динамической осанки, главных управляющих движений. Здесь осваивается базовое исполнение двигательного действия, осуществляемого только с использованием главных управляющих движений. На данном этапе обучения часто необходима помощь тренера или использование тренажерного устройства, поскольку упражнение в целом достаточно трудно выполнить только на основе главных движений, силовое обеспечение которых может несколько отставать от необходимого. Тем не менее, при таком подходе будет сразу заложена реальная основа действия, позволяющая в дальнейшем избежать многих двигательных ошибок. В процессе освоения физического упражнения на данном этапе происходит постепенный переход к реальным временным параметрам выполнения изучаемого двигательного действия.

На заключительном этапе в процессе совершенствования для улучшения качества исполнения постепенно вводятся корректирующие управляющие движения (Н.Б. Сотский, 2002).

1.2. Двигательные ошибки, возникающие при освоении двигательных действий

При выполнении спортивных движений параметры двигательных действий, как правило, отличаются от идеальных значений, задаваемых общей программой движения. Если величины отклонений незначительны,

а цель двигательного действия достигается, указанные отклонения называют допустимыми или типовыми ошибками. Если речь идет о видах спорта с экспертной системой выведения оценок, то можно сказать, что за ошибку в пределах типовой оценка не снижается. В случае отклонения от программы движения больше допустимого или ее невыполнения, говорят, что исполнителем допущена двигательная ошибка.

Поскольку любое двигательное действие человека можно представить состоящим из элементов динамической осанки и управляющих движений, то и ошибки соответственно делятся на две аналогичные группы: ошибки в элементах динамической осанки и ошибки при выполнении управляющих движений в суставах (рис. 23).



Рис. 23. Классификация двигательных ошибок (по В.Т. Назарову)

Ошибки в осуществлении элементов динамической осанки проявляются по-разному. Если не выполнен элемент динамической осанки, связанный с такими задачами, как удержание захвата, спортивного снаряда или обеспечение надежного контакта с соперником, то двигательное действие практически сразу разрушается и, естественно, не достигает цели. Например, при выполнении большого оборота на перекладине, при нарушении фиксации суставных углов, связанных с захватом грифа, происходит падение спортсмена. В аналогичной ситуации, связанной с выполнением броска спортивной борьбы, при ослаблении захвата соперника техническое действие провести невозможно. В других случаях во время выполнения двигательного действия могут проявляться неестественные для него движения в суставах. Так, при выполнении прыжка в воду в момент мак-

симальной скорости вращения тела это может быть связано с откидыванием назад головы, что приведет к заметному снижению качества исполнения и его оценки.

Ошибки, связанные с элементами динамической осанки, возникающие в процессе анализа двигательного действия, как правило, достаточно легко распознаются при педагогическом анализе.

Ошибки в управляющих движениях разделяются на две группы: *ошибки в выборе управляющих движений* и *ошибки при их осуществлении*.

В первом случае спортсмен пытается выполнить двигательное действие за счет второстепенных управляющих движений, используя их вместо главных. Такая ситуация характерна для обучения двигательным действиям на основе подражания образцовым исполнениям. Здесь спортсмен сталкивается с необходимостью одновременного осуществления нескольких управляющих движений, что при начальном обучении практически невозможно. В связи с этим, перед обучающимся возникает необходимость упрощения двигательной задачи путем выбора небольшого числа управляющих движений, что часто, при недостатке знаний, приводит к рассматриваемой ошибке. В качестве примера можно привести попытки исполнения большого оборота на перекладине за счет заметного сгибания в тазобедренных суставах при незначительных движениях в плечевых. Первое из указанных движений является корректирующим, а второе – главным.

Ошибки при осуществлении управляющих движений могут проявляться в дозировке мышечного усилия, обеспечивающего выполнение управляющих движений (ошибка типа «сильно-слабо»), и во времени выполнения управляющего движения (ошибка типа «рано-поздно»). В качестве примера ошибки в величине мышечного усилия можно привести неудачное исполнение такого акробатического элемента, как сальто вперед. Главным управляющим движением на опоре в данном случае является разгибательное движение в тазобедренных суставах. В случае слишком сильного силового обеспечения данного движения, спортсмен набирает более высокую скорость вращения тела как целого, и при окончании рассматриваемого элемента теряет равновесие или даже падает вперед. При недостаточности силового обеспечения данного управляющего движения спортсмен из-за малой угловой скорости не успевает полностью совершить необходимый поворот тела в пространстве, теряет равновесие по направлению «назад» или даже падает на спину. К подобным результатам может привести ошибка во времени выполнения управляющих движений. Например, при выполнении сальто назад после отрыва спортсмена от поверхности опоры, он должен обязательно сгруппироваться, что позволяет ему увеличить скорость

вращения тела. К моменту приземления спортсмен должен принять более выпрямленную позу, что позволяет уменьшить скорость вращения и принять удобное положение для последующего приземления. При слишком раннем распрямлении тела гимнаста скорости вращения оказывается недостаточно для выполнения полного поворота, и спортсмен может потерять равновесие в направлении назад. В случае слишком позднего распрямления тела спортсмен набирает слишком большую скорость вращения и при приземлении теряет равновесие по направлению вперед.

Приведенные примеры свидетельствуют об аналогичности последствий как для неточностей силового обеспечения управляющих движений, так и для отклонений во времени их выполнения по отношению к оптимальному. Поэтому отличить такие ошибки иногда бывает нелегко. Здесь можно действовать методом исключения. В частности, при возникновении ошибок в последнем рассмотренном акробатическом элементе (сальто вперед), приводящих к падению спортсмена назад, в качестве причины может рассматриваться как слишком слабое силовое обеспечение управляющего движения, так и слишком раннее распрямление тела перед приземлением. Для установления истинной причины необходимо убедиться, достаточно ли силен исполнитель для обеспечения необходимой скорости вращения своего тела. Это достигается соответствующим тестированием. Если силовое обеспечение управляющего движения достаточно, то причиной ошибки является слишком раннее выполнение распрямления тела. После распознавания двигательные ошибки легко корректируются (Н.Б. Сотский, 2002).

2. УПРАВЛЕНИЕ ДВИГАТЕЛЬНЫМИ ДЕЙСТВИЯМИ

Управление – это воздействие управляющей системы на состояние структурных элементов управляемого объекта в соответствии с поставленной целью.

В одних случаях *цель управления* состоит в том, чтобы поддерживать управляемый объект в одном и том же заранее заданном состоянии или держать его по заранее указанной системе параметров в определенных пределах, в других – изменять состояние управляемого объекта или доводить его до заранее намеченного.

Когда выбраны параметры, при изменении которых объект управления переходит в новое качественно лучшее состояние, прежде всего выбирается та система средств, применение которых позволяет достигнуть цели. При составлении программы важно знание тенденций изменения параметров под действием намеченных средств. Такое знание может дать, например, теоретическое исследование. В биомеханике это физическое и матема-

тическое моделирование. Конкретным воплощением полученных решений являются программы подготовки, технологии воздействия на те или иные параметры различных систем организма. Однако из-за отсутствия прямой детерминистической связи между воздействием и реакцией организма, недостаточного знания всех происходящих закономерностей и невозможности учета всего многообразия факторов, которые могут повлиять на формирование нужных реакций, можно говорить о программе, которая только по вероятности позволяет предусмотреть ход обучения двигательным действиям.

Поскольку допускается возможность отклонения процесса от заданных целей и невозможность предвидения некоторых нюансов, необходимо иметь сведения о рассогласовании реального и предполагаемого процессов. Обратная связь – это получение информации о соответствии выполняемого действия заданному. Она может поступать как к занимающемуся (внутренняя обратная связь), так и к тренеру-педагогу (внешняя обратная связь). Существует еще одно определение обратной связи: в нее включается не только информационный процесс, идущий от управляемого объекта к управляющему, но и регулирующее (корректирующее) действие последнего.

Регулирующее воздействие определяется в одних случаях только той информацией, которая несет сведения о состоянии объекта управления в данный момент, в других – с учетом ранее поступившей информации, накопленной в памяти управляющей системы. В первом случае выгодно корректировать с минимальной разницей между поступлением информации, анализом и осуществлением регулирующего воздействия. В наиболее перспективных биотехнических системах быстродействующее управление может осуществляться на основе компьютерной техники, работающей в реальном масштабе времени. Во втором случае между получением сведений о ходе процесса в управляемой системе и регулирующим (корректирующим) воздействием должны быть такие этапы управления, как принятие решения тренером и разработка алгоритма его реализации. Если регулирующее воздействие первого случая относится к коррекции двигательного действия непосредственно в ходе выполнения упражнения, то регулирование во втором случае можно связать с коррекцией хода самого тренировочного процесса.

2.1. Уровни управления двигательными действиями

Двигательные действия различной сложности строятся на основе команд, которые выполняются на иерархически различных уровнях нервной системы. Но процесс построения двигательных действий возможен тогда, когда между мозгом и нервной системой существует не только прямая, но и обратная связь, являющаяся основой для сенсорных коррекций движения.

Информационная наполненность обратной связи реализуется на основе разной рецепторики, зрительного и слухового трактов. Поскольку разные «датчиковые» системы тела человека имеют выходы на разные уровни нервной системы, выделяют разные уровни построения двигательных действий.

Н.А. Бернштейн выделил пять основных уровней построения движений:

А – уровень палеокинетических реакций, или уровень тонуса;

В – уровень синергии, или мышечно-суставных связок;

С – уровень пространственного поля;

Д – уровень действий (предметных действий, смысловых целей и т.д.);

Е – группа высших кортикальных уровней символических координации (письма, речи и т.п.).

В настоящее время модель управления двигательными действиями упрощена и имеет три уровня.

Первый уровень задает цель и запускает движение. Это осуществляется на внешних кортикальных уровнях и, прежде всего, лимбической системой, которая представляет собой ряд структур передней части головного мозга (иногда ее называют эмоциональной двигательной системой). Лимбическая система запускает многие движения, связанные с биологическими побуждениями и эмоциональным поведением. Она обеспечивает четыре компонента: мотивацию, мышление, программирование и выполнение. Лимбическая система может инициировать поведенческие реакции через сенсомоторную зону коры головного мозга, которая преобразовывает мотивацию в мысль и инициирует супрасегментальные взаимодействия, завершающиеся командой на выполнение движения. Преимущественно первый уровень управления обеспечивается действием уровней Е и Д в схеме Н.А. Бернштейна.

Второй уровень межсуставного взаимодействия автоматически распределяет задания для отдельных суставов. На этом уровне программируются движения, т.е. мысль преобразовывается в надлежащие усилия и схему мышечной деятельности, необходимой для желаемого движения. Невральный выходной сигнал, который создается в процессе программирования, известен в качестве центральной команды и передается как в нижние нервные центры (ствол мозга и спинной мозг), так и назад в супрасегментарные центры, участвующие в разработке моторной программы. В схеме Н.А. Бернштейна данному уровню управления соответствует функционирование преимущественно уровня Д и уровней С и В в части, касающейся синергического возбуждения многих мышечных групп.

Третий уровень управления осуществляет движение, определяя усилия мышц конкретного сустава. В схеме Н.А. Бернштейна это соответствует функционирование уровней А и В начала и окончания мышечного сокращения отдельных мышц в общей структуре активности мышц, определяющих то или иное двигательное действие (Г.И. Попов, 2005).

2.2. Роль программирования в формировании двигательного действия

При управлении двигательными действиями существует так называемая *латентная стадия*, за которой функционально закреплены процессы формирования, планирования и программирования двигательного действия. Время протекания латентной стадии зависит от таких факторов, как количество альтернатив, вероятность появления сигнала, связь между стимулом и ответной реакцией, количество возможных вариантов ответных реакций, способы кодирования сигналов, виды ответных реакций и др. (Н.Д. Гордеева, 1995).

Латентная стадия действия складывается из времени приема и переработки информации, времени программирования моторной задачи, времени организации моторного ответа. Исследования на структурную неоднородность латентной стадии действия позволили выделить три этапа в подготовке и реализации двигательного действия.

На первом этапе анализируются, хранятся и интегрируются данные, получаемые из разных точек пространства, из ситуации извлекается информация, отвечающая цели действия. На втором этапе сложившийся мгновенный образ ситуации трансформируется в моторные программы, которые реализуются в действия на третьем этапе.

Выделенные этапы дискретны, на каждом из них обрабатывается ограниченный объем информации, которая последовательно проходит от первого к третьему этапам. Иначе говоря, между этапами существуют как бы «ворота», которые закрыты для любой вновь поступающей информации до тех пор, пока перерабатывается предыдущая информация. Когда интервал между стимулами меньше определенной величины, сигналы выстраиваются в очередь, т.к. в центральных процессах информация о двух разных сигналах не может обрабатываться одновременно (А. Уэлфорд, 1992).

Величина латентного времени, ответственного за построение программы будущего движения, зависит от количества поступающей информации и нагрузки на центральные механизмы по ее переработке. Один из способов сокращения латентного времени – *антиципация* (предвидение)

поступающего сигнала и подготовительная работа по идентификации его с соответствующим ответом. Можно ускоренно реагировать на поступающие сигналы, корректировать движения и исправлять ошибки. Антиципация позволяет подготовить двигательные ответы до поступления сигнала таким образом, что они осуществляются в заданное время и в заданном месте при минимальном времени, необходимом для организации ответа.

В зависимости от роли антиципации в организации и исполнении двигательных реакций, ее можно разделить на перцептивную и моторную. *Моторная антиципация* используется при заранее известных характеристиках движения и позволяет предсказать их пространственное положение к определенному моменту времени. Для этого используют знания о положении и его возможном изменении, полученные с помощью зрительного, слухового и других каналов. В повседневной практике моторная антиципация часто регулирует двигательные акты, например ловля рукой движущегося предмета, постановку ракетки под летящий мяч и многие другие. Для организации точностных движений помимо предвидения поведения объектов необходимо предвосхищать результаты собственных движений. В этом случае для моторной антиципации используют проприоцептивные (основанные на мышечно-сухожильных рецепторах) каналы обратной связи от движения, а для перцептивной (основанной на восприятиях) – соотнесение результатов, предшествующих реализации с моторными программами. На основании перцептивной антиципации выбирают моторные программы, а на основании моторной осуществляют корректировочные движения (Е. Пултон, 1992).

Н.А. Бернштейн доказал, что в процессах управления движениями встречаются ситуации, при которых решающую роль играет перцептивная антиципация, особенно в случаях, когда коррекции становятся невозможными. Он писал, что есть целый класс двигательных актов (так называемые баллистические движения), осуществление которых только и возможно посредством подобной антиципации: метание с попаданием в цель, перепрыгивание через ров или высотное препятствие. Таким образом, выбор моторной программы, инициирующей движение, связан с прогнозированием результатов этого движения.

В латентной стадии двигательного действия определяются наиболее существенные характеристики будущего движения. В моторной части двигательного действия выделяют по меньшей мере две фазы.

Первая фаза осуществляется по отработанной в латентной стадии программе, не корректируется по ходу своего выполнения ни зрительной, ни даже проприоцептивной обратной связью, выполняется примерно за 250 – 300 мс и управляется по открытому контуру регулирования.

Вторая фаза, обеспечивающая точностную подгонку движения к цели, осуществляется с учетом информации, поступающей по каналам обратной связи, и направлена на исправление ошибок, вызванных как изменениями во внешней среде, так и ошибками, допущенными во время реализации первой фазы движения.

Если человек совершает движения, длительность которых больше, чем время осуществления обратной связи, появляется потенциальная возможность использования афферентной информации для текущего управления ими. Обобщая имеющиеся по этой проблеме данные, Р. Шмидт (1990) выделил три основных подхода.

Первый основывается на том, что после инициации двигательных команд их копия отправляется в центр хранения. По мере выполнения движения проприоцептивные сигналы сравниваются с командами, «записанными» в эфферентной копии, и расхождение между ними классифицируется как ошибка. Однако коды эфферентной копии и информация об обратной связи записаны на разных «языках» и для приведения их к общему виду требуется время, что подвергает сомнению одно из достоинств эфферентной копии – ее быстродействие.

Второй подход связан с тем, что копии моторных команд, посылаемых к мышцам, отправляются также в отделы ЦНС, где эти команды контролируются и проверяются на адекватность их двигательной задаче. Это объясняет быстрые коррекции ошибочных реакций. Благодаря такой проверке, человек способен выявить ошибку в моторной программе до того, как началось движение, поскольку в соответствии с этой схемой нет необходимости ждать начала движения для осуществления коррекций.

Третий подход основывается на том, что команды, посылаемые к мышцам, сопровождаются информацией, которая подготавливает систему к последующему моторному акту.

Благодаря большому количеству степеней свободы, внешним и реактивным силам никакая точно дозируемая известная заранее информация не сможет полностью обеспечить точное выполнение двигательного действия. Для этого необходимы сенсорные коррекции, которые изменяют текущее движение в небольших пределах, не меняя кардинально моторную программу, построенную в латентной стадии действия (Н.А. Бернштейн, 1966).

3. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ

Для получения знаний о биомеханических закономерностях двигательных действий в качестве основного метода используется моделирова-

ние. В ходе исследований двигательных действий наиболее отчетливо выделяются моделирование физического характера и моделирование математическое.

Физическое моделирование в биомеханике движений человека представляет собой исследование, в котором тело человека заменяется моделью физической природы за исключением некоторых несущественных, с точки зрения исследуемой проблемы, свойств. Например, анализируя траекторию движения тела прыгуна в длину после отрыва от опоры, можно представить его в виде некоторого твердого тела с массой, соответствующей массе всего тела при условии совпадения высоты вылета и векторов скорости ОЦТ тел. Такая замена практически не сказывается на траектории ОЦТ и может быть эффективно использована при биомеханическом анализе. К физическому моделированию можно отнести и замену тела человека манекеном, например при отработке технико-тактических действий спортивной борьбы.

Использование физических моделей позволяет создавать искусственные условия физического упражнения при проведении экспериментальной работы. В частности, для выяснения роли суставных движений при выполнении метаний можно искусственно ограничить количество одновременно выполняемых суставных движений. Так, можно последовательно сравнивать результаты метания с места, с колен, сидя и т.д. Однако при любом физическом моделировании предполагается формализация характеристик изучаемого двигательного действия и дальнейшая их математическая обработка. Последняя может осуществляться в виде статистической обработки с последующим построением моделей, обобщающих биомеханические (кинематические и динамические) характеристики исполнения двигательных действий.

Математическое моделирование предполагает более формализованные подходы к исследованию двигательных действий. Здесь тело его в большинстве случаев заменяется математической моделью, представляющей собой систему уравнений движения совокупности звеньев тела человека, соединенных шарнирами с определенным количеством степеней свободы. Процесс моделирования в данном случае предполагает решение указанных дифференциальных уравнений.

В ходе математического моделирования в рамках биомеханики, когда исследуются движения тела человека в пространстве, как правило, вводятся некоторые упрощения. В частности, звенья тела рассматривают как абсолютно твердые тела, пренебрегают трением в суставах, пассивным сопротивлением мышц и некоторыми другими менее существенными для исследования макроскопических движений характеристиками. Если говорить

о биомеханике в целом, то описанные особенности опорно-двигательного аппарата игнорируются далеко не всегда. Часто ставится задача исследования отдельного суставного движения или изучения влияния перемещений внутренних органов на те или иные характеристики двигательного действия. Здесь проблема может быть рассмотрена более точно и подробно. Это чаще всего имеет место в медицинской биомеханике, при протезировании суставов и в некоторых других случаях.

Бурное развитие вычислительной техники, резкий рост ее доступности для исследователя позволили сделать заметный рывок в эффективности исследований в области биомеханики двигательных действий. Возможность использования компьютерных технологий резко повысила эффективность не только традиционных форм анализа движений, но и дополнила арсенал исследователя синтезом двигательных действий, представляющим собой решение системы нелинейных дифференциальных уравнений второго порядка, которое, как правило, достигается только численным интегрированием. При этом быстродействие современных систем таково, что движение синтезируется практически в реальном масштабе времени (Н.Б. Сотский, 2005).

С приходом эры быстродействующей компьютерной техники наступил новый этап развития методики биомеханического синтеза движений. В некоторых научных школах биомеханики его называют имитационным моделированием (В.Л. Уткин, В.И. Загrevский).

Осуществление компьютерного синтеза двигательного действия предполагает несколько обязательных этапов. Это определение цели двигательного действия и его математическая формализация. Для значительного числа спортивных движений этот этап может заключаться в выяснении общей программы движения. Затем определяется программа изменения позы, имеющая место при выполнении двигательного действия. Здесь выясняются закономерности изменения углов в основных суставах тела спортсмена и представляются математическими зависимостями. Наиболее простыми формами такого представления являются линейное и гармоническое приближения, хотя указанную зависимость можно представить и в виде ряда Фурье или даже в табличной форме. Здесь можно также решать задачи, связанные с выяснением полных суставных моментов сил, а также мышечного вклада в выполнение суставного движения. Последний случай очень важен, поскольку именно здесь выявляются элементы динамической осанки. Они наблюдаются в тех сочленениях, где мышцы стремятся ограничить движение и работают в уступающем режиме.

Для компьютерного синтеза спортивного движения удобство представляет любая математическая формализация суставного движения, допускающая в ходе исследования возможности варьирования последнего по

амплитуде и времени выполнения. Компьютерный синтез двигательного действия предполагает подстановку информации о суставных движениях в многозвенную математическую модель тела человека, последующее численное решение уравнений движения и построение положений тела через определенные промежутки времени (имитацию двигательного действия). Отличие этого моделирования состоит в переводе в неявную форму таких этапов, как определение управляющих сил и моментов сил, а также общих закономерностей реализации указанных сил и моментов.

В процессе такого моделирования производится выяснение роли каждого суставного движения в процессе достижения цели физического упражнения. Это может быть осуществлено заданием вариаций в их характеристики (например, время и амплитуду) и определением того в какой мере эти вариации влияют на эффективность достижения цели двигательного действия (например, скорости ОЦТ, кинетического момента, энергии и т.д.). Здесь суставные движения должны быть разделены на главные управляющие движения, без которых достигнуть цели практически невозможно, и корректирующие, или вспомогательные, влияние которых при осуществлении двигательного действия существенно меньше.

Выяснение в ходе моделирования главных и вспомогательных управляющих движений позволяет программировать процесс обучения двигательному действию, корректировать двигательные ошибки (они могут быть получены в процессе компьютерного синтеза двигательного действия заданием таких отклонений в управляющих движениях, при которых его эффективность существенно снижается) (Н.Б. Сотский, 2005).

Схема компьютерного моделирования при осуществлении синтеза двигательного действия представлена на рис. 24.

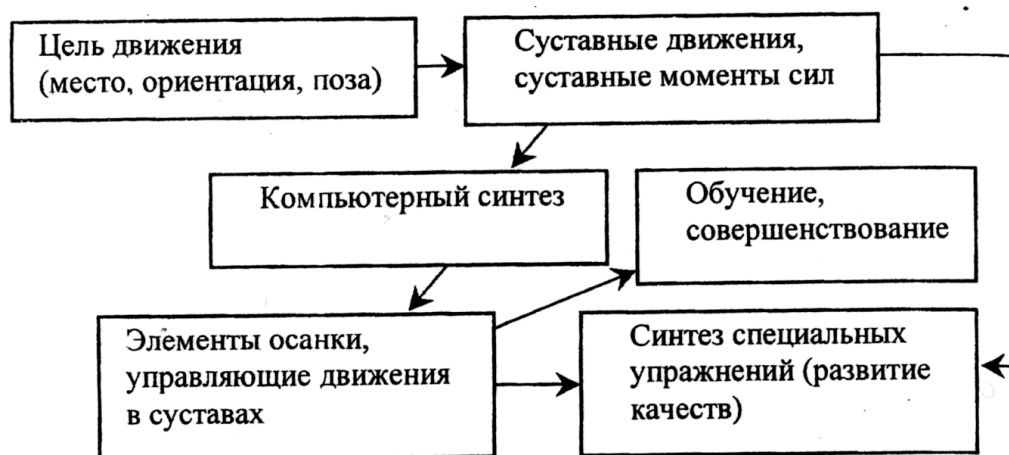


Рис. 24. Биомеханическое моделирование в ходе синтеза физического упражнения

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ДЛЯ САМОПОДГОТОВКИ

Вопросы к коллоквиуму

1. Охарактеризуйте элементы динамической осанки и управляющие движения в суставах.
2. Как происходит последовательность освоения двигательного действия?
3. Какие двигательные ошибки возникают при освоении двигательных действий?
4. Дайте определение управления. В чем состоит цель управления?
5. В чем заключается обратная связь в управлении двигательными действиями?
6. Расскажите об уровнях управления двигательными действиями.
7. Что такое латентная стадия действия?
8. В чем различие моторной и перцептивной антиципаций?
9. Какие фазы выделяют в моторной части двигательного действия?
10. Что представляет собой физическое моделирование и какая цель его применения?
11. В чем заключается математическое моделирование?
12. Как происходит осуществление компьютерного синтеза двигательного действия?

Модуль 5

СПОРТИВНАЯ БИОМЕХАНИКА

1. Биомеханические основы циклических движений.
2. Биомеханические основы прыжков.
3. Биомеханические основы переместительных движений.
4. Биомеханика движений вокруг осей.

1. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЦИКЛИЧЕСКИХ ДВИЖЕНИЙ

1. Биомеханика ходьбы и бега

Ходьба и бег – естественные способы передвижения человека и в их структуре много общего. В ходьбе и беге происходит постоянное повторение движений (циклическость). Циклом в ходьбе и беге является двойной шаг. Характерная особенность ходьбы – наличие постоянного контакта с грунтом одной (период одиночной опоры) или обеих ног (период двойной опоры). В беге структура цикла несколько иная, т.к. в нем период двухопорного положения заменяется фазой полета.

Цикл ходьбы состоит из периода одиночной опоры (когда с поверхностью соприкасается только одна нога) и периода двойной опоры (когда вынесенная вперед конечность уже касается опоры, а находящаяся сзади нога еще не отделилась от нее). Периоды состоят из фаз. Между фазами имеются моменты – мгновенные положения, после которых происходят изменения движения (граничные позы). Фаза имеет продолжительность, а момент не имеет. В одном цикле два периода одиночной опоры и два двойной (для правой и для левой ноги).

Последовательность чередования фаз в ходьбе для одной ноги с момента отрыва ее от опоры (И.В. Лазарев, 1999):

- фаза 1 – перенос правой ноги от момента отрыва до момента вертикали (когда ОЦТ тела находится точно над опорой, а правая нога начинает опережать левую);
- фаза 2 – вынос правой ноги вперед от момента положения вертикали до момента постановки ноги на опору (начало периода двойной опоры);
- фаза 3 – амортизационное сгибание ноги от момента постановки пятки правой ноги на опору до момента ее постановки на всю стопу;
- фаза 4 – перекаат от момента постановки правой ноги на полную стопу до момента положения вертикали;

- фаза 5 – разгибание правой ноги от момента положения вертикали до момента постановки левой ноги на опору (начало периода двойной опоры);
- фаза 6 – отталкивание стопой правой ноги от момента постановки левой ноги на опору до момента отрыва правой ноги от опоры.

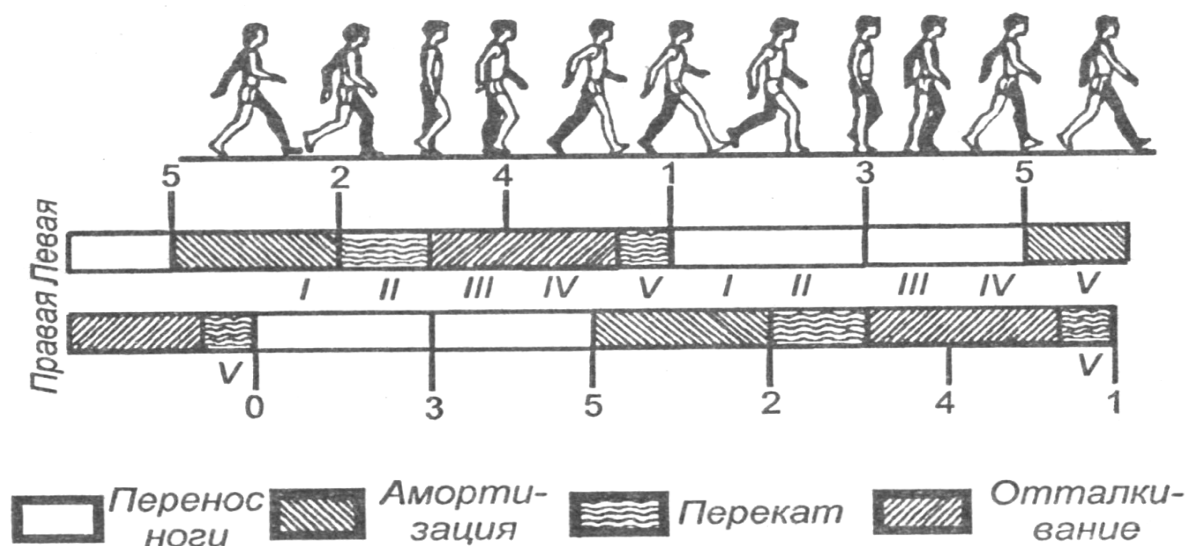


Рис. 25. Фазы ходьбы, граничные позы и элементарные действия (по Д.Д. Донскому)

При ходьбе амплитуда в тазобедренных суставах значительно превышает амплитуду других суставных движений. Именно благодаря этим суставным движениям, играющим роль главных управляющих движений, достигается основной эффект перемещения тела спортсмена по горизонтали. Это, прежде всего, относится к движению в тазобедренном суставе опорной ноги. В фазе передней опоры сила тяжести замедляет продвижение тела вперед и как бы опрокидывает его назад, поэтому человек вынужден производить более активные действия в тазобедренном суставе опорной ноги. Часто в этот момент скорость перемещения всего тела несколько замедляется. Однако все зависит от приложенных мышечных усилий. При достаточных усилиях в этой фазе шага скорость тела может даже возрастать.

Сохранение вертикальной ориентации туловища в ходьбе существенно облегчается относительно продолжительной двухопорной фазой шага.

Движения в коленных суставах могут внести существенные коррективы в ориентацию тела и перемещению его ОЦТ. Так, активные сгибательные движения в колене опорной ноги способствуют перемещению ОЦТ тела вперед и повороту туловища назад. Соответственно разгибательные дви-

жения приводят к противоположному эффекту – повороту туловища вперед и перемещению ОЦТ тела назад. Оба этих движения, сгибательное и разгибательное, производятся в обычной ходьбе с относительно небольшой амплитудой и в течение одного периода опоры ноги. Поэтому их воздействие на горизонтальное перемещение тела и его ориентацию практически взаимно уничтожаются. Более существенно сказываются движения в коленях на вертикальном перемещении ОЦТ тела. Благодаря им можно уменьшить колебания ОЦТ тела в этом направлении. Для этого выпрямленная нога ставится на опору с пятки, а когда туловище приближается к точке опоры, производится сгибание и последующее разгибание колена по мере перемещения туловища вперед от места опоры. Таким образом достигается большая прямолинейность перемещения туловища и уменьшаются энергозатраты спортсмена при ходьбе. При нешироком шаге необходимость в таких корректирующих управляющих движениях практически отпадает, поскольку ОЦТ поднимается в этом случае незначительно.

Изменение угла в коленном суставе маховой ноги в малой степени влияет на перемещение всего спортсмена, поскольку этот сустав расположен на периферии от опоры по кинематической цепи и собственный момент инерции и масса голени относительно малы.

Своеобразному удлинению ноги в фазе задней опоры способствуют и разгибательные движения в голеностопных суставах в сочетании с движением в плюснепальцевом суставе ноги. Поэтому в конце широкого шага человек обычно поднимается на носок. Такие суставные движения способствуют горизонтальному перемещению, но это перемещение по сравнению с эффектом сгибательно-разгибательных движений в тазобедренных суставах невелико и за редким исключением им можно пренебречь. В фазе передней опоры эти суставные движения практически не используются и голеностопный сустав расслаблен. Однако в двухопорной фазе подобные движения способствуют продвижению тела вперед и частичному восстановлению его ориентации (В.Т. Назаров, 1984).

Как уже отмечалось, в отличие от ходьбы цикл бега состоит из двух периодов: одиночной опоры и полета. Период опоры состоит из двух фаз: амортизации и отталкивания; а период полета – из фазы подъема ОЦТ тела и фазы снижения ОЦТ тела (рис. 26):

- фаза 1 (фаза подъема ОЦТ тела) начинается с момента отрыва ноги от опоры и продолжается до момента наивысшей траектории ОЦТ тела;
- фаза 2 (фаза снижения ОЦТ тела) – с момента наивысшей точки траектории ОЦТ и продолжается до момента постановки ноги на опору (начало периода опоры);

– фаза 3 (фаза амортизации) – с момента постановки ноги на место отталкивания и продолжается до момента наибольшего сгибания опорной ноги в суставах (этот момент совпадает с моментом положения вертикали и с моментом самого низкого положения ОЦТ);

– фаза 4 (фаза отталкивания) – от момента наибольшего сгибания опорной ноги в суставах и продолжается до момента отрыва ноги от опоры (И.В. Лазарев, 1999).

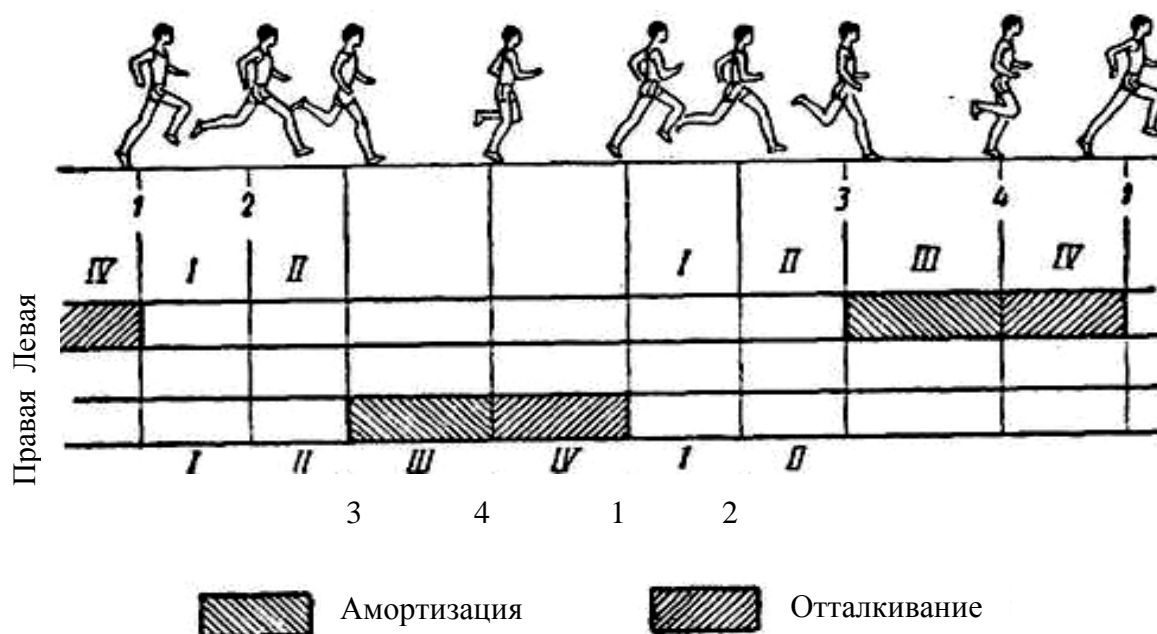


Рис. 26. Фазы и граничные позы бега (по Д.Д. Донскому)

Человек является самодвижущейся системой, поскольку первопричиной его движений служат внутренние силы, создаваемые мышцами и приложенные к подвижным звеньям тела. К внутренним относятся и силы инерции, приложенные к центрам тяжести разгоняемых и тормозимых звеньев тела («фиктивные» силы инерции) или к другим звеньям тела либо к внешним предметам («реальные» силы инерции). Сила инерции равна произведению массы всего тела или отдельного звена на его ускорение и направлена в сторону, противоположную ускорению. Поэтому сила инерции замедляет и разгон, и торможение.

Независимо от действий в ходьбе и беге наряду с внутренними на человека действуют внешние силы (рис. 27):

1) сила тяжести приложена к ОЦТ тела и равна произведению массы тела на ускорение земного притяжения;

2) сила реакции опоры проявляется только в опорном периоде, не является движущей силой. Ее измеряют и изображают графически для того,

чтобы определить результат совместного действия всех сил (и внутренних, и внешних). Отталкиваясь от опоры, человек воздействует на нее с силой отталкивания, которая состоит из двух компонентов: статического (веса (постоянного и равного силе тяжести)) и динамического. Динамический компонент может иметь место только при движениях, выполняемых с ускорением, когда все тело или отдельные звенья разгоняются или тормозятся. Если линия действия силы реакции опоры не проходит через ОЦТ тела, то возникает опрокидывающий момент. На величину силы реакции опоры влияют свойства дорожки и материал, из которого изготовлена обувь;

3) сила сопротивления воздуха приложена к центру поверхности тела. Она увеличивается пропорционально квадрату скорости.

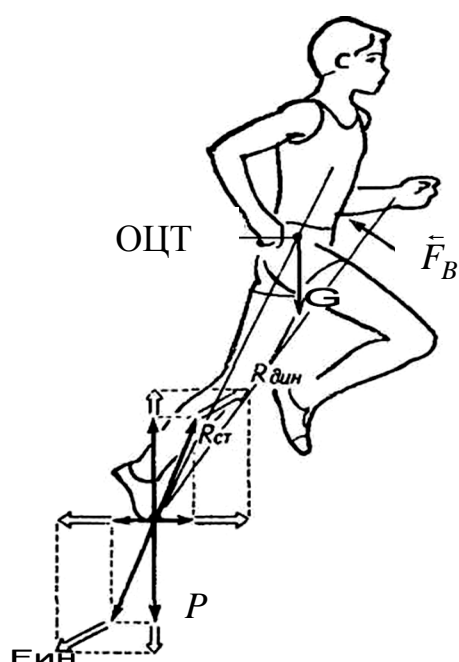


Рис. 27. Силы, действующие на человека во время ходьбы и бега:

G – сила тяжести; $F_{ин}$ – сила инерции; P – вес тела; $R_{ст}$ и $R_{дин}$ – статический и динамический компоненты реакции опоры; F_B – сила сопротивления воздуха

При ходьбе и беге механическая энергия определяется скоростями движения тела и его звеньев и их расположением, т.е. кинетической и потенциальной энергией. При ходьбе и беге человек затрачивает энергию не только на горизонтальные, но и на вертикальные и поперечные перемещения ОЦТ. В зависимости от фазы цикла величина кинетической и потенциальной энергии тела изменяется. Характер этих изменений в ходьбе и беге принципиально различен. Кинетическая и потенциальная энергия в ходьбе изменяется в противофазе (например, в момент постановки ноги на опору максимум кинетической энергии совпадает с минимумом потенциальной), а в беге – синфазно (например, в высшей точке полета максимум кинетической энергии совпадает с максимумом потенциальной). Следовательно, при ходьбе происходит рекуперация энергии, т.е. ее сохранение путем пе-

рехода кинетической энергии в потенциальную энергию гравитации и обратно, а при беге этот вид рекуперации практически отсутствует. Зато при беге значительно более выражен другой вид рекуперации, когда кинетическая энергия переходит в потенциальную энергию сокращающихся мышц, действующих подобно пружине.

Энергозатраты на 1 м пути при ходьбе меньше, чем при беге, но только при низких скоростях передвижения. При высоких скоростях бег, наоборот, экономичнее ходьбы. Зона, где более выгоден бег, отделена от зоны, где более выгодна ходьба, граничной скоростью. Граничная скорость определяется числом Фруда [Φ], которое вычисляется по формуле

$$\Phi = \frac{v^2}{gL_0}, \quad (5.1)$$

где $[v]$ – скорость передвижения человека;

$[L_0]$ – высота ОЦТ при основной стойке.

Если число Фруда меньше единицы ($\Phi < 1$), то выгоднее ходьба, а при ($\Phi > 1$) выгоднее бег. Граничная скорость соответствует условию ($\Phi = 1$).

Энергетические затраты зависят от многих факторов, в т.ч. от сочетания длины и частоты шагов. При слишком коротких или чересчур длинных шагах (недостаточная или чрезмерная сила отталкивания) энергозатраты на 1 м пути выше, чем при оптимальном сочетании длины и частоты шагов.

В ходьбе и беге полезной работой является только горизонтальная внешняя работа. Вертикальные и поперечные перемещения тела относятся к непроизводительным движениям. При полном же отсутствии вертикальных колебаний их энергетическая стоимость возрастает, т.к. движения становятся скованными и теряется та часть энергии, которая при естественной технике движений рекуперирована (В.Л. Уткин, 1989).

1.2. Биомеханика передвижений с опорой на воду

К передвижениям с опорой на воду относятся плавание и гребля.

1.2.1. Биомеханика плавания

Передвижение при плавании происходит за счет того, что кинематические цепи тела действуют как лопасти,двигающие его вперед за счет силы лобового сопротивления, т.е. для движения вперед вода должна отбрасываться назад.

В плавании различают гребковое (рабочее) движение, создающее силу тяги и продвигающее пловца вперед, а также подготовительное движение – перемещение звеньев тела в исходное положение для подготовки к выполнению следующего гребка. Шаг пловца характеризует расстояние, на которое он продвигается за один цикл движений. Гребковый шаг пловца – длина гребкового движения по горизонтальной составляющей, учитывая кратчайшее расстояние между началом и завершением гребкового движения. Траектория гребкового движения характеризует направление и величину пути кисти или стопы от начала и до конца цикла. При этом различают абсолютные траектории, которые раскрывают сущность движения отдельного звена по отношению к подвижному телу, или относительные – выявленные по отношению к неподвижному телу.

При плавании на спортсмена действуют вертикально и горизонтально направленные силы (В.Л. Уткин, 1989).

Вертикально-направленные силы:

1) сила тяжести приложена к ОЦТ тела и равна произведению массы тела на ускорение земного притяжения;

2) выталкивающая (архимедова) сила приложена к центру объема тела пловца. Центр объема, как правило, не совпадает с ОЦТ. Поэтому выталкивающая сила обладает некоторым моментом относительно ОЦТ. Благодаря действию такого момента силы свободное в воде тело будет поворачиваться вокруг ОЦТ, пока ОЦТ и центр объема не расположатся на одной вертикальной прямой.

Несовпадение этих центров объясняется неоднородной плотностью тела человека. Удельный вес ног, как правило, выше удельного веса других частей тела. Поэтому, расположившись горизонтально в воде в позе основной стойки, можно заметить, как ноги начнут опускаться вниз. Однако, изменяя позу тела, можно найти такое взаимное расположение звеньев, что ОЦТ и центр объема расположатся по одной вертикальной прямой и при этом не будет исключена возможность свободного дыхания (В.Т. Назаров, 1984);

3) подъемная сила появляется при обтекании тела потоком воды.

Горизонтально-направленные силы:

1) продвигающая сила (или сила тяги). Она возникает в результате действий руками и ногами. Значительно больший эффект дает гребок рукой по зигзагообразной траектории, вид которой зависит от особенностей телосложения и двигательных качеств;

2) силы сопротивления:

а) сила лобового сопротивления создается водой непосредственно впереди или в любой части тела. При анализе техники плавания этот вид сопротивления очень важен. Поскольку лобовое сопротивление пропорционально квадрату скорости движения сегмента тела относительно воды, то если вода и сегмент тела движутся в одном и том же направлении, их относительная скорость падает и соответственно движущая сила, действующая на пловца, заметно снижается. С этим можно справиться, проведя гребок, при котором гребущее звено движется по криволинейной траектории для того, чтобы рука могла опираться на невозмущенную массу воды;

б) сила сопротивления вихреобразования, зависящая от формы и характера поверхности тела. В тех местах, где струи воды отрываются от поверхности тела, образуются завихрения и по закону Бернулли давление понижается. Из-за разности давлений возникает сила, которая как бы отсасывает тело назад. Она и называется силой сопротивления вихреобразования. Незначительные изменения положения тела, не увеличивающие модель тела, могут ухудшить его обтекаемость. Во время скольжения опускание головы пловца вниз увеличивает сопротивление на 8 – 12 %, а отклонение ее от оптимального положения вверх – на 10 – 20 %;

в) сила трения о воду: устья пор и складки кожи, волоски на коже, рыхлый или ворсистый материал костюма пловца способствуют увеличению сопротивления;

г) сила сопротивления волнообразования: пловец, находящийся у грани водной и воздушной среды, поднимает частицы воды выше среднего уровня водной поверхности. Они уже не удерживаются давлением среды, и пловцу приходится преодолевать еще и силу тяжести смещенных частиц воды.

Силы инерции: ускоряемых и тормозимых звеньев и всего тела стоят отдельно. Их не отнесешь к горизонтальным или вертикальным, поскольку сила инерции направлена противоположно ускорению и равна произведению массы на ускорение.

Движущая сила пловца является итогом совместного действия подъемной силы и силы лобового сопротивления гребущих сегментов. Это действие определяет направление движения и его скорость (рис. 28). Когда траектория движения руки не параллельна направлению, перемещения всего тела и не находится под прямым углом к этому направлению, движущая сила складывается из подъемной силы и силы лобового сопротивления.

Подъемная сила преобладает при погружении рук в воду, а сила лобового сопротивления – при гребке руками (К. Бартхельс, 1974).

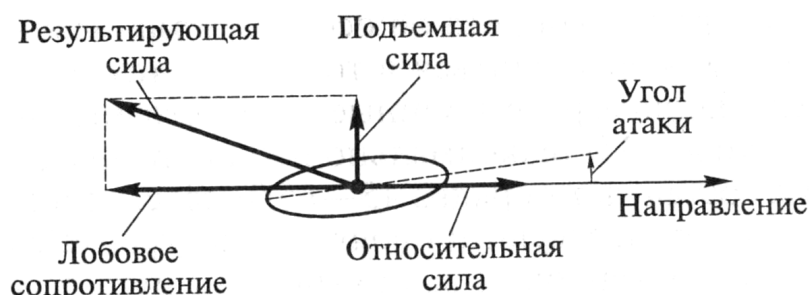


Рис. 28. Возникновение движущей силы в воде

Из тормозящих сил наиболее велика сила лобового сопротивления воды и сила сопротивления вихреобразования. Обе они снижаются с уменьшением угла атаки, т.е. угла между продольной осью тела и направлением движения. Чем меньше угол атаки, тем меньше:

- 1) модель тела и, следовательно, сила лобового сопротивления;
- 2) поверхность отрыва струй воды и, следовательно, сила сопротивления вихреобразования.

Таким образом, пловец должен выбирать положение тела по возможности горизонтальное и вытянутое в направлении передвижения. Пловцы низкой квалификации показывают невысокую скорость, в частности, потому что их тело находится в плохообтекаемом положении, увлекает за собой большую массу воды и образует позади себя водяные вихри.

Основные требования к технике и тактике пловца вытекают из закономерностей динамики и энергетики плавания. Наиболее общим является требование максимизировать силу тяги и минимизировать сумму тормозящих сил. Максимизация силы тяги достигается предельным повышением силы взаимодействия пловца с водой при гребковых действиях руками и отталкивании ногами (в бросе). На всем протяжении гребка рука должна перемещаться в воде с ускорением, благодаря чему хороший пловец непрерывно ощущает «опору на воду».

Поддерживать высокую силу тяги на всей дистанции человек может только в том случае, если до самого финиша сохранит достаточно энергии. Но плавание весьма энергоемкий вид двигательной деятельности. Поэтому здесь особенно важно исключить непроизводительные затраты энергии. С этой целью:

- 1) устраняют лишние движения;
- 2) выбирают оптимальный (наиболее экономичный) темп движений;

- 3) стараются снизить величины тормозящих сил;
- 4) устраняют непроизводительные мышечные напряжения.

В плавании, как ни в одном другом виде спорта, важно умение расслаблять те мышцы, которые в данный момент не участвуют в выполнении продвигающей работы. Поэтому, например, в кроле при проносе над водой рука должна двигаться с минимальным напряжением. Также и при плавании брассом, в фазе скольжения (которая в спортивном плавании сокращается до минимума), большинство мышц расслаблено.

Для снижения непроизводительных затрат энергии следует уменьшать внутрицикловые колебания скорости. В кроле они меньше, чем в брассе. Это достигается непрерывной работой ног кролиста и тем, что одна рука начинает гребок захватом в тот момент, когда другая рука еще не завершила отталкивание.

Все сказанное объясняет, почему кроль является более скоростным стилем, чем брасс. Принятая при плавании кролем кинематика двигательных действий обеспечивает меньшие величины сил лобового сопротивления, сопротивления вихреобразования и сил инерции, разгоняемых и тормозимых звеньев тела (В.Л. Уткин, 1989).

1.2.2. Биомеханика гребли

При гребле весла совершают рабочие движения (гребок), направленные назад, относительно лодки и возвратные движения (замах), направленные вперед (В.И. Дубровский, 2008).

Гребная механическая система (ГМС) – совокупность материальных тел (гребцы, весла, лодка), находящихся в таком взаимодействии, при котором положение или движение каждого тела зависит от положения или движения всех остальных. ГМС находится в постоянном механическом взаимодействии с окружающей средой (водой, воздухом).

Внешние по отношению к ГМС силы – силы взаимодействия ГМС с окружающей средой. К ним относятся:

- сила гидростатического давления;
- сила сопротивления воды продвижению корпуса лодки;
- сила давления воды на лопасть весла;
- сила тяжести ГМС;
- сила сопротивления воздуха.

Внутренние по отношению к ГМС силы – силы взаимодействия элементов ГМС между собой. К ним, в частности, относятся:

- сила тяги гребца (приложена к рукоятке весла);

- сила давления гребца на подножку;
- сила инерции тела гребца (приложена к рукоятке весла или к подножке);

- силы веса отдельных звеньев ГМС и другие силы.

Внешние по отношению к телу гребца силы – силы взаимодействия тела гребца с другими элементами ГМС. К ним относятся:

- реакция рукоятки весла;
- реакция банки;
- реакция подножки;
- сила сопротивления воздуха;
- сила тяжести тела гребца.

Внутренние по отношению к телу гребца силы – силы взаимодействия отдельных частей тела спортсмена. К ним относятся:

- мышечные усилия;
- усилия в связках;
- реакции суставов;
- силы инерции отдельных звеньев тела гребца.

В процессе гребли все двигательные возможности спортсмена сосредоточены на решении главной биомеханической задачи – поступательном перемещении лодки. Непосредственная причина такого перемещения – силы, возникающие на лопасти весла. Этот гребущий элемент, сообщаящий движение гребной системе, является *движителем*. Механические процессы, происходящие при его работе, подчинены законам гидромеханики.

С точки зрения принятого в гидромеханике принципа обратимости движения не имеет значения, движется ли лопасть в покоящейся жидкости или ее поток набегаёт на неподвижную лопасть. При рассмотрении соотношений между направлением движения лопасти и направлением возникающих при этом сил большое значение имеет выбор точки отсчета, или, строго говоря, системы координат. Анализ сил, возникающих в жидкости, предполагает использование скоростной, или поточной (относительно набегающего потока), системы координат. В ней координатные оси получают по направлению результирующего вектора скорости движителя или по направлению набегающего потока.

Величина и направление скорости движения лопасти определяются векторным сложением окружной скорости весла и поступательной скорости лодки. Угол, образуемый вектором результирующей скорости и плоскостью движителя, носит название угла атаки. Он может быть определен

также, как угол между плоскостью движителя и направлением его движения в системе координат. Угол атаки лопасти – одна из важнейших биомеханических характеристик гребка.

Назначение гребного весла – создание силы тяги лодки, т.е. силы, приложенной к лодке и ориентированной в направлении ее движения. Однако следует учитывать, что гребное весло создает тягу импульсами. В результате взаимодействия весла с водой возникает сила реакции лопасти.

Непосредственное участие в создании силы тяги принимает не вся сила реакции лопасти, а лишь ее продольная составляющая. Она называется силой упора, это проекция силы реакции лопасти на ось направления движения лодки. Передаваясь через стержень весла и биокинематическую цепь сегментов тела гребца, сила упора лопасти преобразуется в силу тяги лодки.

Чтобы сила упора лопасти стала силой тяги лодки, необходимо передать ее с весла на опору гребца. Усилие на лопасти передается через стержень весла и руки гребца на грудной отдел позвоночного столба и далее через туловище и таз – на сиденье. На протяжении всего этого пути усилие может поглощаться в амортизирующих узлах, вызывая взаимные перемещения недостаточно жестко связанных сегментов.

Процесс передачи усилия можно оценить при помощи синхронной регистрации динамических характеристик на лопасти весла и на опоре. При этом количественным критерием эффективности передачи может служить соотношение импульсов силы, воздействующей на шторму гребца и на лопасть весла.

Прикладывая усилия к веслу и перемещая его тем самым относительно лодки и лодку – относительно воды, спортсмен совершает механическую работу. Крайне важно установить соответствие фиксируемой силы и перемещения именно той материальной точки, к которой эта сила приложена. Например, работу тянущей руки определяют по показателям тянущего усилия и перемещения кисти относительно лодки; работа, совершаемая против силы гидродинамического сопротивления лодки, равна произведению этой силы на пройденный лодкой путь. Если представить себе греблю в неподвижной лодке, то работа весла будет равна произведению силы на величину перемещения лопасти относительно лодки. Таким же образом определяется перемещение лопасти и при обычной гребле.

Рациональная техника гребли характеризуется согласованной и биомеханически целесообразной работой всей скелетной мускулатуры. Мышцы, участвующие в движениях гребца, в зависимости от выполняемой функции условно делятся на *локомоторные* и *позные*. Первые работают в

преодолевающим динамическом режиме, вторые – преимущественно в изометрическом.

При гребле спортсмен совершает механическую работу, затрачивая определенное количество энергии. Однако не вся затраченная им энергия является полезной. Часть затраченной энергии расходуется на преодоление сил сопротивления и рассеивается внутри движущейся системы. Большая часть рассеянной энергии бывает вызвана дискоординацией гребца.

При достижении высокой средней дистанционной скорости, гребец не может показывать максимального КПД, т.к. он не способен длительное время работать в режиме максимальной мощности. Это объясняется тем, что с утомлением двигательные качества спортсмена вступают в противоречие с техникой гребли. Из этого положения имеется два выхода. Во-первых, необходима интенсификация двигательных способностей гребцов. Во-вторых, спортсмен должен овладеть рациональной техникой гребли с высоким коэффициентом полезной деятельности (т.е. не с максимальной мощностью).

Экономизация энергии мышечного сокращения является важным критерием рациональности системы движений. В этой ситуации следует выделить два способа экономизации энергии мышечного сокращения: во-первых, не производить лишних движений; во-вторых, выполнять движения только с помощью тех мышечных групп, которые обеспечивают необходимые рабочие движения при заданном составе двигательных действий (А.О. Борисов, 2006).

1.3. Биомеханика передвижений со скольжением

Передвижения со скольжением осуществляют в целом ряде видов спорта: лыжном, скоростном беге на коньках, фигурном катании, прыжках на лыжах с трамплина, санном спорте и т.д.

В лыжном спорте используются различные способы передвижения (лыжные ходы), выбор которых зависит от рельефа местности, условий скольжения, уровня подготовленности лыжника. Двигательные действия лыжника носят циклический характер. Цикл делится на временные интервалы – периоды, состоящие из отдельных фаз. Границей между соседними фазами считается момент, когда лыжник находится в строго определенном положении (граничной позе) и начинается выполнение задачи следующей фазы.

Лыжные ходы разделяют по способу отталкивания палками на попеременные и одновременные. По числу шагов в одном цикле выделяют двухшажный, четырехшажный и бесшажный ходы.

Попеременный двухшажный ход применяется на равнинных участках и отлогих склонах (до 2°), а при очень хорошем скольжении – и на подъемах средней крутизны (до 5°). На рис. 29 и в таб. 2 представлен фазовый состав попеременного двухшажного хода.

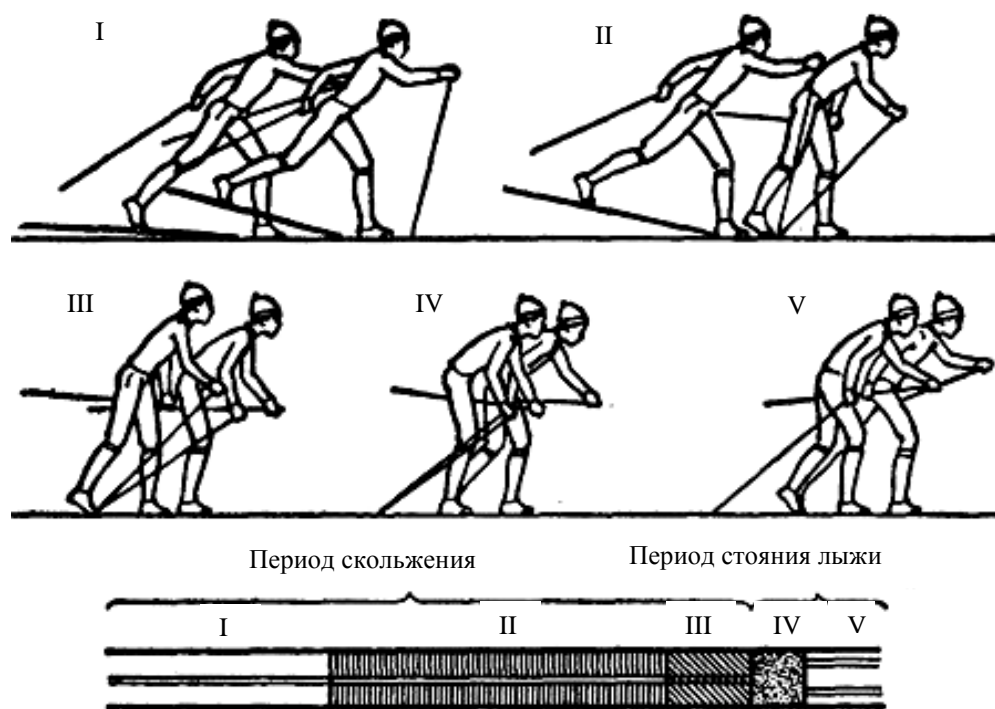


Рис. 29. Фазовый состав и граничные позы при передвижении попеременным двухшажным ходом (по Х.Х. Гроссу, Д.Д. Донскому)

Одновременный одношажный ход применяется на равнинных участках, на отлогих подъемах при хорошем скольжении, а также на уклонах при удовлетворительном скольжении. В каждом цикле лыжник делает одно отталкивание одновременно двумя палками и одно отталкивание лыжей. В цикле хода выделяют шесть фаз (таб. 3).

Полный цикл одновременного бесшажного хода состоит из одновременного отталкивания двумя руками и последующего двухопорного скольжения на лыжах (рис. 30).

Попеременный четырехшажный ход в соревнованиях уже не используют из-за низкой скорости передвижения, но он успешно применяется в туристических походах, когда глубокий снег не позволяет активно отталкиваться палками. Цикл этого хода состоит из четырех скользящих шагов. На первые два шага лыжник поочередно выносит палки вперед, на третий и четвертый шаги делает два попеременных отталкивания палками.

Таблица 2

Кинематическое описание двухшажного попеременного хода (по Х.Х. Гроссу, 1980)

Периоды шага	период скольжения лыжи			период стояния лыжи	
Основная цель	сократить потерю скорости			увеличить скорость	
Задачи	продолжать продвижение до начала отталкивания			продвигаться за счет отталкивания от опоры	
Фазы шага	свободное скольжение	скольжение с выпрямлением опорной ноги	скольжение с подседанием	выпад с подседанием	отталкивание с выпрямлением толчковой ноги
Граничные моменты (начало фазы)	отрыв лыжи от снега	постановки палки на снег	сгибание опорной ноги в коленном суставе	остановка скользящей лыжи	начало выпрямления опорной (толчковой) ноги в коленном суставе
Цель фазы	меньше терять скорость и подготовиться к отталкиванию	увеличить скорость скользящей лыжи	ускорить перекат	ускорить выпад вперед	ускорить активный взлет
Задачи фаз	1) уменьшить трение лыжи по снегу; 2) не затягивать время скольжения; 3) дать отдых мышцам; 4) предупредить потерю энергии к моменту постановки палки	1) использовать при отталкивании палкой мощные мышцы туловища; 2) обеспечить жесткую передачу усилий с палки на скользящую лыжу; 3) подготовить подседание на опорной ноге	1) использовать вес и силы инерции тела для ускорения подседания; 2) обеспечить возможно большую скорость маха ногой и рукой; 3) быстрее остановить лыжу	1) обеспечить максимальную скорость выпада; 2) завершить подседание для эффективного отталкивания ногой	1) обеспечить высокую скорость лыжи маховой ноги к концу выпада; 2) направить движение отталкивания «на взлет»; 3) завершить отталкивание палкой и лыжей

Фазовый состав одновременного одношажного хода
(по В.Н. Манжосову, В.П. Маркину, 1980)

Фаза	Название фазы	Граничные моменты (начало фазы)
I	свободное скольжение	отрыв лыжи от снега
II	скольжение с отталкиванием двумя палками	постановка палок на снег
IIIа	скольжение с выносом палок	окончание отталкивания палками
III	скольжение с подседанием	выпрямление опорной ноги в коленном суставе
IV	выпад с подседанием	остановка лыжи
V	отталкивание с выпрямлением опорной ноги	начало разгибания опорной ноги в коленном суставе

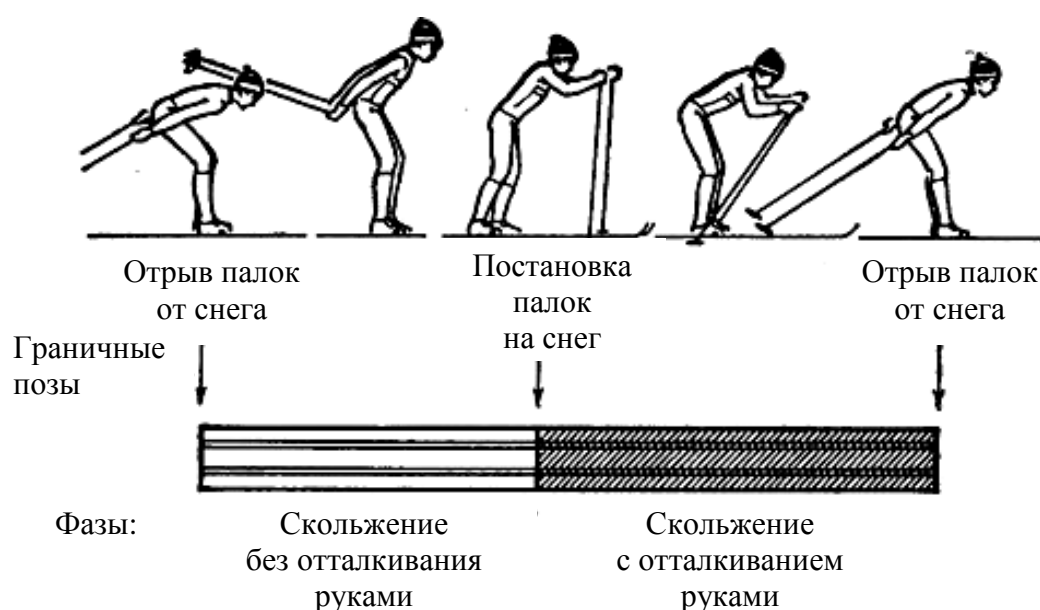


Рис. 30. Хронограмма и фазовый состав
одновременного бесшажного хода
(по М.А. Аграновскому, В.Л. Уткину)

Коньковые способы передвижения широко используются с 1981 г., когда финский лыжник Сиитонен впервые применил его в соревнованиях. Лыжи оригинальной конструкции (пластиковые, с металлическими вставками и т.п.) и современные способы подготовки трассы позволяют реализовать преимущества этого хода в скорости, а при равной с классическими ходами скорости – в экономичности. В коньковых способах отталкивание осуществляется скользящей лыжей. Сила отталкивания уменьшена, а время отталкивания увеличено (около 50 % от длительности шага). В результате увеличивается импульс силы, от которой зависит эффективность отталкивания ногой.

К числу наиболее распространенных вариантов конькового хода относятся: одновременный полуконьковый ход (на одно отталкивание руками приходится одно отталкивание ногой), коньковый одновременный двухшажный ход (в цикл хода включаются одновременное отталкивание палками и два шага), коньковый одновременный одношажный ход (одновременное отталкивание обеими руками на каждое отталкивание ногой), коньковый попеременный ход (на каждое отталкивание рукой следует отталкивание одноименной ногой). Схематическое изображение перечисленных способов передвижения представлено на рис. 31.

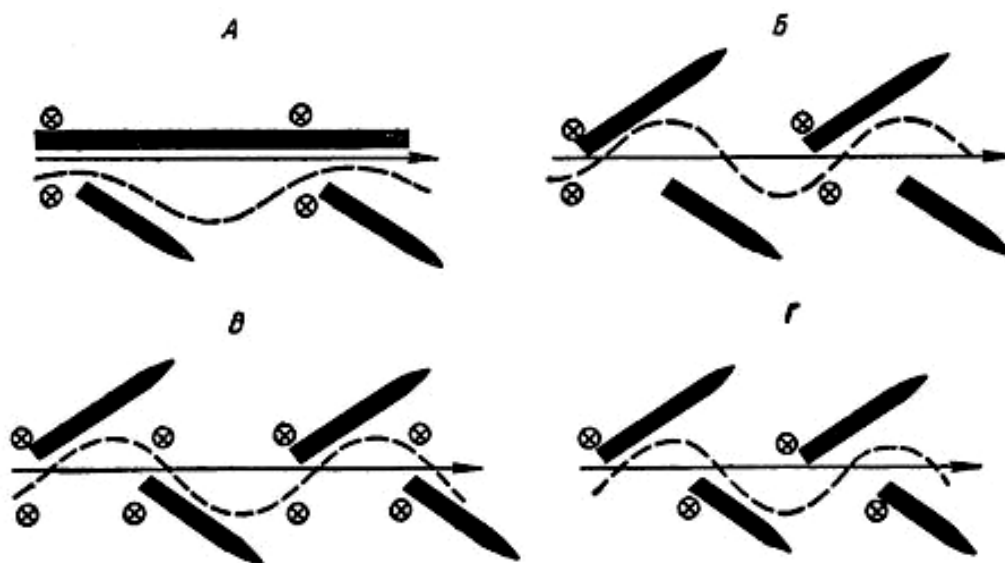


Рис. 31. Схематическое изображение различных коньковых способов передвижения на лыжах (вид сверху):

А – полуконьковый одновременный ход; *Б* – коньковый одновременный двухшажный ход; *В* – коньковый одновременный одношажный ход; *Г* – коньковый попеременный ход.

Условные обозначения: пунктир – кривая перемещения ОЦТ; → – направление движения (по А.В. Кондрашову)

При хороших условиях скольжения на равнине при передвижении одновременным полуконьковым ходом длина шага у мужчин составляет 6,5 – 7,5 м, а у женщин – 5,5 – 6,7 м. В коньковом одновременном двухшажном ходе длина шага несколько больше – у мужчин 7 – 8 м. Преимущество конькового хода перед классическими по скорости достигает 15 – 20 %. Крутизна подъема 8 – 9° при хороших условиях скольжения является граничной, когда возможности ходов уравниваются. На более крутых участках выигрывает подъем скользящим и ступающим шагом, на более пологих – коньковый.

Передвигаясь по лыжне, лыжник отталкивается с помощью лыж и палок. При этом на лыжника действуют те же силы, что и при ходьбе и беге (см. рис. 27) и, кроме того, сила трения-скольжения. Ее величина равна произведению коэффициента трения скольжения на нормальную (перпендикулярную к лыжне) составляющую силы давления лыжи на снег. Чем меньше коэффициент трения скольжения, тем длиннее шаг и выше скорость при тех же энергозатратах. Для уменьшения коэффициента трения используются лыжные мази. Выбор мази зависит от температуры и состояния лыжни. При правильном подборе мази (что до сих пор является своеобразным искусством) коэффициент трения удается снизить до 0,02 – 0,04. Силы действия лыжи и палки на снег увеличиваются по мере увеличения скорости и крутизны подъема. Кроме того, величина силы отталкивания зависит от квалификации лыжника.

При снижении физической работоспособности человека, а также при усложнении условий передвижения на лыжах (увеличении крутизны подъема, коэффициента трения скольжения и т.д.) оптимальная скорость и оптимальная длина шага уменьшаются, а оптимальный темп увеличивается.

1.4. Биомеханика передвижений с механическими преобразователями движения

К механическим преобразователям движения относятся различные средства биотранспорта (по терминологии В.В. Тимошенко) и гребные устройства. Под биотранспортом понимают устройства, имеющие специальный механизм – велопривод, с помощью которого мускульная энергия человека преобразуется в его передвижение вместе с устройством. В число устройств биотранспорта входят велосипеды, веломобили, водные велосипеды, мускулолеты.

Наиболее распространенной и наиболее изученной локомоцией с точки зрения биомеханики двигательных действий является педалирование на велосипеде. Педалирование как процесс вращения шатунов велосипеда является результатом трех одновременно совершаемых вращательных движений звеньев нижних конечностей велосипедиста (рис. 32):

- бедра вокруг оси, проходящей через тазобедренный сустав;
- голени относительно коленного сустава;
- стопы относительно голеностопного сустава.

Эффективность двигательных действий велосипедиста зависит от посадки и техники педалирования. Посадкой называют позу гонщика на велосипеде. В зависимости от наклона туловища различают низкую, сред-

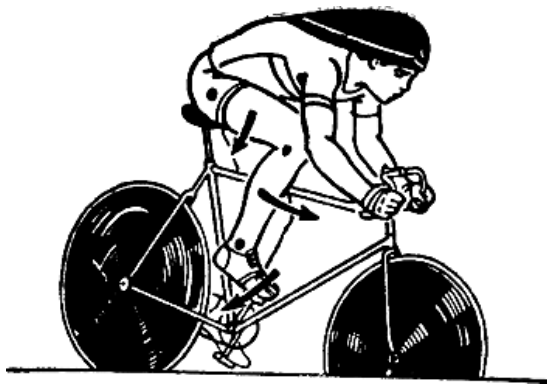


Рис. 32. Оси и направления вращения сегментов ног при педалировании на велосипеде (по Нау)

ную и высокую посадку. Чем ниже посадка, тем горизонтальнее расположено туловище и тем меньше модель (т.е. наибольшая величина площади сечения, перпендикулярного воздушному потоку). Следовательно, меньше и сила лобового сопротивления воздуха. Поэтому гонщики, как правило, применяют низкую посадку. Но при низких скоростях (например, при езде на велосипеде в оздоровительных целях) привычнее и удобнее средняя и

высокая посадка. В то же время посадка велосипедиста не должна мешать работе внутренних органов. Посадка велосипедиста на подъеме может быть такой:

- 1) кисти рук на тормозных рычагах;
- 2) кисти в центре руля, обхватывают его снизу;
- 3) положение, при котором переносится ОЦТ тела.

При педалировании центры тяжести левой и правой ноги движутся по круговым траекториям, а вот совместный центр тяжести двух ног практически не перемещается относительно велосипеда. Из этого следует, что при езде по горизонтальной поверхности вертикальные перемещения ОЦТ практически отсутствуют и, следовательно, работа, направленная на вертикальные перемещения тела, близка к нулю.

При педалировании целесообразно, чтобы и правая, и левая нога в каждый момент времени создавали положительный (продвигающий вперед) момент силы. Это неосуществимо при импульсном педалировании и возможно при круговом педалировании при наличии специальных приспособлений – туклипсов и велошипов. Туклипсы необходимы для подтягивания педали вверх, а шипы – для ее проводки, т.е. перемещения назад и вперед. Совместное действие мышц в режиме, близком к изометрическому, позволяет хорошо подготовленному велосипедисту развить силу 2500 – 3500 Н, а при проводке и подтягивании – 800 – 1100 Н (В.Л. Уткин, 1989).

При езде на велосипеде приходится преодолевать три силы сопротивления:

- силу лобового сопротивления;
- силу трения качения;
- сталкивающую силу при подъеме в гору.

Внешним силам сопротивления спортсмен противопоставляет силу своих мышц, правильную посадку, экипировку и т.д.

Главное препятствие для преодоления дистанции – сила сопротивления воздуха, которая зависит от следующих факторов:

- $[S]$ – величины поверхности сопротивления, которую можно изменить посадкой;
- $[C]$ – коэффициент сопротивления, который зависит от обтекаемости фигуры велосипедиста и величины поверхности одежды;
- $[\rho]$ – плотность воздуха, которая на равнине примерно постоянна, а в горных равнинах несколько ниже;
- $[v^2]$ – квадрат скорости.

При встречном ветре сила сопротивления воздуха увеличивается, а при попутном – уменьшается.

На скорость перемещения велосипедиста влияет сила трения качения (трение шин о покрытие шоссе). Чем тяжелее велосипедист, тем больше трение качения, а также чем толще шины и меньше они накачаны – тем больше трение качения. Влияют на скорость велосипедиста также качество покрытия шоссе, размер колес.

Сила трения качения $[F_{кач}]$ зависит от следующих факторов:

- $[N]$ – сила нормального давления – соответствует весу спортсмена с велосипедом, если он направлен перпендикулярно к поверхности, по которой происходит перемещение;
- $[r]$ – радиус колес;
- $[b]$ – расстояние между теоретической точкой опоры шины и фактической точкой встречи шины с поверхностью, по которой происходит перемещение.

Во время подъема скорость небольшая, решающую роль приобретает сталкивающая сила, а сопротивлением встречного воздушного потока можно пренебречь.

Для сталкивающей силы $[F_c]$ решающими являются следующие факторы:

- $[G]$ – суммарный вес спортсмена с велосипедом;
- $[l]$ – длина пути;
- $[h]$ – высота подъема на 100 м пути.

$$F_c = G \frac{h}{l}. \quad (5.2)$$

При выполнении поворота возникает центробежная сила, величина которой зависит от трех факторов:

- чем больше скорость и вес спортсмена с велосипедом и чем меньше радиус закругления, тем больше центробежная сила;

- для противодействия центробежной силе следует наклониться вместе с велосипедом в сторону закругления. На рис. 33 показаны центробежная сила и направление взаимодействия других сил, возникающих при прохождении виража;

- в зависимости от формы виража и скорости необходимо наклониться так, чтобы угол между велосипедом и поверхностью трека составлял от 70° до 110° . В идеальном варианте он должен быть равен 90° .

Но в некоторых ситуациях гонщик должен ехать по треку медленно, например, в спринте, парной групповой гонке и т.д. В этих случаях при слишком маленькой скорости можно упасть, т.к. колесо соскользнет вниз. При медленной езде или попытке полностью остановиться центробежные силы незначительны или даже равны нулю, а значит наклоняться на вираже нельзя. Чем тяжелее спортсмен и чем выше располагается он на вираже, тем больше сталкивающая сила. Преимущество будет на стороне гонщика, если при выходе из финишного виража он окажется в верхней его части на одном уровне с соперником (В.И. Дубровский, 2008).

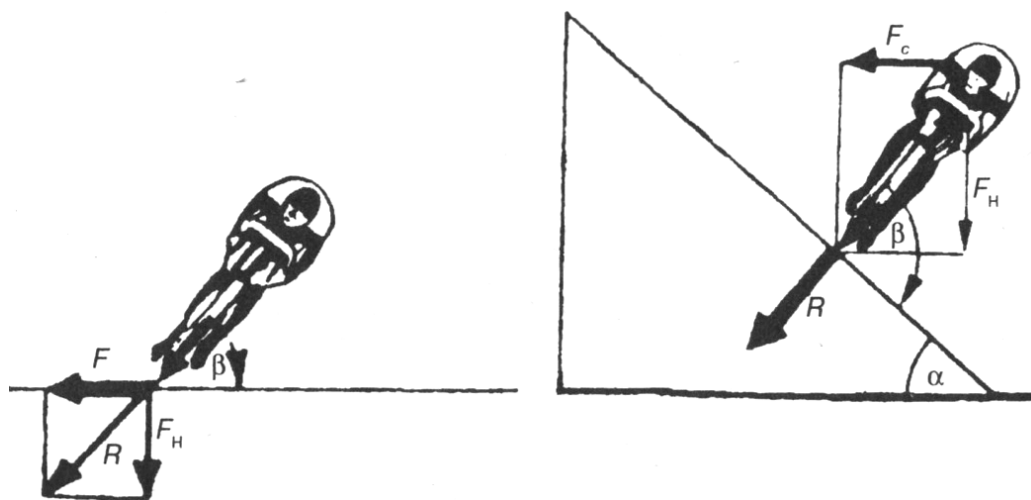


Рис. 33. Силы, действующие на велосипедиста при прохождении виража: $[F]$ – центробежная сила, $[F_n]$ – сила нормального давления, $[R]$ – результирующая, $[\alpha]$ – угол крутизны трека, $[F_c]$ – сталкивающая сила, $[\beta]$ – угол наклона

Эффективность езды на велосипеде зависит от частоты вращения педалей и выбора передачи. Чем больше передача, тем выше силы действия на педали и больше укладка – расстояние, преодолеваемое за один оборот

педалей. При выборе режима педалирования следует учитывать индивидуальные особенности спортсмена и внешние условия. Чем ниже физическая работоспособность, значительнее утомление и сложнее условия (плохое покрытие дороги, встречный ветер и т.д.), тем выше оптимальный темп и меньше оптимальная передача.

2. БИОМЕХАНИКА ПРЫЖКОВ

В прыжках расстояние преодолевается полетом. При этом достигается либо наибольшая длина прыжка (прыжок в длину с разбега, тройной прыжок), либо наибольшая высота (прыжок в высоту с разбега, прыжок с шестом), либо значительные и длина, и высота (опорный прыжок в гимнастике). Траектория ОЦТ тела спортсмена в полете определяется формулами:

$$H = \frac{v^2 \sin^2 \alpha}{2g} + h, \quad (5.3)$$

$$S = \frac{v^2 \sin^2 \alpha}{g}, \quad (5.4)$$

где $[S]$ – длина и $[h]$ – высота траектории ОЦТ (без учета его высоты в моменты вылета и приземления);

$[v]$ – начальная скорость ОЦТ в момент вылета;

$[\alpha]$ – угол наклона вектора скорости к горизонтали в момент вылета;

$[g]$ – ускорение свободно падающего тела.

Как видно из формул, особенно важны величина начальной скорости ОЦТ и угол его вылета. Начальная скорость ОЦТ создается при отталкивании, а также при подготовке к нему. Таким образом, в спортивных прыжках различается подготовка к отталкиванию, отталкивание от опоры, полет и амортизация (после приземления). В подготовку входят разбег и подготовительные движения на месте отталкивания.

Разбег. В разбеге решаются две задачи:

– создание необходимой скорости к моменту прихода на место отталкивания;

– создание оптимальных условий для опорного взаимодействия.

Структура разбега, т.е. особенности достижения скорости, ритм, соотношение длины шагов в прыжках в длину и высоту, отличается. В прыжках в длину прыгун начинает разбег с максимальной частотой шагов, постепенно увеличивая длину шагов (как в спринте при беге с высокого старта).

Главная задача разбега в прыжках в длину – набрать максимально возможную скорость. В прыжках в высоту прыгун начинает разбег максимально длинными шагами, постепенно повышая темп движений. Главная задача разбега в прыжках в высоту – подготовиться к отталкиванию, поэтому последние шаги разбега выполняются с вертикальным положением туловища, даже с его отклонением назад, что приводит к снижению скорости разбега. При подготовке к отталкиванию в разбеге в прыжках в высоту необходимо отвести руки назад для последующего одновременного маха и более быстрого движения таза (по отношению к плечам) на последних трех шагах разбега. В прыжках в длину и в тройном подготовка к отталкиванию сводится к понижению ОЦТ на последних шагах за счет сильного сгибания ног в коленных суставах в опорных фазах и уменьшения длины последнего шага.

Точность разбега достигается за счет:

- 1) стандартного исходного положения в начале разбега;
- 2) стабильного выполнения первых шагов разбега;
- 3) устойчивого ритма последних шагов разбега.

Наибольшее значение точность разбега имеет для прыжков в длину и в тройном, т.к. непосредственно влияет на результат (результат не засчитывается при заступе за планку).

Отталкивание. Отталкивание от опоры в прыжках совершается за счет выпрямления толчковой ноги, маховых движений рук и туловища. Цель отталкивания – изменение направления движения ОЦТ тела. Это наиболее важная и характерная фаза прыжков.

Во время отталкивания нога ставится впереди проекции ОЦТ и испытывает значительную нагрузку, величина которой зависит от скорости тела в момент постановки ноги на отталкивание, массы тела прыгуна и угла наклона ноги. Чем больше скорость и масса, а угол постановки ноги меньше, тем большую нагрузку испытывает нога. Под действием этой нагрузки при отталкивании нога сгибается в суставах. Часть отталкивания от момента постановки ноги до момента наибольшего сгибания в суставах принято называть фазой амортизации, а часть отталкивания от момента наибольшего сгибания опорной ноги в суставах до момента отрыва ноги от опоры – фазой активного отталкивания. Особенности выполнения отталкивания определяются угловыми характеристиками в моменты постановки ноги, окончания амортизации, отрыва ноги от опоры.

При отталкивании опорные звенья неподвижны относительно опоры, а подвижные звенья под действием тяги мышц передвигаются в общем направлении отталкивания.

На стопу как на опорное звено со стороны голени действует давление ускоряемых звеньев тела, направленное назад и вниз. Через стопу оно передается на опору. Противодействием этому давлению служит реакция опоры. Она приложена к стопе в направлении вперед и вверх. Реакция опоры и давление голени приложены к стопе в противоположных направлениях; они взаимно уравниваются и фиксируют стопу на опоре.

Силы мышечных тяг толчковой ноги выпрямляют ее. Поскольку стопа фиксирована на опоре, голень и бедро передают ускоряющее воздействие отталкивания через тазобедренный сустав остальным звеньям тела. При ускоренном движении подвижных звеньев на них действуют тормозящие силы (тяжести и инерции) других звеньев, а также силы сопротивления мышц-антагонистов. Следовательно, звенья тела получают ускорение вследствие того, что имеются движущие силы, действие которых превышает сопротивление тормозящих сил. Чтобы ОЦТ изменил движение, необходимо (в соответствии с законом сохранения количества движения) наличие внешней силы приложенной к системе. Реакция опоры при отталкивании как раз и является такой необходимой внешней силой.

Отталкивание в прыжках сопровождается маховыми движениями рук и свободной ноги. Маховые движения оказывают значительное влияние на отталкивания за счет:

- а) перераспределения количества движения;
- б) увеличения инерционного давления на мышцы толчковой ноги в момент окончания фазы амортизации (это способствует более сильному сокращению мышц);
- в) повышения ОЦТ во время отталкивания.

Эффективность маховых движений зависит от согласованности и своевременности маха рук и ног. Особенности выполнения маховых движений могут влиять на скорость отталкивания: например, выполнение махового движения прямой ногой замедляет отталкивание, а согнутой – ускоряет. В прыжках в высоту маховые движения выполняются, как правило, одновременно двумя руками, а в прыжках в длину, как в беге, но с большей амплитудой.

Отталкивание заканчивается полным выпрямлением толчковой ноги, при этом угол отталкивания (угол, образованный осью ноги и горизонтальной плоскостью в момент отрыва от опоры) в прыжках в высоту составляет 90° , а в прыжках в длину – $70 - 80^\circ$. Бедро маховой ноги в момент отрыва от опоры поднимается до горизонтали в прыжках в длину и несколько выше в прыжках в высоту (это зависит от способа выполнения махового движения).

Полет. Цель полета различна в прыжках в длину и высоту. Если в прыжках в длину цель полета – сохранить равновесие тела и подготовиться к приземлению, то в прыжках в высоту и с шестом – создать оптимальные условия для преодоления планки.

После завершения отталкивания начинается фаза полета, в которой ОЦТ описывает определенную траекторию, зависящую от угла вылета и начальной скорости. Изменить эту траекторию прыгун не в состоянии, однако за счет соответствующих двигательных действий он может изменить расположение тела и его отдельных частей относительно ОЦТ. При этом перемещение некоторых частей тела в одном направлении вызывает компенсаторные движения его других частей в противоположном.

В прыжках в высоту и с шестом спортсмену необходимо учитывать эти закономерности при переходе через планку, так как в некоторых случаях можно добиться такого положения, что прыгун, огибая планку, может пронести свой ОЦТ тела под ней. Поэтому спортсмену выгоднее переносить через планку тело не сразу, а последовательно, чтобы за счет активного опускания одних частей тела переносить другие.

В прыжках в длину и тройным движения в полете позволяют сохранить устойчивое положение и создают благоприятные предпосылки для рационального приземления.

Приземление. Значение приземления и характер его выполнения не одинаковы в различных видах прыжков. В прыжках в высоту и с шестом эта фаза уже никакого влияния на результат не оказывает, поэтому основное ее назначение – обеспечить безопасность спортсмена. В прыжках в длину и тройным, кроме обеспечения безопасности, способ приземления оказывает значительное влияние на результат. В связи с этим прыгунам необходимо стремиться, чтобы при приземлении пятки прыгуна коснулись грунта впереди точки приземления ОЦТ или совпадали с ней. Если точка приземления будет находиться сзади точки приземления ОЦТ, то это ухудшит результат. Если уже точка приземления будет находиться далеко впереди точки приземления ОЦТ, то спортсмен может упасть назад и ухудшить результат. Оптимальное расположение точки приземления достигается за счет одновременного выпрямления ног в конце полета, отведения рук назад и небольшого наклона туловища вперед.

Во время приземления организм спортсмена испытывает хоть и кратковременную, но значительную нагрузку. Замедление движения происходит как за счет амортизационного сгибания в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах, так и за счет деформации места приземления. С целью уменьшения напряжения мышц и профилактики травматизма спортсменам рекомендуется удлинять путь торможения тела при приземлении.

3. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПЕРЕМЕЩАЮЩИХ ДВИЖЕНИЙ

Перемещающимися называются движения, в результате которых происходит перемещение человеком какого-либо тела.

3.1. Закономерности полета спортивных снарядов

В значительном количестве видов спорта результат определяется либо по перемещению снаряда определенной формы и веса на максимальное расстояние (толкание ядра, метание копья, молота и диска), либо по попаданию снаряда в определенное место или зону пространства (спортивные игры, стрельба). В обоих случаях важнейшее значение имеет учет закономерностей, в соответствии с которыми происходит полет спортивных снарядов в пространстве.

Рассмотрим особенности полета тел в чистом виде, т.е. при отсутствии сопротивления со стороны окружающей среды. Закон движения ОЦТ брошенного в плоскости XOY под углом к горизонту тела определяется уравнениями динамики, учитывающими, что по вертикали действует сила тяжести, а по горизонтали внешних сил нет. Уравнения движения тела для такого случая выглядят следующим образом:

$$ma_x = 0, \quad (5.5)$$

$$ma_y = mg, \quad (5.6)$$

где $[m]$ – масса тела;

$[a_x]$ и $[a_y]$ – горизонтальное и вертикальное ускорение.

Предположим, что в момент начала полета тело имело скорость $[v]$, направленную под углом $[\alpha]$ к горизонтали, и находилось на высоте $[h_0]$ от поверхности опоры.

Решением системы уравнений являются следующие соотношения:

$$OX = v \cos \alpha \cdot t, \quad (5.7)$$

$$OY = h_0 + v \sin \alpha \cdot t - \frac{gt^2}{2}, \quad (5.8)$$

где $[t]$ – текущее время, отсчитанное от начала движения.

Анализ приведенных соотношений показывает, что перемещение по горизонтали (дальность полета) зависит не только от горизонтальной ско-

рости, но и от времени нахождения тела в полете. Последнее зависит от вертикальной скорости тела в момент вылета.

Время полета находится из второго уравнения последней системы, в которое подставляется условие соприкосновения тела с опорой в конце полета ($OY = 0$). Так, используя данное условие, имеем обыкновенное квадратное уравнение, общим решением которого будет следующее выражение:

$$t = \frac{v \sin \alpha}{g} + \sqrt{\frac{v^2 \sin^2 \alpha + 2h_0 \cdot g}{g^2}}. \quad (5.9)$$

Дальность полета определяется из первого уравнения системы при подстановке в него полученного времени полета:

$$S = v \cos \alpha \cdot \left(\frac{v \sin \alpha}{g} + \sqrt{\frac{v^2 \sin^2 \alpha + 2h_0 \cdot g}{g^2}} \right). \quad (5.10)$$

Анализ полученной формулы показывает, что дальность полета тела определяется тремя параметрами: значением скорости, сообщенной снаряду, углом вылета и высотой точки вылета. Наибольшее влияние на пролетаемое телом расстояние оказывает величина скорости вылета. Так, ее увеличение на 5 % по отношению к исходному значению 10 м/с при постоянных значениях остальных двух параметров (например, $\alpha = 45^\circ$ и $h_0 = 1$ м) вызывает соответствующее увеличение дальности полета приблизительно на 1 м.

Оптимальным углом вылета спортивного снаряда при условии, что в момент вылета он расположен на поверхности земли ($h_0 = 0$), является угол $\alpha = 45^\circ$. При наличии исходной высоты он несколько уменьшается. Так, при $h_0 = 1$ м оптимальный угол вылета составляет 42° , а при $h_0 = 1,5$ м – 41° .

Учет силы сопротивления окружающей среды несколько изменяет описанную выше картину движения спортивного снаряда. При этом действие сил со стороны окружающей среды проявляется по нескольким направлениям. Так, на движущееся тело действует сила лобового сопротивления, подъемная сила (при расположении оси симметрии тела под углом к скорости движения ОЦТ или при движении несимметричного тела), а также силы, связанные с вращением тела относительно его ОЦТ во время полета (эффект Магнуса).

Сила лобового сопротивления замедляет движение тела как в вертикальном, так и в горизонтальном направлениях. Результатом ее действия на полет спортивного снаряда является уменьшение дальности полета, по сравнению со случаем отсутствия сопротивления воздуха. Изменение вы-

соты полета снаряда под действием сил сопротивления зависит от образования подъемной силы и влияния вращения тела. В случае снаряда типа ядра или молота действует только сила лобового сопротивления и в таком случае происходит постепенное замедление движения как по горизонтали, так и по вертикали.

Учет действия подъемной силы (диск, копье) приводит к некоторому увеличению времени полета, поскольку при расположении продольной оси симметрии снаряда под углом к скорости движения ОЦТ (угол атаки) подъемная сила в некоторой степени компенсирует действие силы тяжести, уменьшая ускорение снаряда, направленное вниз. Поэтому пролетаемое расстояние, как правило, оказывается большим, чем при аналогичном перемещении симметричного тела с аналогичными исходными параметрами вылета, при отсутствии сопротивления воздуха.

При анализе влияния сил, действующих со стороны окружающей среды, на дальность полета спортивного снаряда, следует учитывать их взаимную зависимость от угла атаки. Так, при нулевом значении указанного угла подъемная сила не образуется. При его увеличении происходит ее увеличение, вместе с тем изменяется площадь тела, перпендикулярная налетающему потоку воздуха, и, как следствие этого, возрастает сила лобового сопротивления. Например, для такого спортивного снаряда, как диск, существует оптимальное значение угла атаки, лежащее в пределах $25 - 30^\circ$.

При движении таких тел, как мячи, большое значение для дальности и высоты полета имеет их вращение относительно оси, проходящей через ОЦТ. В данном случае подъемная сила в виде, описанном выше, не возникает, поскольку мячи имеют симметричную форму (имеются в виду футбол, волейбол, теннис), однако вращение такого тела вызывает возникновение дополнительных сил, зависящих от его направления и угловой скорости. Механизм образования таких сил иллюстрируется рис. 34.

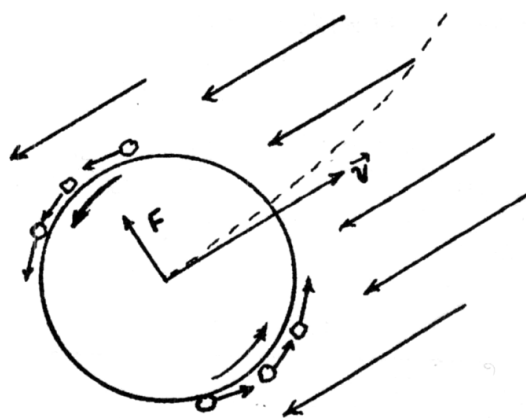


Рис. 34. Механизм образования дополнительных сил, связанных с вращением спортивного снаряда

Представим, что мяч, находясь в полете, имеет вращение в направлении «против часовой стрелки». Перемещаясь в вязкой среде (в воздухе), мяч увлекает за собой частицы

окружающей среды. Они как бы прилипают к поверхности мяча. При вращении мяча во время полета эти частицы участвуют в двух движениях: они перемещаются вместе с центром тяжести мяча и одновременно имеют линейную скорость вращения относительно его ОЦТ. При столкновении со встречным потоком воздуха снизу от мяча происходит некоторое замедление движения воздуха относительно ОЦТ мяча, поскольку налетающие частицы воздуха и частицы, увлекаемые мячом в ходе его вращения, имеют противоположные направления скорости. Сверху от мяча, в соответствии с описанными закономерностями, картина противоположна. Здесь скорость воздуха выше.

По законам аэродинамики чем выше скорость воздушного потока, тем ниже в нем давление. Поэтому оказывается, что под мячом давление выше, чем над ним. Следствием этого является возникновение силы (в данном случае подъемной) в направлении от зоны высокого давления к зоне низкого. Возникновение такой силы, благодаря собственному вращению физического тела при перемещении в вязкой среде, называется *эффектом Магнуса*.

Величина силы, связанной с вращением тела при движении, зависит от соотношения скорости набегающего потока и линейной скорости точек поверхности вращающегося тела. При этом, чем больше их разность, тем в большей степени проявляется эффект Магнуса.

Образование дополнительных сил, связанных с вращением мяча, очень широко используется в теннисе, футболе и регби. Их следует учитывать при выполнении волейбольных ударов. В меньшей степени эффект Магнуса сказывается на движении баскетбольных мячей (из-за их более заметной массы). При выполнении удара по футбольному мячу можно обеспечить его вращение в различных плоскостях. При этом вращение в вертикальной плоскости позволяет (в зависимости от его направления) либо заставить мяч лететь выше и дальше, по сравнению с отсутствием вращения, либо резче падать вниз. Вращение мяча в горизонтальной плоскости приводит к соответствующему отклонению мяча от прямолинейного движения и искривляет его траекторию (крученые, обводящие удары) (Н.Б. Сотский, 2002).

3.2. Сообщение движения спортивным снарядам

При выполнении спортивных движений существует два способа сообщения скорости спортивным снарядам. Это – *разгон* перемещаемого объекта и *удар*.

При разгоне скорость снаряда растет постепенно в течение конечного промежутка времени. Разгоном сообщается движение спортивному ядру, молоту, копью, диску, мячу при выполнении бросков в баскетболе, гандболе и в некоторых других случаях.

При ударных взаимодействиях происходит изменение скорости в процессе очень коротких взаимодействий, для которых характерны значительные силы взаимодействия. Сообщение скорости спортивным снарядам путем удара характерно для волейбола, футбола, для некоторых хоккейных ударов. Кроме этого, следует учитывать ударный характер взаимодействия спортивных снарядов с опорой, игроками (Н.Б. Сотский, 2002).

Большинство движений, связанных с разгоном перемещаемых тел, выполняются с предварительным разгоном всего тела человека. Поэтому вращение звеньев в суставах будет обусловлено двумя механизмами:

- действием моментов сил, создаваемых мышцами-сгибателями и мышцами-разгибателями;
- движением самого сустава, т.е. движением оси вращения звена, что вызывает вращательное движение звена особенно при резкой остановке (например, на этом механизме построено такое вращательное движение, как «выхлест голени» при торможении коленного сустава маховой ноги в беге).

Любое бросковое движение условно состоит из двух фаз. В *первой фазе* спортивный снаряд разгоняется в основном за счет действия ног. Во *второй фазе* разгон продолжается за счет действия мышц туловища и рук. Вторая фаза, дающая большее увеличение скорости снаряда, включает в себя последовательное возрастание угловых скоростей звеньев тела.

В последовательности развития активности мышц различных звеньев тела проксимальные звенья начинают вращательное движение раньше дистальных. Затем проксимальные звенья начинают замедляться до того, как дистальные звенья достигли пика угловой скорости. Бросковое движение при проксимально-дистальной последовательности включения звеньев отличается тем, что скорость разгоняемого снаряда заметно не возрастает до последних этапов движения. Но она резко увеличивается к моменту выпуска снаряда, когда все предыдущие подготовительные движения звеньев обеспечивают хлестовое движение последнего контактирующего со снарядом звена.

Последовательное вовлечение звеньев в работу, построенное на том, что проксимальное звено обгоняет дистальное, важно не только с точки зрения более эффективного растяжения мышц и их активации для разгона звеньев. Сгибание руки при замахе уменьшает момент инерции

всей кинематической цепи, что по закону сохранения кинетического момента (момента количества движения) увеличивает угловую скорость вращения звена.

Если задача бросания предмета требует точности (например, выполнение штрафного броска в баскетболе), движения в этом случае приближаются к плоскостным, а стратегия заключается в сведении к минимуму числа звеньев тела, участвующих в движении (Г.И. Попов, 2005).

При сообщении движения путем разгона спортивный снаряд может иметь одну или более точек взаимодействия с каким-либо звеном тела спортсмена. При выполнении разгона точки соприкосновения мяча и руки движутся с одинаковым ускорением и набирают одинаковую скорость. Движение мяча как целого зависит от направления ускорения точки контакта относительно ОЦТ. Так, при прохождении вектора ускорения через ОЦТ мяча последний набирает скорость при отсутствии вращательного движения относительно ОЦТ. Если же вектор ускорения упомянутой точки не проходит через ОЦТ мяча, сила взаимодействия мяча и руки (ее направление совпадает с направлением ускорения) образует момент относительно ОЦТ мяча, в результате действия которого, кроме ускорения, мяч получит вращательное движение тем большее, чем большее значение имеет указанный момент силы.

Если при выполнении броска имеется не точечный контакт, а целая область взаимодействия мяча с рукой (например, бросок гандболиста), то мяч и звено, взаимодействующее с ним, можно считать единым целым и линейная скорость мяча будет определяться скоростью поступательного движения кисти, а угловая – угловой скоростью указанного звена в момент утраты контакта. При этом линейная и угловая скорости кисти, выполняющей бросок, определяются скоростью ОЦТ игрока, угловой скоростью вращения его тела как целого, а также угловыми скоростями звеньев, вращающихся при выполнении суставных движений.

При сообщении движения спортивному снаряду путем удара, взаимодействие тел, как уже указывалось, происходит весьма кратковременно. При этом результат соударения тел в значительной мере зависит от соотношения их масс и направления скоростей в момент соприкосновения тел. В качестве примера рассмотрим ситуацию, представленную на рис. 35.

Предположим, что соударяющиеся тела с центрами тяжести A и B в момент удара контактируют в точке C . Проведем в последней касательную плоскость DE и линию FG , перпендикулярную к ней. Линия FG называется *прямой удара*. Если она проходит через центры тяжести соударяющихся

тел, удар называется *центральной*. Если же хотя бы один из центров тяжести не лежит на указанной прямой, – *нецентральной*.

Кроме этого, ударное взаимодействие тел может быть *прямым* или *косым*. В первом случае скорости центров тяжести в момент начала удара направлены вдоль прямой удара, а во втором – хотя бы одна из них имеет другое направление.

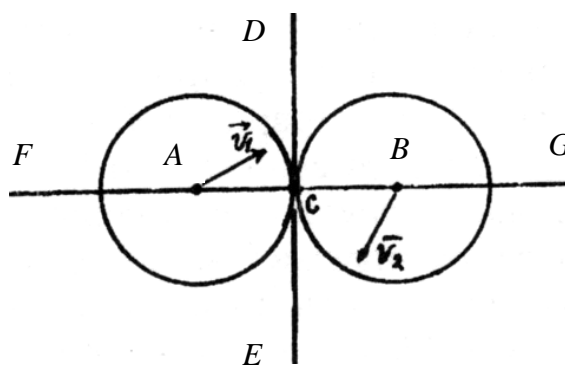


Рис. 35. Характеристики ударного взаимодействия

На степень упругости взаимодействия двух тел при ударе оказывает значение коэффициент $[k]$. Ударное взаимодействие может быть: *абсолютно упругим* ($[k] = 1$); *абсолютно неупругим* ($[k] = 0$); *не вполне упругим* ($0 < [k] < 1$).

В первом случае кинетические энергии соударяющихся тел до удара и после него равны. Во втором – после удара тела имеют одинаковую скорость в направлении прямой удара (линия FG , см. рис. 35). Здесь тела, участвующие в прямом центральном ударе, не разлетаются, а продолжают двигаться вместе с одинаковой скоростью. При не вполне упругих ударах кинетическая энергия уменьшается в зависимости от величины коэффициента $[k]$.

В природе практически всегда имеют дело с не вполне упругими ударами, иногда встречаются абсолютно неупругие. Абсолютно упругий удар – абстрактное понятие, в природе при движениях тел макроскопических размеров встречаются лишь приблизительно упругие удары, например, при соударении стальных шаров и в некоторых других ситуациях.

Наиболее часто в спорте имеют место ударные взаимодействия, связанные с сообщением движения различного рода мячам. В таких ситуациях наиболее характерным является случай, когда взаимодействуют два тела со значительно отличающимися массами. Например, тело спортсмена и мяч при ударе футболиста или волейболиста; при соударении мяча или шайбы с поверхностью опоры, бортиком, штангой ворот.

В случае, когда мяч приближается к опоре, имея скорость перпендикулярную к ее поверхности (прямой центральный удар), и его вращение относительно ОЦТ отсутствует, в процессе соударения не возникает сил,

вызывающих отклонение направления вектора скорости от первоначального. После удара мяч отскочит, имея скорость в направлении, противоположном первоначальному.

Величина скорости отскочившего мяча зависит от степени упругости взаимодействия. Степень упругости при реальных ударных взаимодействиях часто определяется *коэффициентом восстановления*, связанным с параметром $[K_e]$ и представляющим собой отношение скоростей до и после удара и имеющим численное значение в пределах от 0 (при абсолютно неупругом ударе) до 1 (при абсолютно упругом).

Коэффициент восстановления часто можно определить как квадратный корень из отношения высоты $[h_1]$ на которую тело отскочило после удара, к высоте $[h_0]$, с которой оно было отпущено без начальной скорости:

$$K_e = \sqrt{\frac{h_1}{h_0}}. \quad (5.11)$$

В случае ударного взаимодействия мяча с опорой при косом ударе поведение мяча после соударения с поверхностью зависит от степени упругости взаимодействия и наличия сил, действующих вдоль ударной плоскости (сил трения), а также, при наличии последних, и от скорости вращения мяча относительно его ОЦТ (Н.Б. Сотский, 2002).

4. БИОМЕХАНИКА ДВИЖЕНИЙ ВОКРУГ ОСЕЙ

4.1. Вращательные движения тела при опоре

Выполнение вращательных движений связано, прежде всего, с взаимодействием с опорой. Основное уравнение вращательного движения твердого тела:

$$M = \frac{dL}{dt}, \quad (5.12)$$

где $[M]$ – момент внешних сил относительно оси вращения;

$[L]$ – кинетический момент тела относительно оси вращения, равный произведению момента инерции тела на угловую скорость вращения относительно оси.

В общем случае возникновение и изменение характера вращательного движения тела человека на опоре обусловлено действием момента внешних сил относительно оси вращения.

Рассмотрим в качестве примера вращательное движение гимнаста вокруг перекладины из стойки на руках без изменения позы. Если пренебречь силой трения, то можно считать, что на гимнаста действует только сила тяжести, равная его весу и приложенная к ОЦТ. Плечом этой силы $[d]$ является расстояние (радиус) $[r]$ от ОЦТ до вертикали, проходящей через точку опоры, расположенную на продольной оси грифа перекладины. В исходном положении (стойка на руках) вертикальная проекция ОЦТ гимнаста проходит через точку опоры. Плечо силы тяжести в этот момент равно нулю. При выходе из положения равновесия плечо становится отличным от нуля, т.к.

$$d = r \sin \alpha, \quad (5.13)$$

где $[\alpha]$ – угол между вертикалью и радиусом.

Относительно точки опоры, расположенной на оси вращения, возникает момент силы тяжести. Тело гимнаста начинает вращаться вокруг грифа перекладины с угловым ускорением, обратно пропорциональным величине его момента инерции относительно оси вращения. В процессе перемещения по окружности плечо силы тяжести начинает увеличиваться. Соответственно увеличиваются момент силы и угловое ускорение. Чем ускорение больше, тем быстрее растет угловая скорость вращения тела гимнаста.

Плечо силы достигает своего максимума в горизонтальном положении. В крайних верхнем и нижнем положениях плечо равно нулю. При движении сверху вниз по окружности угловое ускорение соответственно увеличивается, достигает максимума в горизонтальном положении, затем уменьшается до нуля в крайнем нижнем положении. С началом вращательного движения вверх момент силы меняет свой знак на противоположный. Отрицательное ускорение растет по своей абсолютной величине, достигая максимума в горизонтальном положении – вращение тормозится. В соответствии с этим при движении сверху вниз скорость вращения все время растет и становится максимальной в крайнем нижнем положении, а при движении снизу вверх она все время уменьшается. Быстрее всего скорость изменяется в момент прохождения горизонтального положения, когда возникает ее максимальный (по абсолютной величине) прирост. В крайних нижнем и верхнем положениях он равен нулю. Если пренебречь силой трения и сопротивлением воздуха, то тело в этом случае выполнит полный оборот и скорость его вращения при возвращении в исходное положение будет равна исходной. Если не пренебрегать силой трения рук гимнаста о перекладину, то при совер-

шении вращательного движения без изменения позы он снова в вертикальное положение не выйдет.

Рассмотрим, каким образом то или иное изменение позы отразится на характере вращательного движения (В.Н. Курьсь, 1994). Согласно формуле (5.12) своего максимального значения $[d]$ достигает при горизонтальной ориентации тела в полностью выпрямленной позе с максимальной «оттяжкой» от опоры. В этой позе будет наибольший момент силы тяжести и, следовательно, наибольшее угловое ускорение при данной ориентации. Чем больше момент силы тяжести и чем дольше он действует, тем больше будет кинетический момент относительно оси вращения. Общее сгибание или прогибание тела за счет соответствующих движений в суставах (включая межпозвоночные) уменьшит величину $[d]$ и соответственно $[M]$ и $[\varepsilon]$. Поэтому при движении сверху вниз гимнасту выгодно сохранять полностью выпрямленную, вытянутую в линию осанку.

При движении снизу вверх общее сгибание или прогибание тела приближит ОЦТ гимнаста к оси вращения. В результате уменьшится абсолютная величина отрицательного момента силы тяжести, тормозящего вращение, за счет воздействия на гимнаста положительного момента сил Кориолиса. Приближение ОЦТ тела к перекладине, а значит, уменьшение момента инерции тела, ускоряет вращение гимнаста, а удаление замедляет его, что и следует из закона сохранения кинетического момента при условии пренебрежения силами трения между перекладиной и кистями рук спортсмена.

Таким образом, изменяя позу и радиус инерции, гимнаст может управлять скоростью вращения тела вокруг опорной оси. При этом одинаковые движения, выполняемые в разных суставах, дают различный эффект. При прочих равных условиях движения в суставах, близких к оси вращения, наиболее эффективны. Например, сгибание на один и тот же угол в лучезапястных суставах (без прокручивания кистей) будет более эффективным, чем в плечевых, а в плечевых – более эффективным, чем в тазобедренных. Однако здесь следует учитывать целый ряд факторов: угловую скорость суставных движений; силовые возможности мышц для развития суставных моментов, требуемых для выполнения движения в конкретных суставах; фактор упругой опоры; действие центробежной силы инерции на связи.

Один и тот же механический эффект при выполнении упражнений большим махом может быть получен за счет движения как в плечевых, так и в тазобедренных суставах. Во втором случае для этого требуется большая амплитуда движения, поэтому поза гимнаста изменится более заметно.

Чем больше скорость движения в обоих случаях, тем больше эффект. Если же оба движения выполнить совместно, добавив к ним движение в межпозвоночных суставах, то суммарный эффект соответственно возрастет. Поэтому основное рабочее действие практически никогда не локализуется в каком-то одном суставе. Начинаясь с дистальных звеньев, оно всегда носит общий характер и осуществляется путем согласованного сокращения почти всех мышц той или иной поверхности тела.

При вращении гимнаста в направлении сверху вниз сила тяжести его тела совершает положительную работу, при движении снизу вверх сила тяжести совершает уже отрицательную работу, замедляя движение. Кроме того, в реальном вращательном движении сила трения между перекладиной и руками гимнаста рассеивает часть кинетической энергии вращательного движения. Для выполнения гимнастом упражнений необходимо, чтобы положительная работа была больше отрицательной и компенсировала необратимые потери энергии. Для этого спортсмен уменьшает отрицательную работу за счет уменьшения момента силы тяжести в движении снизу вверх путем уменьшения плеча силы, т.е. притягиваясь к перекладине (Г.И. Попов, 2005).

4.2. Основные способы управления движениями вокруг осей

4.2.1. Создание вращения вокруг поперечной оси

Подобный класс движений наиболее характерен для акробатики, спортивной гимнастики, прыжков в воду (В.Н. Курьсь, 1994; Н.Г. Сучилин, 1987). Выполнение таких вращений начинается от опоры и связано с отталкиванием под углом к поверхности дорожки для создания переместительной и вращательной составляющих движения уже в полетной фазе упражнения. Переместительная составляющая определяет характеристики траектории движения ОЦТ тела прыгуна в полете, т.е. высоту и длину полета, а вращательная – обороты тела вокруг поперечной оси тела, проходящей через ОЦТ.

При выполнении сальто назад или вперед с места туловище спортсмена всегда наклонено назад или вперед. В этом случае возникает пара сил (реакция опоры и сила тяжести), которая в совокупности с направленным махом руками является фактором, определяющим вращение по сальто. Угол атаки (т.е. угол наклона к горизонтали линии, соединяющей ОЦТ тела и точку контакта ног с опорой в момент толчка) при отталкивании является определяющим фактором распределения механической энергии на взлет и

на вращение тела в полете. Существенное значение при выборе оптимального угла атаки имеет учет величины скорости движения ОЦТ тела спортсмена и величины кинетического момента. Чем больше эти величины, тем меньше при других равных условиях оптимальная величина угла атаки.

В отличие от особенностей возникновения вращения вокруг поперечной оси, например, в ходе выполнения сальто с места, при прыжках после разгонных элементов спортсмен при отталкивании преимущественно не создает вращение, а использует часть приобретенного ранее кинетического момента за счет стопорящего толчка ногами или руками в зависимости от вида опорного взаимодействия. Естественно, что не весь запас приобретенного движения в разгонных действиях используется на выполнение вращения по сальто. Некоторая часть энергии (до 25 – 30 %) рассеивается при взаимодействии прыгуна с опорой.

Управление вращением относительно поперечной оси строится на изменении позы прыгуна в полете, приводящей к изменению величины момента инерции тела относительно оси и, таким образом, к изменению скорости вращения тела спортсмена. Согласно закону сохранения главного кинетического момента прыгун управляет скоростью вращения в условиях неизменности скорости движения в безопорном положении. Скорость вращения увеличивается, когда часть или части тела приближаются к поперечной оси вращения. В результате укорачивается радиус инерции, уменьшается момент инерции и, таким образом, увеличивается угловая скорость тела. Ось вращения при выполнении сальто всегда проходит через ОЦТ тела спортсмена. При этом изменение скорости вращения как результат изменения взаимного расположения частей тела не влияет на характеристики траектории полета тела. Разгруппирование как обратное управляющее движение уменьшает угловую скорость тела. Таким образом, в основе управления скоростью рассматриваемого вида вращения лежат движения группирования и разгруппирования, сгибания и разгибания тела с прямыми ногами, сгибательно-разгибательные движения в позе полугруппировки, прогибания и выпрямления.

4.2.2. Создание вращения вокруг продольной оси

Создание вращения вокруг продольной оси может осуществляться тремя способами: опорным, безопорным и комбинированным.

Опорный (инерционный) способ основан на создании момента сил при взаимодействии спортсмена с опорой путем целенаправленных поворотных действий при отталкивании. В этом случае туловище как свободная часть те-

ла скручивается по продольной оси относительно ног, ограниченных в подвижности на опоре силой трения. Этой же цели может служить целенаправленный мах руками. После потери связи с опорой полученное на опоре вращение перераспределяется между туловищем (плюс руки) и ногами на фоне торможения маховых движений. В результате в поворот вокруг продольной оси подключаются и ноги. Такие действия приводят к уравниванию скорости поворота ног и туловища. При этом тело как единая система звеньев после ликвидации скручивания поворачивается вокруг продольной оси по инерции. Скручивание имеет естественный предел: как только он будет достигнут, вращение прекратится, и кинетический момент относительно продольной оси станет равным нулю. Если это происходит непосредственно перед стартом, то все старания гимнаста будут напрасны: вращения с опоры относительно продольной оси он не задаст. Скорость скручивания должна достичь своего максимума в момент старта, а не раньше.

Когда спортсмен, выполняя пируэт (поворот вокруг продольной оси), задает вращение одновременно вокруг поперечной и продольной осей, его тело вращается в безопорном положении вокруг мгновенной оси вращения, направление которой в пространстве постоянно меняется. При задании вращения сразу вокруг продольной и поперечной осей тела относительно них возникают кинетические моменты $[L_y]$, $[L_z]$, геометрической суммой которых является главный кинетический момент $[L_\Sigma]$. При этом продольная ось тела спортсмена отклоняется от плоскости, в которой перемещается его ОЦТ. Направление главного кинетического момента не совпадает ни с одной из главных осей вращения тела в отличие от случая с простым вращением в одноплоскостных сальто.

Чем большее вращение вокруг продольной оси задается прыгуном от опоры, тем больше наклонится его тело в полете. Максимум величины отклонения достигается в момент принятия телом прыгуна горизонтального положения относительно дорожки. К моменту приземления отклонение уменьшается, но все равно весьма ощутимо для спортсмена, что требует утонченной корректировки своих действий с целью устойчивого приземления.

Безопорный (безинерционный) способ создания вращения вокруг продольной оси является наиболее распространенным и перспективным. Такое вращение в безопорном положении возможно без начального вращения вокруг продольной оси, получаемого при отталкивании от опоры. В основе достаточно глубоко изученного механизма возникновения безопорного вращения тела вокруг продольной оси лежат сменяющие друг друга

сгибательно-разгибательные движения тела в переднезаднебоковых направлениях. В целом же, это круговые движения в поясничном отделе позвоночника или конусообразные вращения ног и туловища относительно друг друга. Поэтому данный способ основан на том, что в безопорном положении перемещение одного звена по отношению к другому вызывает встречное перемещение второго звена.

Условием быстрого безинерционного вращения является выполнение конусообразных движений с минимальной амплитудой.

Комбинированный способ создания вращения вокруг продольной оси представляет собой синтез рассмотренных выше опорного и безопорного способов. И если опорный способ в чистом виде как единственный источник продольного вращения практически не встречается, то комбинированный является основным в прыжках различной сложности, где первый оборот выполняется с вращением вокруг продольной оси.

Механизм комбинированного способа заключается в сочетании создания кинетического момента продольного вращения на опоре и «включения» в действие механизма безопорного поворота при вылете и в течение всего безопорного периода. При этом способе, лежащем в основе механизма создания опорного вращения, тело скручивается на опоре в направлении предстоящего поворота вокруг продольной оси, а конусообразные движения как основа механизма безопорного поворота осуществляются в противоположном направлении. При боковом изгибе тела в начале пируэтного полета (стартовое положение) реализуются эффекты опорного и безопорного способов создания вращения. По мере увеличения вращения вокруг продольной оси в одном сальто установлена закономерность уменьшения размаха конусообразных управляющих движений, а в тройном и четверном пируэтах продольное вращение внешне воспринимается как вращение твердого абсолютно прямого тела. Комбинация опорного и безопорного способов приводит к решению самых сложных двигательных задач. Комбинированный способ наиболее часто применяют, когда в условиях острого дефицита времени необходимо выполнить в первом сальто поворот или повороты большой величины: тройной, четверной пируэты, двойные сальто с пируэтом или с двумя (тремя) в первом, тройное сальто с пируэтом в первом и др.

Комбинированный способ создания поворота часто приводит к отклонениям от классического стиля пируэтных прыжков, что проявляется в ярко выраженных, часто преждевременных активных поворотных действиях вокруг продольной оси на опоре и постановке ног в курбете под определенным углом к продольной линии дорожки в сторону продольного

вращения. Целенаправленные движения руками при отталкивании способствуют созданию продольного вращения. Асимметричное движение руками в безопорном положении, например, опускание одной руки вниз и назад, может быть источником вращения тела вокруг продольной оси при обязательном условии наличия вращения по сальто. Действительно, если опустить одну руку из верхнего положения, а другую оставить вверху, продольная ось тела спортсмена наклонится к вектору главного кинетического момента. Это приведет к определенному повороту тела вокруг продольной оси. Однако изучение кинограмм пируэтов (от одинарных до четверных) показывает, что опережающее опускание вниз (только к груди) руки с той стороны, в которую происходит продольное вращение, носит одноактный характер, с последующим максимальным приближением согнутых рук к груди, т.е. к продольной оси тела. Также установлено, что движение согнутыми руками в пируэтах носит вращательный конусообразный характер относительно плечевых суставов, размах которых уменьшается с увеличением количества вращений вокруг продольной оси в сальто. Такие движения с позиции механики могут играть вспомогательную роль в механизме безопорного способа создания вращения вокруг продольной оси тела спортсмена.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ДЛЯ САМОПОДГОТОВКИ

Вопросы к коллоквиуму

1. Последовательность чередования фаз в ходьбе и беге.
2. Какие силы действуют на человека во время ходьбы и бега?
3. Характер изменения кинетической и потенциальной энергии при ходьбе и беге.
4. С помощью какого показателя определяют, какой из способов передвижения – ходьба или бег – более экономичный?
5. Особенности движений человека при плавании.
6. Опишите действия сил на тело человека при плавании.
7. В чем биомеханическая особенность гребли?
8. Какие существуют способы передвижения на лыжах?
9. Преимущества и недостатки конькового хода по сравнению с классическими способами передвижения на лыжах.
10. В чем особенность действия силы трения-скольжения при передвижении на лыжах?

11. Что относится к механическим преобразователям движения?
12. Результатом каких одновременно совершаемых вращательных движений звеньев нижних конечностей является педалирование?
13. От чего зависит эффективность двигательных действий велосипедиста?
14. Какие приходится преодолевать силы сопротивления при езде на велосипеде?
15. В чем особенность прохождения поворота при езде на велосипеде?
16. От каких показателей зависит траектория ОЦТ в полете при прыжках?
17. Охарактеризуйте биомеханические особенности прыжков.
18. Какие движения называют переместительными?
19. Какими показателями определяется дальность полета?
20. В чем заключается эффект Магнуса?
21. Охарактеризуйте выполнение разгона снаряда.
22. Дайте характеристику ударным движениям. Каковы их биомеханические закономерности?
23. Как вращательное движение тела задается от опоры?
24. Расскажите о способах задания вращения вокруг поперечной и продольной осей.

Модуль 6

ПРАКТИЧЕСКИЕ ЗАНЯТИЯ

1. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ В БИОМЕХАНИКЕ

Цель работы: ознакомиться с основными методами исследования в биомеханике.

В ходе биомеханических исследований важно получить объективные экспериментальные данные, характеризующие двигательное действие. Такие данные могут быть получены различными способами. В основе наиболее универсального метода лежит определение координат точек движущегося объекта (тела спортсмена) через минимально возможные промежутки времени. Затем на основании полученного материала вычисляются практически все характеристики двигательного действия: от скоростей и ускорений всевозможных точек до энергетических параметров двигательного действия. Здесь, как правило, используются **оптические и оптико-электронные методы регистрации движения**. К **оптическим** относятся такие методики как *киносъемка, циклографическая и стробоскопическая фотосъемки*. При изучении пространственных вариантов двигательных действий перечисленные методы используются в виде двух-, трехплоскостной или стереоскопической съемок. Упомянутые подходы имеют приемлемую точность, однако они весьма трудоемки, а результаты могут быть получены только через достаточно длительное время, необходимое для последующей обработки кино- или фотоматериалов.

При осуществлении оптических методов регистрации биомеханических характеристик двигательного действия должны быть соблюдены определенные условия. В первую очередь, должно быть подготовлено место съемки. В частности, съемочную аппаратуру устанавливают на уровне общего центра тяжести исследуемого объекта, ориентируя оптическую ось перпендикулярно плоскости движения. Съемка должна происходить на специально подготовленном фоне. Как правило, в качестве фона используется сетка, нанесенная на стену или щит контрастного по отношению к ней цвета. Сетка часто используется для определения масштаба. При отсутствии сетки в кадр помещается масштабная рейка. Перед съемкой на тело спортсмена наносятся специальные маркеры. Как правило, это кружки черного цвета, которые прикрепляют в центрах суставов. Иногда (если вы-

полняется сложное движение) используют полосы, охватывающие звенья тела на уровне центров суставов и центров тяжести звеньев.

При выполнении *видеосъемки* подготовка места съемки и испытуемого осуществляется аналогично. Для реализации автоматической компьютерной обработки видеосъемки маркеры делают различных цветов, что позволяет компьютерной программе распознавать суставы и другие характерные точки.

Результатом киносъемки спортивного движения является кинограмма. Ее обработка заключается в последовательном переносе изображения исследуемых точек на лист бумаги, в результате чего получается промер физического упражнения. Здесь важным требованием является привязка каждой нанесенной точки ко времени. Это осуществляется с использованием информации о частоте съемки или по находящемуся в кадре таймеру. Затем, соединяя точки, относящиеся к началу и концу каждого звена, получают модельное изображение тела исполнителя. Такую схему часто называют кинематограммой или киноциклограммой упражнения (рис. 36).

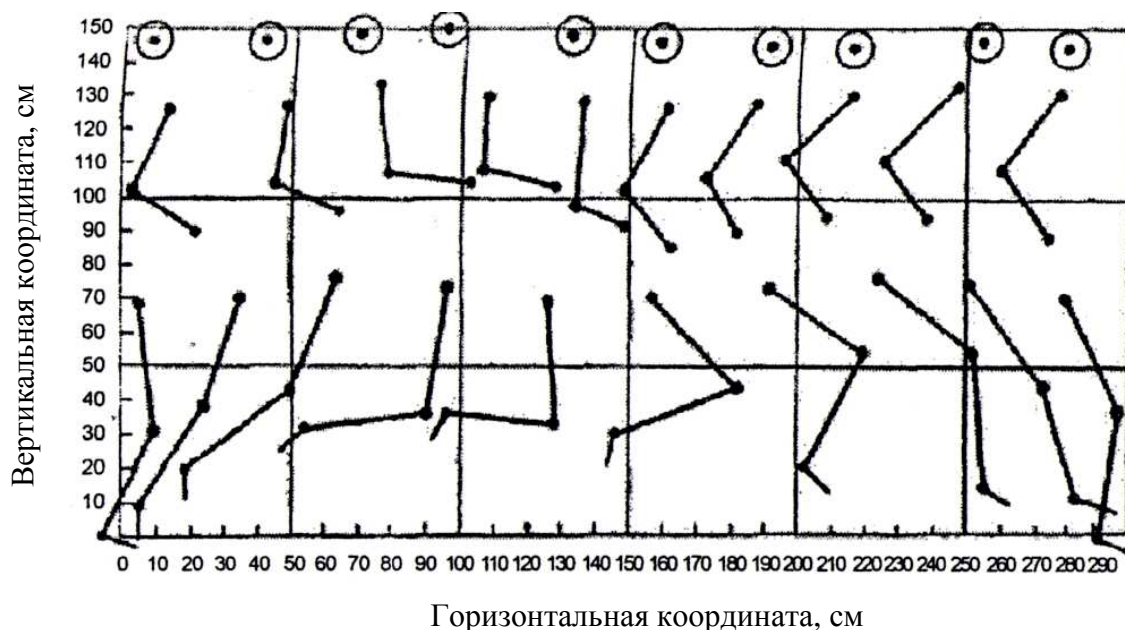


Рис. 36. Киноциклограмма бега (по Д.Д. Донскому, Л.С. Зайцевой)

В результате перечисленных действий появляется возможность определить координаты характерных точек тела спортсмена и затем рассчитать все интересующие биомеханические характеристики двигательного действия.

При выполнении *циклографической фотосъемки* цикл двигательного действия снимают на один фотокадр. Такая съемка осуществляется в затемненном помещении. При этом вместо маркеров используются мини-

атюрные лампочки или фотодиоды. Масштаб расстояний задается двумя лампочками, расположенными на известном фиксированном расстоянии, а масштаб времени – частотой мигания лампочек, которая обеспечивается либо механическим способом – с применением обтюратора, прерывающего световой поток, либо с использованием электронной системы.

Результатом циклографической съемки является циклограмма, на которой в виде пунктиров изображены траектории интересующих точек тела спортсмена при выполнении физического упражнения. При дальнейшей обработке определяются координаты указанных точек во время выполнения двигательного действия, а из них получают все интересующие характеристики.

При выполнении *стробоскопической съемки* также используется затемненное помещение. Во время выполнения физического упражнения с помощью специального устройства – стробоскопа – осуществляются вспышки света через равные промежутки времени. В результате на одном кадре проецируется несколько последовательных поз исполнителя двигательного действия. Такое изображение называется стробогаммой. Требования к помещению и маркировке испытуемого аналогичны используемым при киносъемке. Иногда циклографическую и стробоскопическую съемку совмещают, воспроизводя на циклограмме две или более поз спортсмена.

Обработка стробогаммы аналогична обработке кинематограммы, получаемой в результате киносъемки, однако здесь экономится значительное количество времени, затрачиваемое на покaдровый перенос на лист бумаги изображения маркеров.

При обработке данных оптических методов регистрации движения точность получения кинематических характеристик зависит от частоты съемки, качества используемой аппаратуры и точности расположения маркеров. Во время дальнейшего биомеханического анализа, например, при определении динамических параметров, точность в определенной мере снижается из-за отсутствия точных данных о масс-инерционных характеристиках тела исполнителя. Здесь, как правило, используются усредненные параметры в зависимости от роста и веса исполнителя. Кроме того, в ходе анализа тело исполнителя чаще всего представляется моделью, состоящей из связанных между собой абсолютно твердых звеньев, что не вполне соответствует реальному телу человека. Тем не менее, указанные допущения позволяют достаточно эффективно анализировать принципы построения двигательных действий и решать многие педагогические задачи, связанные с обучением спортивным упражнениям, развитием двигательных качеств и др. (Н.Б. Сотский, 2005).

Оптико-электронные методы регистрации движений основаны на преобразовании изображения в электрический сигнал. Они делятся:

- на телевизионные методы;
- фотоэлектронные методы.

К **телевизионным** относятся телециклография и видеозапись.

Телециклография (аналог фотоциклографии) характеризуется тем, что траектории движения регистрируются телевизионной камерой и воспроизводятся на телевизионном экране.

Видеозапись – запись изображения на магнитной ленте с целью его многократного воспроизведения на телевизионном экране. Видеозапись дает возможность тщательно и объективно анализировать спортивную технику и тактику, приносит большую пользу не только в тренерской работе, но и в судействе соревнований, позволяя многократно воспроизвести на экране тот или иной эпизод спортивного состязания и принять окончательное решение на основании объективных данных. Для научных исследований техники движений видеозапись не годится из-за недостаточной точности.

Фотоэлектронные методы измерения основаны на фотоэффекте. Фотоэффектом называется испускание веществом электронов под действием электромагнитного излучения (светового и др.).

При помощи фотоэлектронных устройств в спорте измеряется время преодоления дистанции. Фотоэффект применяют и для регистрации циклограмм (подобно оптическим методам). По точности современная фотоэлектронная аппаратура превосходит телевизионную (которая практически не используется в измерительных целях), но значительно уступает лучшим образцам измерительной фотоаппаратуры (аппаратуры для стереофотограмметрии) (В.М. Зациорский, 1982).

Значительно более точными являются **механоэлектрические методы регистрации** биомеханических характеристик движения. Они характеризуются использованием устройств, имеющих непосредственный контакт со спортсменом, выполняющим двигательное действие. Наиболее часто используемые методики – **тензодинамометрия, гониометрия, акселерометрия, динамометрия, спидография** и некоторые их разновидности. Следует иметь в виду, что преимущество в точности перед оптическими и оптико-электрическими методами здесь не является поводом для отказа от последних. При использовании механоэлектрических методов имеются существенные ограничения. Они связаны с получением точных параметров, относящихся к небольшому участку тела спортсмена или точке, пусть даже такой важной, как ОЦТ. Это в значительной мере затрудняет анализ

целостной картины исполнения двигательного действия, в связи с чем оптические и инструментальные методы получения биомеханической информации следует сочетать.

Тензодинамометрия предполагает использование тензодатчиков – электронных устройств, изменяющих свои свойства (например, электрическое сопротивление) в результате деформации. Схема устройства тензодатчика представлена на рис. 37. Принцип использования тензодатчика можно проиллюстрировать на примере устройства для регистрации усилия, прилагаемого к веслу в академической гребле.

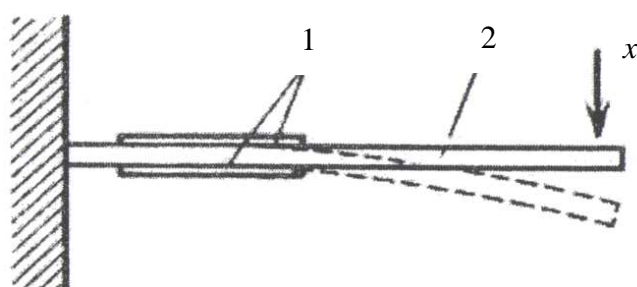


Рис. 37. Тензодатчик:
 x – направление регистрируемого усилия; 1 – тензорезисторы;
2 – деформируемый элемент

Известно, что при выполнении гребка весло в некоторой мере изгибается, причем величина изгиба пропорциональна прилагаемому усилию. Если на весло наклеить тензодатчик, величина электрического сопротивления которого зависит от степени изгиба весла, то при выполнении гребка величина изгиба, а следовательно, и усилие, будут отражаться в изменении параметров датчика, что может быть зарегистрировано соответствующей электронной схемой. В приведенном примере тензодатчик приходит на помощь в случае, когда оптические методы использовать весьма сложно.

Другой пример использования тензодинамометрии – изучение опорной реакции при выполнении двигательного действия. Для этой цели используются тензодинамографические платформы (или тензоплатформы). Они представляют собой устройства, как правило, выполненные в виде плоскости, поверхность которой воспринимает и переводит оказываемое на нее воздействие в электрический сигнал (рис. 38). Принцип использования тензодатчиков здесь аналогичен описанному выше, но в тензоплатформах их устанавливается несколько, благодаря чему появляется возможность определения силового взаимодействия с опорой в трех взаимно перпендикулярных направлениях, а также регистрации моментов сил.

Использование платформ позволяет определять ряд важных характеристик движения, таких как ускорение, скорость, перемещение ОЦТ, кинетический момент, импульс силы, энергетические характеристики. С помощью данного устройства очень удобно определять уровни максимальной и взрывной силы, имеющие важнейшее значение для большого числа видов спорта.

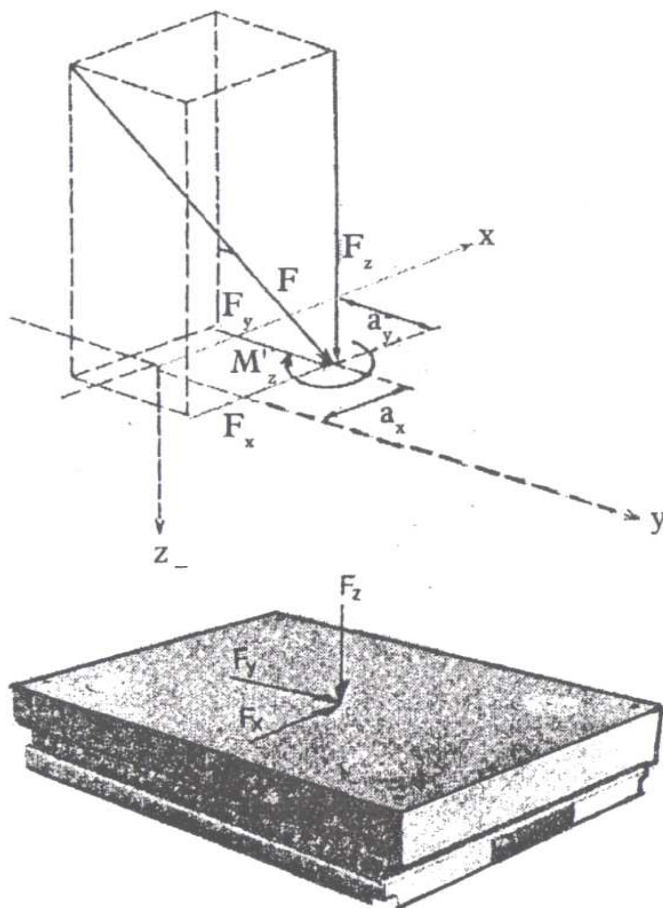


Рис. 38. Тензоплатформа

Как правило, одна тензоплатформа имеет небольшие линейные размеры, что в некоторой мере ограничивает возможности ее использования при исследовании биомеханических характеристик двигательных действий, связанных со значительными перемещениями в пространстве. Поэтому иногда используется одновременно несколько таких устройств, например, образующих фрагмент беговой дорожки.

Часто тензоплатформы используют для определения колебаний ОЦТ (стабилография), позволяющих контролировать состояние нервно-мышечного аппарата человека в медицинских исследованиях.

К достоинствам тензоплатформ можно отнести получение совершенно реальных и точных результатов, относящихся к конкретному спортсмену

(вспомним, что при обработке результатов оптических методов происходит некоторое усреднение индивидуальных характеристик исполнителя).

В качестве недостатков следует отметить, что из кинематических характеристик фактически определяется лишь ускорение ОЦТ тела спортсмена. При этом остаются в стороне вопросы, связанные с движением отдельных звеньев тела и их влиянием на перемещение ОЦТ.

Иногда в ходе биомеханических исследований представляется важным измерение параметров движения какой-либо точки тела спортсмена или спортивного снаряда. В таких случаях используются *спидография* и *акселерометрия*. Первая методика связана с определением скорости движения какой-либо точки тела спортсмена. Наиболее простое устройство для этой цели было предложено В.М. Абалаковым. Оно представляло собой тонкую нить, намотанную на катушку. Свободный конец нити закреплялся на теле спортсмена. При движении человека нить разматывалась, заставляя катушку вращаться. Регистрация скорости вращения катушки позволяла оценить скорость перемещения точки закрепления нити на теле спортсмена.

Способ спидометрии, основанный на эффекте Доплера, позволяет дистанционно и бесконтактно измерять скорость на прямых отрезках дистанции. Датчиком служит излучатель ультразвуковых или электромагнитных колебаний, направляемых на бегущего спортсмена вдоль беговой дорожки. Эффект Доплера проявляется в том, что при приближении спортсмена к излучателю частота отраженных от его тела колебаний $[f_o]$ оказывается выше, чем частота колебаний излучателя $[f_u]$, а при удалении спортсмена от излучателя, наоборот, ниже.

Скорость бегуна вычисляется по формуле

$$v = C \frac{f_o - f_u}{f_u}. \quad (6.1)$$

При измерении ускорения отдельных точек тела исполнителя двигательного действия используются специальные устройства, называемые акселерометрами. Их действие основано на использовании сил инерции, возникающих при ускоренном движении. Принцип действия акселерометра можно проиллюстрировать схемой, представленной на рис. 39.

При ускорении корпуса устройства в направлении, перпендикулярном оси 3, сила инерции действует на груз 1 в противоположном направлении, обеспечивая растяжение пружин 2 и вращение оси 3, которая, поворачиваясь совместно с зубчатым сектором 4, вызывает вращение шестерни 5 и индикаторных стрелок 6 и 7.

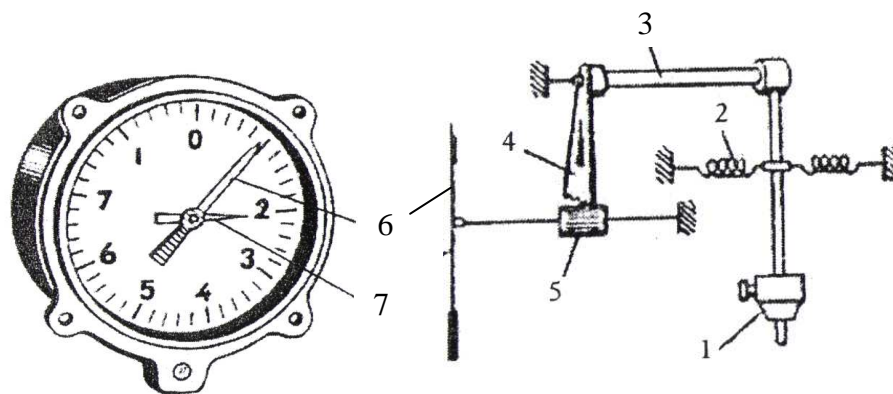


Рис. 39. Механический акселерометр

При этом стрелка 7 фиксирует максимальное значение ускорения. Величина поворота стрелок, пропорциональная ускорению эталонного груза, может быть зарегистрирована с помощью специальных электронных схем и затем проанализирована в ходе дальнейшего исследования. Все акселерометры используют силы инерции, возникающие при ускоренном движении. При этом, применяя три взаимно перпендикулярных Акселерометра, получают ускорение, имеющее любое пространственное ускорение. В современных акселерометрах датчики входят в состав интегральных схем, и информация получается сразу в электронной форме.

Одной из важнейших характеристик физического упражнения является информация о величине и законе изменения во времени суставных углов исполнителя или других объектов, осуществляющих вращательные движения. Для их определения используются специальные устройства, называемые *гониометрами* или *электрогониометрами* (в последнем случае регистрация угловых перемещений осуществляется с использованием электронной схемы). Типичный электрогониометр представляет собой две планки, соединенные плоским шарниром, в котором может быть вмонтирован потенциометрический датчик, изменяющий свое электрическое сопротивление в зависимости от угла между планками (рис. 40).

При подготовке к исследованию планки прикрепляются к звеньям тела, а шарнир располагается на уровне сустава. При выполнении двигательного действия происходит изменение суставного угла и, соответственно, электрического сопротивления потенциометра, которое затем регистрируется и анализируется. Гониометры используются и для контроля такого двигательного качества, как гибкость, которая зависит от суставной подвижности.

Для исследования силовых качеств наиболее часто используются специальные устройства – *динамометры* и *динамографы* (с возможностью за-

писи зарегистрированного усилия). Поскольку силовые возможности проявляются по-разному в зависимости от особенностей мышечного сокращения (преодолевающий, уступающий, статический) и скорости, измерение силы также может осуществляться в различных режимах. Наиболее часто используются статическое и динамическое измерения силы. В первом случае используется пропорциональная зависимость силы от величины деформации упругого элемента. При этом регистрация последней может осуществляться как механически, так и с помощью электроники (с использованием тензодатчиков). Поскольку величина деформации упругого элемента незначительна, таким способом измеряется статическая сила. Для определения статической силы применяются обычные динамометры, используемые во врачебном контроле населения: для измерения силы кисти или становой силы. С помощью системы блоков динамометры можно использовать для измерения силы практически всех основных мышечных групп спортсмена. Такая процедура называется полидинамометрией. При оценке взрывной силы (скорости нарастания мышечного усилия) должна использоваться динамография (запись зависимости силы от времени), осуществляемая с использованием тензодатчиков и специальных электронных схем.

При исследовании динамического проявления силы используются инерционные динамометры и динамографы. Простейший инерционный динамометр собой ворот с симметрично расположенными грузами. Последние могут перемещаться по отношению к оси вращения. На оси ворота расположена катушка с намотанным на нее шнуром. Свободный конец шнура закрепляется на звене тела испытуемого. При выполнении исследования исполнитель, натягивая шнур, старается заставить ворот вращаться. Во время движения измеряется сила натяжения шнура индикатором. Нагрузка задается расположением грузов. Она тем больше, чем дальше расположены грузы от оси вращения.

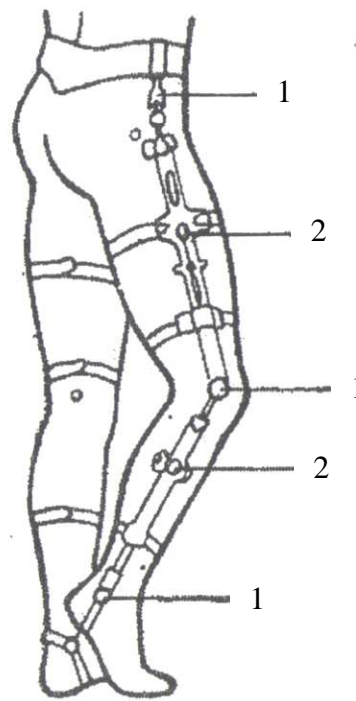


Рис. 40. Система для крепления гониометрических (1) и акселерометрических (2) датчиков на теле человека (по А.Н. Лапутину)

Механоэлектрические методы получения биомеханических характеристик двигательного действия, как правило, применяются в комплексе. Это позволяет преодолеть некоторую ограниченность методик, использующих различного рода датчики, путем рассмотрения более общих характеристик двигательного действия человека, например с использованием материалов, полученных оптическими методами. (Н.Б. Сотский, 2005).

2. АНАЛИЗ ПРОГРАММЫ МЕСТА ТЕЛА СПОРТСМЕНА В ОТДЕЛЬНОЙ ФАЗЕ ФИЗИЧЕСКОГО УПРАЖНЕНИЯ

Практическая работа 2.1

Определение траектории общего центра тяжести спортсмена

Перед тем, как приступить к выполнению работы, рекомендуется изучить следующие темы: пространственные характеристики движения, положение тела в пространстве, программа места.

Цель работы: овладеть графоаналитическим методом определения траектории ОЦТ тела.

Порядок выполнения работы

1. На листе миллиметровой бумаги начертить систему координат XOY . Подписать оси и разметить их через 10 мм.

2. Перенести на лист миллиметровой бумаги рисунок, иллюстрирующий исследуемую фазу физического упражнения.

3. Определить расположение суставов на рисунке и затем перенести их на систему координат XOY и соединить.

4. Найти абсолютный вес тела:

$$P = mg, \text{ Н}, \quad (6.2)$$

где $[m]$ – собственная масса тела;

$$[g] \approx 10 \text{ м/с}^2.$$

5. Рассчитать абсолютный вес звеньев тела $[P_i]$ (Н) путем произведения веса тела и относительного веса звена (графа 2, табл. 4); полученный результат разделить на 100. Результаты занести в графу 3.

6. Измерить длину звеньев в мм, результаты занести в графу 4.

7. Определить центры тяжести звеньев тела. Центр тяжести звена определяют по расстоянию от него до оси проксимального сустава – по ра-

диусу центра тяжести. Для этого найти произведение длины звена на расстояние от проксимального конца до центра тяжести звена:

$$R = lk, \quad (6.3)$$

т.е. перемножаем результаты граф 4 и 5.

Полученный результат отложить от проксимального сустава. Центр тяжести для головы расположен в области турецкого седла клиновидной кости (проекция спереди на поверхность головы – между бровями, сбоку – на 3 – 3,5 см выше наружного слухового прохода). Для стопы – на прямой, соединяющей пяточный бугор пяточной кости с концом второго пальца на расстоянии 0,44 от первой точки. Координаты центров тяжести звеньев по оси OX записать в графу 6, OY – в графу 8.

8. Вычислить произведение координат центров тяжести звеньев тела и абсолютного веса звеньев тела $[P_i X_i]$ и $[P_i Y_i]$. Полученные результаты записать в графы 7 и 9.

9. Определить координаты ОЦТ тела. Для этого найти отношение суммы произведений абсолютного веса звеньев тела с координатами центров тяжести (отдельно сумма граф 7 и 9) и абсолютного веса всего тела:

$$\frac{\sum P_i X_i}{P}, \quad (6.4)$$

$$\frac{\sum P_i Y_i}{P}.$$

10. Графически изобразить траекторию ОЦТ на системе координат (рис. 41).

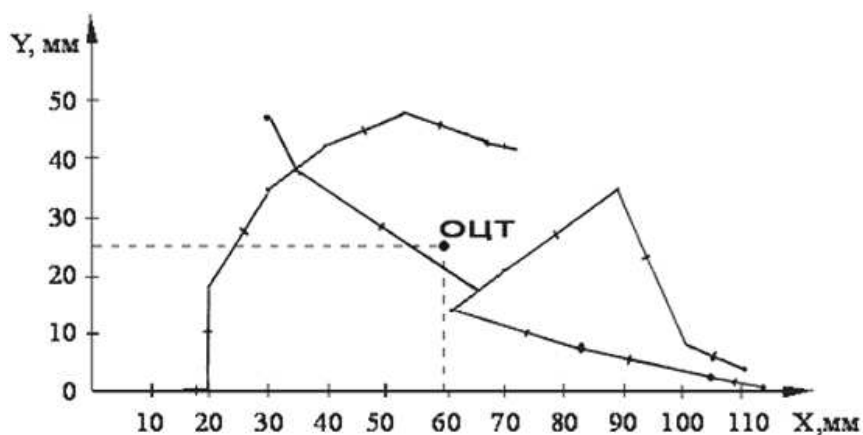


Рис. 41. 14-звенная схема с отметками ЦТ звеньев и ОЦТ тела

Таблица 4

Определение общего центра тяжести тела

Звенья тела	Относительный вес звеньев, %	Абсолютный вес звеньев, [P _i], Н	Длина звеньев, [L], мм	Расстояние от проксимального конца до ЦТ, [k], мм	Координата X, мм	P _i X _i , Н мм	Координата Y, мм	P _i Y _i , Н мм
1	2	3	4	5	6	7	8	9
Голова	7		–	–				
Туловище	43			0,47				
Правое плечо	3			0,47				
Левое плечо	3			0,47				
Правое предплечье	2			0,42				
Левое предплечье	2			0,42				
Правая кисть	1			0,50				
Левая кисть	1			0,50				
Правое бедро	12			0,44				
Левое бедро	12			0,44				
Правая голень	5			0,42				
Левая голень	5			0,42				
Правая стопа	2			0,44				
Левая стопа	2			0,44				
						Σ =		Σ =

Практическая работа 2.2

Определение скоростей и ускорений общего центра тяжести спортсмена

Перед тем как приступить к выполнению работы рекомендуется изучить следующие темы: временные, пространственно-временные характеристики движения, программа места.

Цель работы: овладеть графоаналитическим методом определения скоростей и ускорений ОЦТ тела.

Порядок выполнения работы

1. Рассчитать масштаб расстояния $[M_S]$, для этого найти отношение собственного роста в сантиметрах к величине изображения в сантиметрах.

2. Найти перемещение ОЦТ тела в метрах по оси OX :

$$\Delta X_{12} = X_2 - X_1 = \text{мм} = \text{см} \cdot M_S - \text{результат переводим в метры};$$

$$\Delta X_{23} = X_3 - X_2 = \text{мм} = \text{см} \times M_S - \text{результат переводим в метры}.$$

3. Найти перемещение ОЦТ тела в метрах по оси OY :

$$\Delta Y_{12}, \Delta Y_{23} - \text{находятся также, как и по оси } OX.$$

4. Вычислить моменты времени в секундах:

$$\Delta t_{12} = \frac{K_{12}}{n}, \tag{6.5}$$

$$\Delta t_{23} = \frac{K_{23}}{n}.$$

где $[K]$ – количество кадров;

$[n]$ – частота кадров.

5. Найти скорость ОЦТ тела в метрах за секунду по оси OX :

$$v_{12x} = \frac{\Delta X_{12}}{\Delta t_{12}}, \tag{6.6}$$

$$v_{23x} = \frac{\Delta X_{23}}{\Delta t_{23}}.$$

6. Найти скорость ОЦТ тела в метрах за секунду по оси OY :

$$v_{12y} = \frac{\Delta Y_{12}}{\Delta t_{12}}, \tag{6.7}$$

$$v_{23y} = \frac{\Delta Y_{23}}{\Delta t_{23}}.$$

7. Определить результирующие скорости ОЦТ тела:

$$\begin{aligned}v_1 &= \sqrt{(v_{12x})^2 + (v_{12y})^2}, \\v_2 &= \sqrt{(v_{23x})^2 + (v_{23y})^2}.\end{aligned}\tag{6.8}$$

8. Найти изменения скоростей ОЦТ тела в метрах за секунду:

$$\begin{aligned}\Delta v_{13x} &= v_{23x} - v_{12x}, \\ \Delta v_{13y} &= v_{23y} - v_{12y}.\end{aligned}\tag{6.9}$$

9. Определить ускорения ОЦТ тела в метрах за секунду в квадрате по осям OX и OY :

$$\begin{aligned}a_x &= \frac{\Delta v_{13x}}{\Delta t_{13}}, \\ a_y &= \frac{\Delta v_{13y}}{\Delta t_{13}}.\end{aligned}\tag{6.10}$$

10. Вычислить результирующее ускорения ОЦТ тела:

$$a = \sqrt{(a_x)^2 + (a_y)^2}.\tag{6.11}$$

11. Выбрать масштабы скоростей и ускорений и изобразить в прямоугольной системе координат вектора скоростей и ускорений ОЦТ тела. Если скорость или ускорения имеют знак положительный, направление векторов будет совпадать с направлением осей координат, если отрицательный – противоположно осям координат.

3. АНАЛИЗ ПРОГРАММЫ ОРИЕНТАЦИИ ТЕЛА СПОРТМЕНА В ОТДЕЛЬНОЙ ФАЗЕ ФИЗИЧЕСКОГО УПРАЖНЕНИЯ

Практическая работа 3.1

Определение ориентации продольной оси тела спортсмена

Перед тем как приступить к выполнению работы рекомендуется изучить следующие темы: пространственные характеристики движения, программа ориентации.

Цель работы: овладеть графоаналитическим методом определения ориентации продольной оси тела.

Порядок выполнения работы

1. Начертить на листе миллиметровой бумаги прямоугольную систему координат XOY , аналогичную использованной в практической работе 2.1 и указать положения ОЦТ тела.

2. По данным граф 3 табл. 4, подсчитать вес нижних конечностей (суммарный вес бедер, голеней, стоп).

3. Для каждой из трех исследуемых поз тела, из граф 7 и 9 табл. 4, найти суммы произведений веса звеньев нижних конечностей на координаты центров тяжести этих звеньев. Результаты занести в табл. 5.

4. Определить координаты центров тяжести нижних конечностей:

$$\begin{aligned} X_1 &= \frac{\sum P_i X_i \text{ I}}{P_n}; Y_1 = \frac{\sum P_i Y_i \text{ I}}{P_n}, \\ X_2 &= \frac{\sum P_i X_i \text{ II}}{P_n}; Y_2 = \frac{\sum P_i Y_i \text{ II}}{P_n}, \\ X_3 &= \frac{\sum P_i X_i \text{ III}}{P_n}; Y_3 = \frac{\sum P_i Y_i \text{ III}}{P_n}. \end{aligned} \quad (6.12)$$

5. На миллиметровой бумаге для каждой из трех поз через центры тяжести нижних конечностей и ОЦТ провести линии от ног голове, которые и будут являться продольными осями тела (рис. 42).

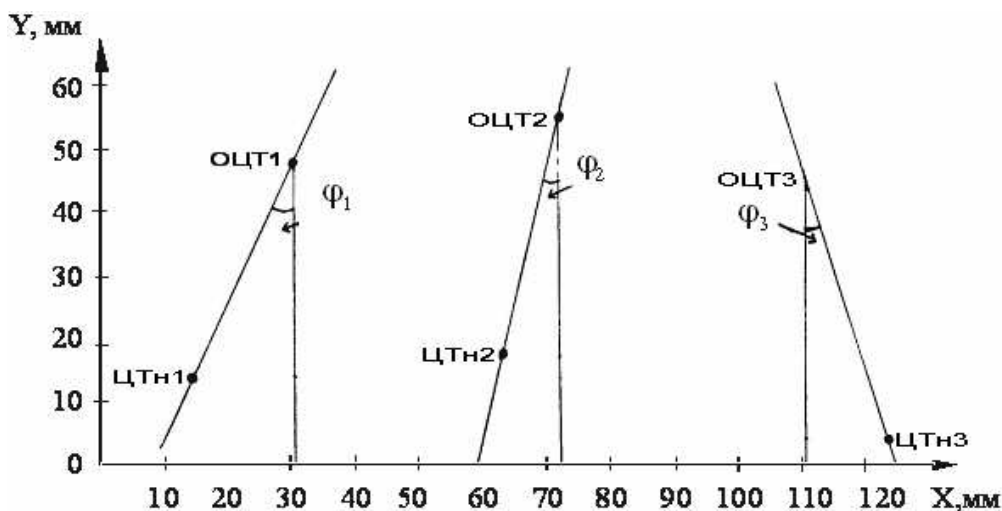


Рис 42. Иллюстрация графического построения при определении программы ориентации тела

6. Найти с помощью транспортира в радианах отклонения продольных осей тела от осей OY' проходящих через ОЦТ тела параллельно оси OY неподвижной системы координат:

$$\begin{aligned}
\alpha_1 &= \\
\alpha_2 &= \\
\alpha_3 &=
\end{aligned}
\tag{6.13}$$

(1 градус $\approx 0,0175$ рад)

Таблица 5

Определение центра тяжести нижних конечностей

P_n	$\sum P_i X_i$ I	$\sum P_i Y_i$ I	$\sum P_i X_i$ II	$\sum P_i Y_i$ II	$\sum P_i X_i$ III	$\sum P_i Y_i$ III
	$X_1 =$	$Y_1 =$	$X_2 =$	$Y_2 =$	$X_3 =$	$Y_3 =$

Практическая работа 3.2

Определение угловых скоростей и ускорений тела спортсмена

Перед тем как приступить к выполнению работы рекомендуется изучить следующие темы: временные, пространственно-временные характеристики движения, программа ориентации.

Цель работы: овладеть аналитическим методом определения угловых скоростей и ускорений тела спортсмена.

Порядок выполнения работы

1. Вычислить угловые перемещения тела в радианах на основании результатов лаб. раб. 3.1:

$$\begin{aligned}
\Delta\alpha_{12} &= \alpha_2 - \alpha_1, \\
\Delta\alpha_{23} &= \alpha_3 - \alpha_2.
\end{aligned}
\tag{6.14}$$

2. Найти в радианах за секунду величины угловых скоростей продольной оси тела OY :

$$\begin{aligned}
\omega_{12} &= \frac{\Delta\alpha_{12}}{\Delta t_{12}}, \\
\omega_{23} &= \frac{\Delta\alpha_{23}}{\Delta t_{23}}.
\end{aligned}
\tag{6.15}$$

3. Определить в радианах за секунду изменение угловой скорости тела:

$$\Delta\omega_{13} = \omega_{23} - \omega_{12}.
\tag{6.16}$$

4. Найти в радианах за секунду в квадрате угловое ускорение продольной оси тела OY :

$$\varepsilon = \frac{\Delta\omega_{13}}{\Delta t_{13}}. \quad (6.17)$$

4. АНАЛИЗ ПРОГРАММЫ ПОЗЫ ТЕЛА СПОРТСМЕНА В ОТДЕЛЬНОЙ ФАЗЕ ФИЗИЧЕСКОГО УПРАЖНЕНИЯ

Практическая работа 4.1

Описание позы тела спортсмена в исследуемой фазе физического упражнения

Перед тем, как приступить к выполнению работы, рекомендуется изучить следующую тему: программа позы.

Цель работы: научиться определять суставные углы и описывать позу тела спортсмена используя матричную запись.

Порядок выполнения работы

1. На листе миллиметровой бумаги воспроизвести из практической работы 2.1 рисунок, иллюстрирующий исследуемую фазу физического упражнения.

2. На изображениях всех трех поз провести продольные оси тела. Для этого у каждого звена прямой линией соединить суставы, с которыми сочленены его дистальный и проксимальный концы. Продлить обозначенные продольные оси звеньев настолько, чтобы было удобно измерять суставные углы.

3. В соответствии с правилами отсчета суставных углов измерить с помощью транспортира в угловых градусах суставные углы на изображениях всех трех поз тела.

4. Описать в матричной форме все три позы спортсмена в исследуемой фазе физического упражнения.

Практическая работа 4.2

Описание изменения позы тела в исследуемой фазе физического упражнения

Перед тем, как приступить к выполнению работы, рекомендуется изучить следующую тему: программа позы.

Цель работы: научиться описывать изменение позы тела в виде линейной функции времени и уметь анализировать соответствующее изменение.

Порядок выполнения работы

1. Пользуясь данными о значении суставных углов из практической работы 4.1 определить угловую скорость в радианах за секунду:

$$\omega^{t_0-1} = \frac{\varphi_{abc}^t - \varphi_{abc}^{t_0}}{t}. \quad (6.18)$$

2. Записать в матричной форме виде линейной функции времени изменение позы спортсмена в промежутке времени от t_1 до t_2 .

3. Аналогично второму пункту – для промежутка времени от t_2 до t_3 .

4. Сделать заключение о программе позы в исследуемой фазе физического упражнения: в каких суставах выполняются управляющие движения, а в каких осуществляются элементы динамической осанки для промежутков времени от t_1 до t_2 и от t_2 до t_3 .

5. ДИНАМИКА ФИЗИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ

Практическая работа 5.1

Определение момента инерции тела

Перед тем как приступить к выполнению работы рекомендуется изучить следующие темы: инерционные характеристики тела.

Цель работы: освоить аналитический метод определения момента инерции тела человека.

Порядок выполнения работы

1. Определить массу звеньев тела в килограммах путем произведения массы тела и относительного веса звена (из графы 2 табл. 4); полученный результат разделить на 100. Результаты занести в графу 2 табл. 6.

2. Найти длину звеньев тела в метрах, результаты занести в графу 3.

3. Измерить радиус инерции звеньев тела, как расстояние от центра тяжести звена до ОЦТ, результаты записать в метрах в графу 4.

4. Вычислить моменты инерции звеньев тела:

– для головы

$$J_0 = mr^2; \quad (6.19)$$

Таблица 6

Определение момента инерции тела

Звено	m , кг	l , м	$r_{ин}$, м	J_o	mr^2
1	2	3	4	5	6
Голова					
Туловище					
Правое плечо					
Левое плечо					
Правое предплечье					
Левое предплечье					
Правая кисть					
Левая кисть					
Правое бедро					
Левое бедро					
Правая голень					
Левая голень					
Правая стопа					
Левая стопа					
				$\Sigma =$	$\Sigma =$

– для остальных звеньев

$$J_o = \frac{ml^2}{12}. \quad (6.20)$$

Полученные результаты записать в графу 5.

5. Определить момент инерции звеньев тела относительно ОЦТ:

$$J_i = mr^2. \quad (6.21)$$

Полученные результаты записать в графу 6.

6. Подсчитать полный момент инерции тела человека для трех поз путем суммирования результатов граф 5 и 6:

$$J = \Sigma J_o + \Sigma mr^2. \quad (6.22)$$

Примерный перечень вопросов к экзамену

1. Предмет биомеханики.
2. Взаимосвязь биомеханики с другими учебными дисциплинами.
3. История развития биомеханики.
4. Система отсчета. Определение положения точки в пространстве.
5. Пространственные характеристики движения.
6. Временные характеристики движения.
7. Пространственно-временные характеристики движения.
8. Положение тела в пространстве. Программа места.
9. Программа ориентации.
10. Программа позы.
11. Инерционные характеристики тела.
12. Силовые характеристики тела.
13. Законы динамики.
14. Сила тяжести и вес, сила реакции опоры.
15. Силы трения.
16. Силы упругости. Закон Гука. Общее понятие о силах инерции.
17. Силы сопротивления окружающей среды.
18. Силы инерции, возникающие при вращательном движении системы отсчета.
19. Понятие управляющих сил и момент сил.
20. Работы силы. Мощность. Коэффициент полезного действия, коэффициент механической эффективности.
21. Энергия. Виды энергии. Закон сохранения энергии.
22. Равновесие. Виды равновесий. Устойчивость.
23. Показатели устойчивости. Особенности устойчивости тела человека. Осанка.
24. Биомеханические свойства и функции костей.
25. Биомеханика суставных движений.
26. Биомеханика сухожильно-связочного аппарата.
27. Биомеханические аспекты строения мышцы.
28. Биомеханические свойства мышц.
29. Режимы сокращения и разновидности работы мышц.
30. Звенья тела как рычаги.
31. Телосложение и моторика человека.
32. Онтогенез моторики. Двигательный возраст.
33. Двигательная асимметрия и двигательные предпочтения.
34. Биомеханическая характеристика силовых качеств.

35. Биомеханическая характеристика скоростных качеств
36. Утомление и его биомеханические проявления. Возрастное развитие выносливости.
37. Эргометрические показатели выносливости. Факторы, определяющие проявления выносливости.
38. Биомеханические основы гибкости.
39. Формирование системы двигательных действий.
40. Общее понятие об управлении. Уровни управления двигательными действиями.
41. Роль программирования в формировании двигательного действия.
42. Биомеханическое моделирование двигательных действий.
43. Биомеханика ходьбы и бега.
44. Биомеханика плавания.
45. Биомеханика гребли.
46. Биомеханика передвижений со скольжением.
47. Биомеханика передвижений с механическими преобразователями движения.
48. Биомеханика прыжков.
49. Закономерности полета спортивных снарядов.
50. Сообщение движения спортивным снарядам.
51. Вращательные движения тела при опоре.
52. Основные способы управления движениями вокруг осей.
53. Оптические и оптико-электронные методы регистрации движений.
54. Механоэлектрические методы регистрации движений.

ОРГАНИЗАЦИЯ РЕЙТИНГОВОГО КОНТРОЛЯ

Рейтинг по учебной дисциплине «Биомеханика» определяется суммой баллов, полученных студентом, и отражает успешность изучения дисциплины. Рейтинговая система контроля включает следующие направления оценки успешности обучения:

1. Оценка отношения студента к выполнению своих обязанностей в процессе изучения дисциплины.

Максимальное количество баллов – 90, которые распределяются следующим образом: количество баллов за 1 ч лекции – 1 балл, за 100 %-ное посещение лекций (18 ч) – 18 баллов. За каждое непосещение лекций снимается соответствующее количество баллов. Количество баллов за 1 ч практических занятий – 2 балла, за 100 %-ное посещение практических занятий (36 ч) – 72 балла. За каждое непосещение практических занятий снимается соответствующее количество баллов.

2. Текущий контроль успешности этапа изучения дисциплины.

Рейтинговой оценкой учитывается:

- активная работа на практических занятиях;
- промежуточный контроль знаний (практические работы, мини-контрольные);
- активная самостоятельная работа (подготовка рефератов).

Оценка различных форм активного участия студентов

Формы активного участия студентов	Количество присуждаемых баллов
Работа на практических занятиях	10 баллов – максимум за активное участие
Промежуточный контроль знаний (защита практических работ, проверочные работы)	10 баллов – максимум за каждую выполненную работу
Подготовка рефератов	10 баллов – максимум за реферат

Максимальное количество баллов – 160, которые распределяются следующим образом:

Формы активного участия студента	Максимальное кол-во баллов, необходимых для получения допуска к экзамену	Интерпретация
Работа на практических занятиях	50	Максимальное количество баллов за 5 обязательных ответов на практических занятиях
Промежуточный контроль знаний	90	7 – общее количество практических работ при выполнении их на максимальную оценку; 2 – общее количество мини-контрольных при выполнении их на максимальную оценку
Подготовка рефератов	20	2 – максимальное количество рефератов при выполнении их на максимальную оценку
Итого баллов	160	

Итого баллов по первому и второму направлениям – 250.

3. Оценка активности и творческого подхода к изучению дисциплины.

Максимальное количество баллов – 140, которые распределяются следующим образом:

- 1) участие в НИРС – 30 баллов;
- 2) участие в республиканской НИРС – 50 баллов;
- 3) публикации – 30 баллов за одну публикацию.

Для оценки успешности изучения дисциплины следует руководствоваться следующими критериями:

Недопуск	Допуск	Экзамен
$R < 175$	$175 < R < 225$	$R > 225$

Если после изучения дисциплины в семестре рейтинг удовлетворяет условиям $R < 175$ баллов ($R < 70\%$), то студент считается не выполнившим учебный план по данной дисциплине и не допускается к сдаче экзамена. Для допуска к экзамену необходимо набрать недостающие баллы (например, по причине пропуска занятий, невыполненных заданий, упражнений, или выполненных на «неудовлетворительно» и т.д.). Форма и способы получения недостающих баллов определяются преподавателем. Это может быть опрос (письменный, устный) по темам пропущенных занятий, мини-контрольные и тому подобное, т.е. студент должен выполнить на «удовлетворительно» необходимый минимум учебных работ, который не был выполнен в семестре.

Если после изучения дисциплины в семестре рейтинг удовлетворяет условиям $175 < R < 225$ ($70\% < R < 90\%$), то студент считается выполнившим учебный план и допускается к сдаче экзамена. Если в результате изучения дисциплины рейтинг удовлетворяет условиям $R > 225$ ($R > 90\%$), то такой рейтинг считается высоким.

Таким образом, рейтинговая система учета и оценки успешности изучения дисциплины «Биомеханика» позволяет рационально организовать обучение, предоставить студентам возможность выбора тактики и стратегии в овладении знаниями по изучаемой дисциплине, определить свой рейтинг среди одногруппников.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Агашин, Ф.К. Биомеханика ударных движений / Ф.К. Агашин. – М.: Физкультура и спорт, 1977. – 207 с.
2. Александер, Р. Биомеханика / Р. Александер; пер. с англ. – М.: Мир, 1970. – 340 с.
3. Бальсевич, В.К. Онтокинезиология человека / В.К. Бальсевич. – М.: Теория и практика физической культуры, 2000. – 275 с.
4. Бернштейн, Н.А. Очерки о физиологии движений и физиологии активности / Н.А. Бернштейн. – М.: 1966. – 351 с.
5. Бегун, П.И. Биомеханика: учебник для вузов / П.И. Бегун. – СПб.: Политехника, 2000. – 462 с.
6. Борисов, А.О. Биомеханическое обоснование и сравнительный анализ техники гребли на байдарке: учебно-исслед. Работа / А.О. Борисов. – Чайковский: Чайковский Государственный Институт Физической Культуры. – 2006. – 26 с.
7. Бранков, Г. Основы биомеханики / Г. Бранков. – М.: Мир, 1981. – 255 с.
8. Глазер, Р. Очерк основ биомеханики / Р. Глазер. – М.: Наука, 1988. – 129 с.
9. Гордеева, Н.Д. Экспериментальная психология исполнительного действия / Н.Д. Гордеева. – М.: Тривола, 1995. – 321 с.
10. Гросс, Х.Х. Методология педагогической кинезиологии / Х.Х. Гросс. – Таллин, 1987.
11. Донской, Д.Д. Биомеханика: учебник для институтов физической культуры / Д.Д. Донской, В.М. Зациорский. – М.: Физкультура и спорт, 1979. – 264 с.
12. Дубровский, В.И. Биомеханика: учебник для студентов сред. и высш. учеб. заведений по физической культуре. / В.И. Дубровский. – 3-е изд. – М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2008. – 669 с.
13. Загrevский, В.И. Биомеханика физических упражнений / В.И. Загrevский. – Могилев: МГУ, 2003. – 136 с.
14. Зациорский, В.М. Биомеханика двигательного аппарата / В.М. Зациорский, А.С. Аруни, В.Н. Силуянов. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 143 с.
15. Иванова, В.П. О роли двигательной асимметрии нижних конечностей в динамике спортивных действий / В.П. Иванова, Д.В. Спиридонов, Э.Н. Саутина // Теория и практика физической культуры. – 2003. – № 8. – С. 26.
16. Козлов, И.М. Биомеханические факторы организации спортивных движений: монография / И.М. Козлов. – СПб.: СПбГАФК им. П.Ф. Лесгафта, 1998. – 141 с.
17. Коренберг, В.Б. Спортивная биомеханика: словарь-справочник. В 2ч. / В.Б. Коренберг. – Малаховка: МГАФК, 1999.
18. Практикум по легкой атлетике: учеб. пособие для студентов сред. пед. учеб. заведений / И.В. Лазарев [и др.]. – М.: Академия, 1999. – 160 с., ил.
19. Ламаш, Б.Е. Лекции по биомеханике / Б.Е. Ламаш.
20. Легкая атлетика: учебник / под общей ред. М.Е. Кобринского. – Минск: Тетей, 2005. – 336 с.
21. Лысенко, В.В. Биомеханика движений человека: учеб. пособие / В.В. Лысенко, Ю.Д. Овчинников. – Краснодар, 1996.

22. Навойчик, А.И. Биомеханика: тексты лекций / А.И. Навойчик. – Гродно: ГрГУ, 2000. – 61 с.
23. Назаров, В.Т. Движение спортсмена / В.Т. Назаров. – Минск: Полымя, 1984. – 176 с.
24. Моделирование управления движениями человека / под ред. М.П. Шестакова и А.Н. Аверкина. – М.: СпортАкадемПресс, 2003.
25. Оноприенко, Б.И. Биомеханика плавания / Б.И. Оноприенко. – Киев: Здоровья, 1981. – 192 с.
26. Попов, Г.И. Биомеханика: учебник для студ. высш. учеб. заведений / Г.И. Попов. – М.: Академия, 2005. – 256 с.
27. Сапин, М.Р. Анатомия человека. В двух книгах. Книга 1 / М.Р. Сапин. – М.: Оникс, 2006. – 512 с.
28. Скрипко, А. Технологии физического воспитания / А. Скрипко. – Минск: ИСЗ, 2003.
29. Сотский, Н.Б. Биомеханика: учеб. пособие / Н.Б. Сотский. – Минск, БГУФК, 2002. – 204 с..
30. Сотский, Н.Б. Биомеханика: учеб. пособие / Н.Б. Сотский. – 2-е изд., исправ. и доп. – Минск: БГУФК, 2005. – 192 с.
31. Спортивная метрология: учебник для институтов физкультуры / под ред. В.М. Зациорского. – М.: Физкультура и спорт, 1982. – 256 с.
32. Сучилин, Н.Г. Оптико-электронные методы измерения движений человека / Н.Г. Сучилин, В.С. Савельев, Г.И. Попов. – М.: Физкультура, образование, наука, 2000. – 126 с.
33. Уткин, В.М. Биомеханика физических упражнений / В.М. Уткин. – М.: Просвещение, 1989. – 210 с.
34. Холодов, Ж.К. Теория и методика физического воспитания и спорта: учеб. пособие для студентов высших учебных заведений / Ж.К. Холодов, В.С. Кузнецов. – М.: Академия, 2000. – 480 с.
35. Чигарев, А.В. Биомеханика / А.В. Чигарев. – Минск: Технопринт, 2004. – 284 с.
36. Шацкий, Г.Б. Расчетные методы определения биомеханических характеристик тела человека и его движений: лабораторный практикум / Г.Б. Шацкий. – Витебск: ВГУ им. П.М. Машерова, 2004. – 57 с.
37. <http://www.gled.myorel.ru>.
38. <http://www.kgafk.ru/kgufk/html/posobbiom>.

Учебное издание

МУДРОВ Михаил Юрьевич

БИОМЕХАНИКА

Учебно-методический комплекс
для студентов специальности 1-03 02 01
«Физическая культура»

Редактор *Т. А. Дарьянова*

Дизайн обложки *В. А. Виноградовой*

Подписано в печать 12.01.10. Формат 60x84 1/16. Гарнитура Таймс. Бумага офсетная.
Ризография. Усл. печ. л. 10,67. Уч.-изд. л. 10,54. Тираж 65 экз. Заказ 22.

Издатель и полиграфическое исполнение –
учреждение образования «Полоцкий государственный университет»

ЛИ № 02330/0548568 от 26. 06. 09

ЛП № 02330/0494256 от 27.05.09

211440, г. Новополоцк, ул. Блохина, 29