

Чернігів

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ УКРАИНЫ
ЧЕРНИГОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ПЕДАГОГИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ
ИМ. Т. Г. ШЕВЧЕНКО

**ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ КОНТРОЛЯ В ФИЗИЧЕСКОМ
ВОСПИТАНИИ И СПОРТЕ**

(Методические рекомендации)

Утверждено на заседании Ученого
Совета института, протокол N 10
от 29 мая 1996 г.

Инструментальные методы контроля в физическом воспитании и спорте: Метод. рекомендации / Сост. Н. А. Носко, В. И. Синиговец, Н. П. Дейкун, С. А. Власенко, В. И. Пеньковец, И. Н. Бурлака. - Чернигов: ЧГПИ, 1996. - 55 с.

Составители: Н. А. Носко, В. И. Синиговец, Н. П. Дейкун,
С. А. Власенко, В. И. Пеньковец, И. Н. Бурлака

тираж 500 экз.

В настоящих методических рекомендациях представлены распространенные методы биомеханического контроля в физическом воспитании и спорте. Описаны функциональные элементы, принципы работы узлов и систем измерений, метрологические требования, предъявляемые к биомеханическим методам контроля двигательной функции человека. Их сопоставление и избирательное внедрение в педагогический процесс физического воспитания и спорта позволяет отобрать наиболее информативны и удобные для практического использования способы комплексной оценки функционального состояния отдельных систем организма, уровня овладения двигательными умениями и навыками, а также представлением объективной, количественной характеристики изучаемого двигательного действия.

	Стр.
ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ В СПОРТЕ.....	4
КЛАССИФИКАЦИЯ ОСНОВНЫХ ГРУПП ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫХ МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ.....	6
ИЗМЕРЕНИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА.....	8
ХАРАКТЕРИСТИКА УЗЛОВ И КЛЕМЕНТОВ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ.....	8
ЭЛЕКТРОГЕНЕДИНАМОМЕТРИЯ.....	17
СТАБИЛОГРАФИЯ.....	21
АКСЕЛЕРОГРАФИЯ.....	30
ГОНИОМЕТРИЯ.....	37
ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ.....	42
РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА.....	55

ЗНАЧИМЫЕ МЕТОДЫ КОНТРОЛЯ В СПОРТЕ

Организм спортсмена должен быть под постоянным контролем и наблюдением во всех случаях и на всех этапах тренировки. Чем систематичнее, разнообразнее и глубже такие наблюдения проводятся, тем лучше. Однако такие наблюдения должны проводиться с соблюдением определенных правил, иначе они не будут отражать объективного состояния организма человека, а их результаты теряют практический смысл.

Оптимизация тренировки и усвоение рациональных форм движений спортсмена возможны только тогда, когда включенные в него упражнения и действия измерены, определены количественно и проконтролированы. Любое биомеханическое исследование условно можно разделить на три этапа:

- регистрация характеристик движения;
- обработка результатов измерения;
- биомеханический анализ.

Перед проведением биомеханического исследования необходимо определить:

- цели и задачи контроля;
- подбор средств и частных методов (способов) контроля;
- анализ и оценка его результатов.

Целью контроля является:

- рациональное использование физических упражнений;
- сохранение здоровья занимающихся;
- нормальное развитие их двигательной функции во всех ее проявлениях.

Объектами контроля могут быть: состояние двигательной функции человека (до занятий, в процессе занятий, на каждом этапе подготовки в процессе подготовки к соревнованиям, в их ходе, непосредственно после соревнований и через определенный период в процессе восстановления). Эти цели могут быть реализованы в процессе любых оздоровительных физкультурных мероприятий (лечебной физической культуры, двигательной реабилитации и др.).

Контролировать состояние двигательной функции наиболее удобно по следующим параметрам:

- электромагнитные и гравитационные взаимодействия;
- состояние гомеостаза организма;
- характер процессов адаптации организма и различных его

систем;

- физическое развитие, двигательные способности, возможности, активность;

- биомеханические характеристики движений;

- уровень развития отдельных двигательных качеств;

- уровень развития технического мастерства и ряд других показателей.

Задачи контроля включают следующие проблемы:

- выбор стратегии и методологии контроля;

- выбор методов и средств измерений объектов контроля;

- анализ результатов контроля;

- оценка эффективности педагогического процесса по критериям состояния двигательной функции;

- разработка методологических рекомендаций для педагогов-тренеров и занимающихся.

Для изучения состояния организма спортсмена применяются разнообразные инструментальные методы, с использованием специальных инструментов, аппаратов, приборов и приборных комплексов.

Педагог-тренер должен знать их возможности и предназначения, уметь ими пользоваться, научиться правильно оценивать и анализировать результаты инструментальных измерений.

Рост спортивного мастерства - длительный и сложный процесс, и хотя для всех он основывается на одних и тех же общих законах, однако путь роста каждого к вершине мастерства свой особенный, индивидуальный. Чтобы добиться победы в современном спорте, надо очень хорошо знать не только законы движений, на которых основана спортивная техника, но и систематически изучать и тщательно анализировать ход технического совершенствования, а это значит изучать технику движений, обучаться движениям, контролировать процесс обучения, прогнозировать его с учетом индивидуальных особенностей спортсмена - все это для того, чтобы показать наивысший результат. Решение этой задачи невозможно без применения инструментальных методов контроля.

Со времени первоначального исследования двигательных действий человека до научных исследований спортивной педагогики нашего времени методы исследований техники спортивных упражнений претерпели эволюцию от словесного описания до фундаментальных методов точных наук с использованием современных электронных устройств.

Наши знания о движениях человека складываются из сведений о кинематике (внешняя картина движений), о динамике (величина действующих сил и перемещаемых масс), об энергетике (сколько энергии затрачивается и как она расходуется).

Динамику и энергетическую человеческих движений стали изучать сравнительно недавно, с появлением измерительной аппаратуры для автоматического определения сил, энергозатрат, масс отдельных частей тела и др. А весь многолетний опыт спортивной педагогики опирается на контроль за внешней картиной движений, на регистрацию кинематических характеристик. Их можно измерить точно при помощи инструментальных методов контроля, но можно оценить и "на глаз" - визуальными методами контроля:

- близко - далеко, высоко - низко (перемещения);
- медленно - быстро (скорость);
- редко - часто (темп).

Итак, в практике физического воспитания и спорта используются визуальные и инструментальные методы контроля. При визуальном методе контроля, наблюдая за действиями спортсмена на соревнованиях и тренировках, получают качественное представление о его подготовленности. Результат визуальной оценки не основан на четких критериях, его трудно использовать для сравнительного анализа, он субъективен.

Инструментальные методы контроля - объективны. С их помощью получают количественную оценку любых характеристик и показателей действий спортсмена, изменений, происходящих в его организме и т. п. В основе инструментальных методов контроля лежат измерительные системы.

В современном спорте используются методы, заимствованные из многих областей знаний. Для повышения точности инструментальных методов контроля привлекаются все последние достижения инженерной мысли: радиотелеметрия, лазеры, радио-изотопы, инфракрасная техника, ультразвук, ЭВМ, телевидение, видеомагнитофоны и др.

КЛАССИФИКАЦИЯ ОСНОВНЫХ ГРУПП ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫХ МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ

Инструментальные методы контроля за спортсменами удобно разделить на две группы: оптические и механо-электрические, хотя они часто применяются в комплексе, дополняя друг друга. Классификация инструментальных методов приведена на рис. 1, 2.

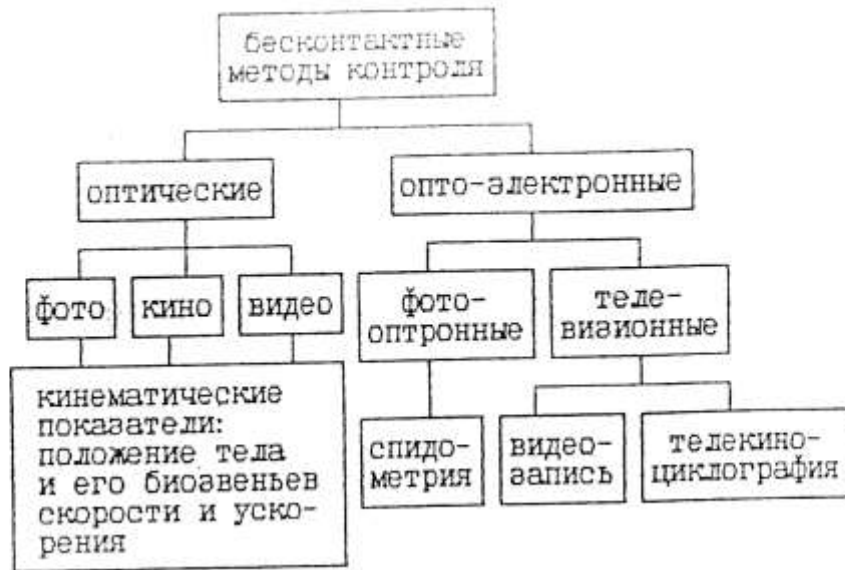


Рис. 1. Классификация бесконтактных методов контроля.



Рис. 2. Классификация контактных методов контроля.

Оптические и опто-электронные методы контроля (информация передается на регистрирующее устройство лучом света или тепла).

Механо-электрические методы (информация передается электрическими сигналами по проводной линии связи или по радио). Методы основаны на преобразовании измеряемой механической величины в электрический сигнал (электричество является универсальным средством передачи не только энергии, но и информации) и последующем измерении и регистрации.

Техника спортивных упражнений может быть изучена в результате исследования её кинематических и динамических структур. Кинематический анализ позволяет изучить позы, углы сгибания (разгибания), траекторию, длительность, темп, скорость, ускорение и понять законы взаимодействия движений в пространстве и во времени.

С целью изучения спортивных движений применялись и применяются в настоящее время различные модификации фотографического метода регистрации движений: фотография, хронография, циклофотография, стереофотограмметрия и др.

Однако кинематический анализ не даёт возможности достаточно точно определить проявление внешних сил. Поэтому определение величины силы, времени её действия и характер проявления — непосредственно осуществляется различными динамометрическими приборами и устройствами.

ИЗМЕРЕНИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА

Измерением называется операция сравнения измеряемой величины с эталоном и определение числового соответствия между ними.

Измерения устанавливают соответствие между изучаемым явлением с одной стороны и единицами (эталоном) и числами с другой стороны. Измерение — это нахождение значения физической величины опытным путем с помощью специальных технических средств.

Измерительная система состоит из следующих блоков (рис. 3).



Рис. 3. Состав измерительной системы.

ХАРАКТЕРИСТИКА УЗЛОВ И ЭЛЕМЕНТОВ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

Датчик — чувствительный элемент средства измерения, воспринимающий измеряемую физическую величину. Он воспринимает информацию и передаёт её в усилитель (преобразователь), где измеряемая величина преобразуется в электрическую. Здесь же происходит усиление сигнала. Датчиков может быть множество, фото, тепло, индукционные и др. При контроле за состоянием спортсменов наиболее

важную роль играют датчики биоэлектрических процессов и датчики биомеханических величин.

Датчики биоэлектрических процессов. Для регистрации биоэлектрической активности мышц применяются специальные датчики, называемые в электромиографии (ЭМГ) - отводящими электродами, которые позволяют уловить изменения электрических напряжений, возникновение, распространение и прекращение процессов возбуждения работающей мышцы. Различают электроды, применяемые для локальной, отдельные двигательные единицы (ДЕ), стимуляционной и глобальной ЭМГ. Для локальной и стимуляционной ЭМГ применяются электроды с малой отводящей поверхностью (диаметр 0,65 мм и меньше) и наибольшим межэлектродным расстоянием. Такой электрод вводится в мышечную ткань и отводит колебания биопотенциалов от отдельных волокон или ДЕ. **Преимущество:** позволяет измерять электрическую активность отдельного волокна или ДЕ мышцы.

Для исследования интенсивных естественных движений, особенно спортивных, применяются накожные электроды с большой поверхностью отведения (50 мм). Эти электроды улавливают суммарную разность напряжения при возбуждении многочисленных мионевральных окончаний.

Датчики механо-электрических методов. Тензорезисторы - измерительные преобразователи малых деформаций, позволяющие измерить усилия, прикладываемые спортсменом к опоре или к спортивным снарядам. Как известно, величина деформации пропорциональна силе воздействия. Таким образом, определив деформацию, можно рассчитать приложенную силу. Тензодатчики бывают проволочные, фольговые, пьезоэлектрические и полупроводниковые. Тензодатчики пригодны для измерения как статических, так и динамических нагрузок. Входная величина - перемещение малых деформаций, выходная - изменение сопротивления.

Тензодатчик - это проводник наклеивается на упругий силоизмерительный элемент, воспринимающий деформирующее усилие. При деформации упругого силоизмерительного элемента происходит деформация и наклеенного на него тензодатчика, вследствие этого на какую-то величину (ΔR) изменяется и электрическое сопротивление (R) тензодатчика.

Таким образом, изменение силы тока (I) в электрической цепи будет отражать изменения прикладываемых к тензодатчику усилий, т.е. происходит преобразование измеряемой неэлектрической величин-

ны (силы F) в электрический сигнал (силу тока), и мы получаем возможность измерять электрическими методами не электрическую, а механическую величину.

Для измерения усилий в спортивной практике используются проволочные, фольговые, пьезо и полупроводниковые тензодатчики сопротивления. Наиболее распространение получили проволочные и фольговые тензодатчики.

Проволочный тензодатчик состоит из нескольких плоских петель проволоки, заклеенный между полосками бумаги или полимерной пленки. На полоску тонкой бумаги или пленку наклеивается решетка из зигзагообразно уложенной тонкой проволоки диаметром 0,01-0,05 мм. К ее концам припаивают выводные медные проводники. Сверху преобразователь покрывается слоем лака (пленки).

Такой преобразователь, приклеенный к исследуемой детали, воспринимает деформации ее поверхностного слоя. Таким образом, входной величиной наклеенного тензодатчика является деформация поверхностного слоя детали (микросмещения), на которую он наклеен, а выходной - изменение сопротивления тензодатчика, пропорциональное этой деформации.

Изготавливаются тензодатчики из константана, никрома, элинвара и других материалов, имеющих высокий коэффициент тензочувствительности.

Фольговый тензодатчик изготавливается из металлического листа (фольги) толщиной 4-12 мкм, на котором методом фотохимического травления часть металла выбрана таким образом, что оставшаяся его часть образует решетку (плоскую петлю с выводами). Фольговый тензодатчик также заклеивается между полосками полимерной пленки.

Тензодатчики пригодны для измерения как статических, так и динамических нагрузок. Входная величина - малые деформации (мкм), выходная величина - изменение сопротивления (1-2% от номинального значения).

Достоинства - малая погрешность измерений, устойчивость к вибрациям, невысокая стоимость.

Недостатки - низкая чувствительность, необходимость тщательного приклеивания к силоизмерительному элементу.

Для укрепления тензодатчика на объектах, связанных с телом человека, желательно уменьшение их габаритов, которые определяются размерами его базы.

Полупроводниковые тензодатчики изготавливаются из монокрис-

таллов германия или кремния. Коэффициент тензочувствительности таких датчиков достигает 100-150. Это позволяет обходиться без усиливающей аппаратуры, что особенно важно при телеметрической передаче сигнала.

Тензодатчик наклеивается клеем (БФ-2, БФ-4, целлюлоидным) на тщательно обезжиренный силоизмерительный элемент, воспринимающий механическую деформацию при приложении измеряемых усилий.

Силовизмерительный элемент должен удовлетворять требованиям:

- соответствовать величине измеряемой нагрузки;
- не иметь остаточной деформации;
- иметь минимальную жесткость в плоскости измерения.

Силовизмерительный элемент изготавливается из упругой рессорной стали, выполняется в виде пластины стержня, консольной балки и имеет минимальную жесткость в рабочем направлении и максимальную в направлении действия неизмеряемых компонентов силы, т.е. деформация силоизмерительного элемента происходит только в направлении действия измеряемого компонента усилия.

Силовизмерительным элементом в спорте может быть и непосредственно спортивный снаряд (лыжа, шест, весло и др.).

Реостатные (гониометры) - используются для измерения углов сгибания (разгибания), амплитуды движения в различных суставах. Принцип действия - реостатный датчик. Входная величина - угловое (линейное) перемещение, выходная величина - изменение сопротивления.

Акселерометры - датчики, используемые для измерения ускорений. В основе работы такого датчика лежит измерение силы инерции, возникающей при движении. Сила инерции вызывает отклонение массы акселерометра, которое пропорционально ускорению (1).

$$F_{ин.} = m \cdot a \quad (1)$$

Это отклонение измеряется тензодатчиком, наклеенным на упругий силоизмерительный элемент, который способен воспринимать ускорение только в одной плоскости. Для регистрации полного вектора ускорения (в трех плоскостях) в одной конструкции монтируют три одинаковых датчика и ориентируют их перпендикулярно друг другу, подобно осям координат.

Основным преимуществом электрических методов измерения биомеханических величин является оперативность получения измеряемых характеристик и возможность автоматизации расчета непосредственно неизмеряемых характеристик.

Усилители. Обычно величина тока, посылаемого в регистрирующий прибор весьма мала и является недостаточной для "порога" даже самого чувствительного шлейфного осциллографа. Чтобы зарегистрировать измеряемый динамический процесс, между датчиком и регистратором вводят специальные усилители. По полосе пропускания частот усилительную аппаратуру классифицируют следующим образом:

- для регистрации статических и квазистатических процессов (с полосой пропускания 0-100 Гц);
- для регистрации статических и динамических процессов (0-17 кГц);
- для регистрации динамических и ударных нагрузок (10-30 кГц).

Используются два типа усилителей: стационарные и переносные, размещаемые на теле спортсмена, которые позволяют использовать кабель значительной длины - 30 м и более. Возможна также телеметрическая регистрация по радиоканалу.

Стандартные усилители можно разбить на три группы:

- усилители постоянного тока (УПТ);
- усилители переменного напряжения (УПН);
- усилители напряжения на несущей частоте (УННЧ).

В заключение можно выделить общие требования, предъявляемые к усилителям:

- высокая чувствительность;
- большой динамический диапазон;
- линейность частотной характеристики;
- отсутствие фазовых искажений;
- возможность многоканальной регистрации;
- возможность калибровать поступающий сигнал;
- согласованность выходов с различными видами регистраторов.

Регистраторы. В качестве результатов измерений показателей спортсмена в условиях тренировок и соревнований могут быть:

- **биомеханические** (кинематические и динамические характеристики движений);
- **медико-биологические:** сердечной деятельности (ЭКГ, фонокардиограмма, сфигмограмма), дыхательной системы (потребление кислорода и другие показатели внешнего дыхания), мышечной системы (ЭМГ);
- **психологические;**
- **педагогические.**

Для того чтобы результатом измерения можно было воспользоваться, он должен быть представлен показаниями стрелок или индикаторов, либо записан в виде графика или последовательности цифр. Восприятие получаемой информации зрительно или на слух называется индикацией. Приборы, делающие такое восприятие возможным, называются индикаторами (показывающими приборами).

Индикаторы могут быть сигнализирующими (звуком или светом), указывающими, самопишущими (регистрирующими) (рис. 4).

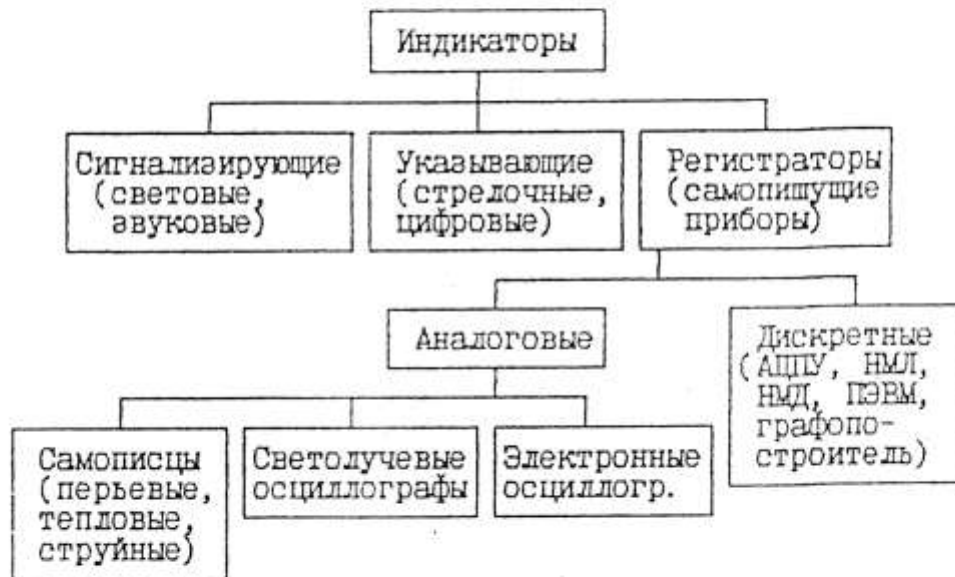


Рис. 4. Классификация индикаторов.

Сигнализирующие:

- **световые** (регистратор уколов в фехтовании);
- **звуковые** (результаты измерений преобразуются в звук определенной громкости и тона, кардиолидер).

Указывающие:

Стрелочные (состоят из измерительной шкалы, подвижного указателя - стрелки и механизма, управляющего положением стрелки, - часы, барометр, динамометр). Стрелочные индикаторы применяются для медленно изменяющихся процессов и для отладки измерительных систем;

Цифровые индикаторы позволяют считывать информацию в наиболее привычной, удобной для восприятия форме в виде цифр. Удобны там, где необходима высокая точность и быстрота считывания. При использовании цифровой индикации человек делает на 20 - 60% меньше ошибок, чем при считывании показаний стрелочных приборов.

Используются три типа цифровых индикаторов:

- **механические** приборы индикации;
- **оптические** приборы индикации;
- **электронные** приборы индикации (светодиоды, жидкие кристаллы и др.);
- **регистрирующие** (самопишущие).

Существуют две основные формы автоматической записи результатов измерения:

- **аналоговая (непрерывная)** - для отображения измеряемой информации (в виде графика изучаемого процесса);
- **цифровая (дискретная)** - в виде цифр, либо в виде комбинации отверстий, пробиваемых на перфоленте или перфокарте.

В спортивных исследованиях используют приборы срочной информации, дающие видимую, не требующую дальнейшей обработки, запись исследуемого процесса. В качестве регистрирующей аппаратуры при исследовании быстро протекающих процессов используют самописцы, шлейфные (светолучевые) осциллографы, электронные осциллографы, приборы магнитной записи, цифровые и цифрорпечатающие устройства, графопостроители, а также ПЭВМ.

Тип прибора выбирается в соответствии с задачами исследования и частотным спектром исследуемого процесса.

Аналоговые регистраторы. В зависимости от скорости измерения регистрируемого процесса аналоговые регистраторы можно условно разделить:

- с **малым быстродействием** (частота от 0 до 100 Гц);
- со **средним быстродействием** (частота от 0 до 5кГц);
- с **высоким быстродействием** (частота от 0 до 100 кГц);

Самописцы. Аналоговые приборы, используемые для непосредственного отображения измерительной информации. С их помощью получают наглядные диаграммные записи, которые позволяют анализировать динамику регистрируемого процесса.

Самописец чернильный (перьевой). Стрелка измерительного устройства жестко соединена с механизмом, который регистрируемый сигнал преобразует в отклонение стрелки, перпендикулярное движению бумаги. Такой самописец регистрирует процессы с помощью пера на конце стрелки, в которое непрерывно поступают чернила на обычную рулонную бумагу, протягиваемую с постоянной скоростью. Этот способ удобен тем, что не нужна фотобумага, фотообработка, кривую

можно видеть тотчас после её регистрации. **Недостаток** - первые самописцы инерционны (стрелка имеет массу и не успевает фиксировать быстро изменяющиеся процессы, и их можно использовать для регистрации сигналов с частотой до 100 Гц). Скорость протяжки бумаги от 1 до 100 мм/сек.

Движение ленты осуществляется с помощью электромоторов. Изменение скорости движения ленты осуществляется с помощью специальных редукторов.

Совершенствование самописцев шло по пути увеличения их быстродействия, а следовательно - уменьшения массы стрелки (пера).

Самописец с тепловой записью. Тепловая запись производится нагретым стальным пером на специальной двухслойной бумаге. Верхний слой её - светлого тона и покрыт масштабной сеткой. Он изготовлен из легкоплавкого материала, который плавится при прикосновении нагретого пера, обнажая темный нижний слой. В результате на движущейся термочувствительной бумаге остаётся тёмная линия, повторяющая все колебания пера. Быстродействие до 200 Гц.

Самописцы со струйной записью, в которых струя чернил выбрасывается под значительным давлением, позволяют без искажения записывать процессы, частотный спектр которых превышает 300 Гц. Важнейшей деталью струйного самописца является гальванометр, смонтированный на вертикальной оси и поворачивающийся вокруг неё на угол, пропорциональный величине регистрируемого электрического сигнала. Гальванометр имеет в передней вертикальной стенке капиллярное отверстие, через которое под давлением выбрасывается струя чернил, создающая на поверхности движущейся бумаги развертку процесса во времени. Недостаток - капиллярное отверстие часто засоряется даже при использовании спецчернил.

Светолучевые (шлейфные) осциллографы. Ртутная лампа (450 Вт) даёт рассеянный свет мощным потоком, для его фокусировки стоит конденсор (состоящий из двух линз) и направляющий его на гальванометры. **Гальванометр (шлейф)** состоит (рис. 5.) из постоянного магнита 1, в поле которого натянута металлическая петля или шлейф 2, отсюда и название. На обоих проводниках петли укреплено маленькое зеркальце 3. Петля укреплена в точках 5 и 6, переброшена через блок 4 и с помощью пружинки 7 находится в натянутом состоянии. Описанная схема помещена в футляр, заполненный вязкой бесцветной демпфирующей жидкостью.

В футляре имеется окошко с линзой для доступа к зеркальцу

гальванометра светового луча от осветителя. Ток в одной и другой части петли направлен в разные стороны. Если по петле пропустить ток, то вокруг каждой её части возникнут магнитные поля, которые, взаимодействуя с полем постоянного магнита, отклоняют проволочки петли (по правилу правой руки) в разные стороны и, таким образом, повернут зеркальце 3 на определенный угол по отношению к исходному положению.

Если ток, протекающий по петле, будет менять направление, то зеркальце тоже будет менять положение, величина угла отклонения

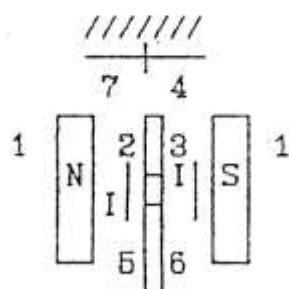


Рис. 5. Устройство шлейфного гальванометра.

зеркальца будет изменяться пропорционально силе тока, и световой луч оставит на движущейся фотобумаге след - осциллограмму.

Осциллограмма - это кривая изменения измеряемых процессов во времени.

Масса зеркальца меньше массы струйного гальванометра, а инерция свет меньше инерции чернильной струи, поэтому быстродействие осциллографа выше и достигает 5 - 10 кГц.

Применение бумаги, чувствительной к ультрафиолетовым лучам и не реагирующей на лучи видимой части спектра, позволило регистрировать изменения электрических процессов в аналоговом режиме. В частности, бумага типа УФ 67 или УФО не требует последующей фотохимической обработки и не нуждается в "мокром" проявлении.

Электронный осциллограф предназначен для визуального наблюдения электрических сигналов. Позволяет наблюдать форму исследуемого сигнала, а также измерять его основные параметры - амплитуду, частоту и длительность. Преимущества - регистрирует быстро изменяющиеся процессы. Недостатки - нет документирования, отсутствует возможность длительного анализа быстро изменяющихся явлений.

Дискретные регистраторы. К ним относятся цифровые и алфавитно-цифровые печатающие устройства, приборы магнитной записи, регистраторы, графопостроители, а также персональные электронно-вычислительные машины (ПЭВМ). Наиболее приемлемым вариантом является использование в качестве регистрирующего измерительного устройства персональных компьютеров с аналого-цифровым преобразователем. Наличие персонального компьютера позволяет осуществлять накопление и хранение получаемой информации с дальнейшей её математико-статистической обработкой.

Контроль начинается с измерения, но не заканчивается им. Необходимо ещё знать, что измерять, уметь выбрать наиболее информативные (существенные) показатели и грамотно обрабатывать результаты наблюдений.

ЭЛЕКТРОТЕНЗОДИНАМОМЕТРИЯ

*Метод электротензодинамометрии (от лат. *tensor* - напряжение, растягивая) позволяет регистрировать и измерять усилия, развиваемые спортсменом при выполнении различных физических упражнений.*

Все тела под действием приложенных сил деформируются. Величина деформации упругого тела пропорциональна приложенному усилию.

В результате выполнения движения спортсмен оказывает механическое воздействие на спортивные снаряды, полы, дорожки и др., которые в результате этого взаимодействия деформируются.

Для того, чтобы измерить величины развиваемых спортсменом усилий, используют специальные тензодатчики, преобразующие величины механической деформации в электрический сигнал.

В основе работы тензодатчика лежит явление *тензоэффекта* - свойства некоторых материалов изменять электрическое сопротивление под влиянием деформации.

Мостовая схема измерения сопротивления. При приложении измеряемого усилия к силоизмеряемому элементу, вместе с его деформацией в рабочем направлении происходит и деформация наклеенного на него тензодатчика. Как правило, изменение сопротивления тензодатчика не превышает 2% от номинала.

Чтобы уловить столь малые изменения сопротивления и преобразовать механические деформации в электрический сигнал, используют чувствительные измерительные схемы - схемы электрического моста.

Элементарная принципиальная схема электрического моста состоит из четырех сопротивлений R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , включенных по схеме, указанной на рис. 6.

К одной диагонали моста подводится питающее напряжение. В другую диагональ моста включается тензоусилитель.

Сопротивления, включенные в мост - это тензодатчики или рав-

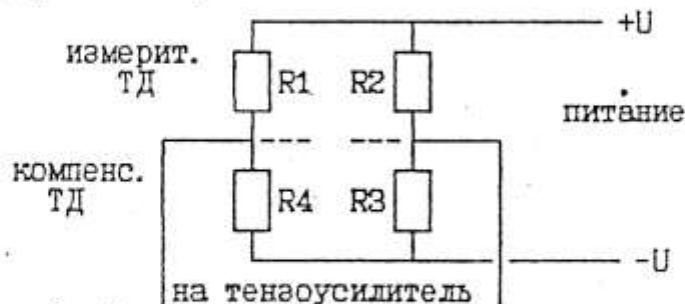


Рис. 6. Схема термокомпенсированного моста.

ные им другие сопротивления. Датчик, наклеенный на силоизмерительный элемент, деформирующийся вместе с ним, называется измерительным (рабочим, активным) тензодатчиком.

При выполнении условия (2), произведения величин сопротив-

$$R_1 \cdot R_3 = R_2 \cdot R_4 \quad (2)$$

лений противоположных плеч моста равны между собой, мост будет сбалансирован (для плавного уравнивания моста хотя бы одно сопротивление должно быть переменным), т.е. ток в диагонали моста, в которую включен тензоусилитель, будет отсутствовать.

Пусть R_1 , включенное в одно из плеч моста представляет собой измерительный тензодатчик (наклеенный на силоизмерительный элемент и воспринимающий деформацию от измеряемого усилия). В результате деформации сопротивление тензодатчика изменяется на величину ΔR и становится равным (3).

$$R_1 = \Delta R + R_1 \quad (3)$$

Как только изменяется сопротивление одного из плеч моста, равенство (4) нарушается, мост выходит из состояния баланса (4) и

$$(R_1 + \Delta R) \cdot R_3 = R_2 \cdot R_4 \quad (4)$$

в диагонали моста, подключенной к тензоусилителю, потечет ток, пропорциональный изменению сопротивления ΔR тензодатчика. Но, так как ΔR пропорционально приложенному усилию, сила тока (напряжение) будет давать информацию о величине измеряемого усилия.

Сопротивление тензодатчика изменяется не только от деформации, но и от колебаний температуры. Для уменьшения самой существ-

вешной для тензодатчиков температурной погрешности в соседнее плечо моста должен быть включен такой же тензодатчик, помещенный в те же температурные условия, что и рабочий тензодатчик, но не подвергаемый деформации. В этом случае при изменении температурных условий будет происходить одновременное изменение сопротивлений соседних плеч моста, равенство (4) нарушаться не будет и мост не выйдет из состояния равновесия при колебаниях температуры. Тензодатчик, служащий целям температурной компенсации, называется компенсаторным.

Обычно для увеличения мощности и надежности сигнала используют несколько измерительных (рабочих) тензодатчиков, соединяя их последовательно или параллельно в одном плече моста. При этом количество и схема соединения измерительных тензодатчиков определяются условиями работы силоизмерительного элемента.

Конструктивное исполнение силоизмерительного узла. Очень важно выбрать правильно силоизмерительный элемент и место фиксации на нем тензодатчика, так как он фиксирует изменение относительного удлинения на том участке силоизмерительного элемента, где он наклеен. Обычно в тензоизмерениях применяются силоизмерительные элементы, работающие на изгиб. Изгибающий момент силоизмерительного элемента зависит от точки приложения силы и будет максимальным, если сила приложена посередине силоизмерительного элемента.

Если измеряемая сила перемещается по длине силоизмерительного элемента, необходимо принять меры для исключения влияния изменения места приложения силы на результат измерения. Наиболее просто это достигается:

- применением силоизмерительного элемента равного сопротивления (изгибающий момент будет постоянным независимо от места приложения усилий);
- стандартизацией условий измерения усилий.

Для стандартизации условий измерения усилий силоизмерительный элемент помещают в металлическую специальную капсулу (тензо-чашечку с крышкой), размеры которой зависят от размеров объекта измерения. Внутри капсулы имеется барьер, на котором располагается силоизмерительный элемент в виде стальной балки.

Между ней и отверстием на крышке чашечки имеется металлический шарик, воспринимающий воздействие среды. На упругую балку наклеены малобазные тензодатчики, способные реагировать на ее деформацию и передавать соответствующие сигналы на измерительные

устройства.

В зависимости от задач измерения тензодатчик может быть помещен в спортивную обувь, спортивные снаряды, а также размещен на теле спортсмена.

Так например, система тензодатчиков для регистрации опорных реакций в прыжках и беге выполнена в виде стельки с вмонтированными в нее металлическими капсулами (чашечками), в которых заключены силоизмерительные элементы с наклеенными на них тензодатчиками. Посредством каркасов капсул достигается прочное соединение воспринимающего элемента с чувствительным тензодатчиком, нагрузка на который передается с помощью шарика. Это обеспечивает независимость измерения величины мышечных усилий от места его приложения к поверхности воспринимающего силоизмерительного элемента. Четыре капсулы размещены в стельке в тех местах, которые несут наибольшую нагрузку при беге и прыжках. Толщина стельки 7-8 мм, вес - 60 г.

В большинстве случаев тензодинамометрическая аппаратура используется непосредственно для определения силовых характеристик спортивных движений и изучения на основе этих характеристик динамической структуры двигательных действий и эффективности движений в целом. При этом в зависимости от задач различают универсальные и частные методики электротензодинамометрии.

Универсальные методики электротензодинамометрии. В настоящее время широкое распространение получили тензоплатформы. Наиболее известные из них - электротензодинамометрический комплекс "Модуль" (площадь 0,56 м²) производства ВИСТИ и тензоплатформа фирмы "Кислер" (площадь 0,48 м²).

Такие платформы могут размещаться на дорожках стадионов, под тяжелоатлетическими помостами, в местах отталкивания спортсменов от опоры при выполнении физических упражнений. С помощью динамометрических платформ измеряются биомеханические параметры опорных взаимодействий спортсменов в процессе бега, ходьбы, прыжков в длину и высоту, прыжков на лыжах с трамплина, прыжков в воду, гимнастике и др.

Условия эксплуатации платформы в процессе исследований и биомеханического контроля в различных видах спорта требуют дополнительных мер и приспособлений. Так, например:

- при контроле техники метаний (молота, диска, ядра) на платформу целесообразно уложить специальный круглой формы настил

(сектор) с ограничительными элементами;

- при исследовании старта в спринте на рабочей поверхности платформы устанавливают стартовые колодки и др.

Целесообразно одновременное использование вместе с динамометрической платформой других методов регистрации внешней картины движений (гониометрия, кинематография и видеозапись движения).

Частные методы электротензодинамометрии. Тензометрирование в различных видах спорта предусматривает использование измерительных устройств для записи усилий, развиваемых при выполнении самых разнообразных физических упражнений. Основное требование при проектировании силоизмерительных устройств в различных видах спорта - четкая передача всего усилия на балку, к которой приклеены тензодатчики. Для циклических видов спорта, таких, как велосипедный, конькобежный, лыжный спорт, силоизмеритель устанавливается на педали велосипеда, на грузовую площадку лыжи под всю подошву ботинка. В беговых и фигурных коньках силоизмеритель проектируется так, чтобы он полностью заменял передние и задние стойки. Для плавания можно сконструировать перчатки с тонким силоизмерителем на ладони и с помощью такого устройства фиксировать силу, частоту и интенсивность гребка. В гребле датчики можно наклеивать прямо на весло. Для ударных видов спорта, таких как теннис, датчики можно клеить на ракетку (в шейке). То же самое можно делать при прыжках в воду, наклеивая датчики на доску перед средней опорой. В гимнастике датчики можно клеить на кольца, брусья, перекладину, мостик, и др. снаряды и тренажеры. В тяжелой атлетике датчик лучше располагать непосредственно на штанге.

СТАБИЛОГРАФИЯ

Трудовая и спортивная деятельность в значительной степени определяются способностью экономично и с высоким рабочим эффектом удерживать определенные позы, видоизменять их, добиваясь гармонии в движениях. Биомеханически рациональные движения и позы определяют конечный результат деятельности (и спортивной в том числе) и поэтому являются предметом пристального внимания специалистов. Еще в прошлом веке врач Ромберг ввел в клиническую практику визуальные наблюдения за вертикальным положением тела при стоянии, оценку степени колебания тела и дрожания конечностей.

Координация вертикального положения тела при стоянии являет-

ся индикатором функционального состояния организма человека, его здоровья, оценки устойчивости в более сложных позах тела.

В настоящее время задача дальнейшего роста спортивных результатов уже не может эффективно решаться только путем увеличения интенсивности и объема учебно-тренировочного процесса. Необходим поиск новых путей повышения его качества. Одним из таких путей является исследование и оценка биомеханических резервов спортивной техники, изучение резервов на основе более глубокого проникновения в биомеханическую сущность элементов спортивной техники как одного из основных способов решения двигательной задачи.

Спортивную технику можно рассматривать как совокупность отдельных поз, принимаемых спортсменом в процессе решения двигательной задачи. Различают два основных типа поз: статические и динамические.

Спортивная техника рассматривается как программа чередования статических и динамических поз спортсмена, поэтому биомеханическим анализом спортивной техники является исследование и оценка статических и динамических поз тела спортсмена.

В каждой из спортивных специализаций есть множество примеров статических поз. К ним относятся различные стойки, висы, упоры в спортивной гимнастике, стартовые позы в легкой атлетике, плавании и других локомоторных видах спорта, позы штангиста, стрелка и др. Роль этих поз как элемента спортивной техники может быть совершенно различной: если рассматривать три основные фазы движения (начальную, промежуточную и конечную), то в зависимости от принадлежности исследуемой статической позы к одной из этих фаз можно конкретно оценить ее роль в эффективном решении двигательной задачи. О значительной роли статических поз в спорте говорит и тот факт, что в соревнованиях судейскими правилами регламентируется фиксация статических поз.

Процесс сохранения позы - сложный процесс управления и регуляции. Тело человека можно представить как многозвенную механическую систему, состоящую из недеформируемых звеньев: головы, туловища, плеча, предплечья, кисти, бедра, голени и стопы (для обеих сторон). Эти звенья соединены при помощи шарниров, в которых действуют суставные моменты, обеспечивающие жесткость статической позы.

Растет сложность и структурное разнообразие упражнений спор-

тивной и художественной гимнастики, спортивной акробатики. Только за последние годы сложность соревновательных программ возросла в 2-3 раза. Необратимо прогрессирует структурное разнообразие типа движений, протекающих в различных условиях поддержания *статодинамической устойчивости (СДУ)*, при ограниченной и подвижных опорах, при переходе от статического положения тела к динамическому и, наоборот, нарушении зрительных ориентиров, вестибулярной нагрузке, в ортоградном положении тела и перевернутом, на плечах и руках спортсменов - партнеров, резкой смене точек баланса, при выполнении упражнений на гимнастических снарядах и с гимнастическими предметами и др.

Методика стабиллографии в последние годы, кроме исследования биомеханических основ устойчивости, приобрела ряд новых "специальностей", таких как изучение функционального состояния организма спортсмена, переносимости тренировочных нагрузок по показателям координации вертикального положения тела, профотбор и др.

При всей сложности электронного комплекса аппаратуры, входящей в метод стабиллографии, спортсмен во время измерений не обременяется прикреплением датчиков к биоэлементам тела, ему лишь необходимо встать на стабиллографическую платформу и выполнить контрольный тест на равновесие либо гимнастическое упражнение.

Способность сохранять равновесие - одно из важнейших условий жизни человека, в том числе и его спортивной деятельности. Методика, обеспечивающая возможность количественного и качественного анализа устойчивости стояния, называется стабиллографией (stable - устойчивый, авг.). Кривая изменения координат ОЦМ тела при сохранении устойчивости стояния называется стабиллограммой.

Метод стабиллографии не только изучает биомеханические характеристики движения, но и по показателям СДУ позволяет:

- количественно оценить устойчивость тела спортсмена и системы тел;
- контролировать обучение в спортивной и художественной гимнастике;
- проводить тестирование функционального состояния спортсмена перед соревнованием;
- определять переносимость тренировочных нагрузок;
- производить профотбор;
- фиксировать факт употребления спортсменом некоторых фармакологических средств и алкоголя.

Условия равновесия. Состояние статической системы, находящейся под действием приложенных к ней сил, это состояние системы, при котором координаты всех ее точек постоянны по отношению к неподвижной системе отсчета.

Для уравнивания действия на тело всех сил необходимо, чтобы главный вектор и главный момент внешних сил были равны нулю, а все внутренние силы обеспечивали сохранение позы. Если до приложения уравнивающих сил и их моментов тело двигалось, то оно не изменит этого движения. Это частный случай уравнивания сил, но не сохранения положения (можно сохранить позу, но не положение в движении без опоры).

Виды равновесия. Вид равновесия тела определяется по действию силы тяжести в случае малого отклонения в положении тела:

- **устойчивое** - возвращение тела в прежнее положение при любом отклонении (при малом отклонении тела его общий центр масс (ОЦМ) поднимается вверх и сила тяжести образует момент, направленный на восстановление положения. Оно характерно для верхней опоры);

- **ограниченно устойчивое** - возвращение тела в прежнее положение только при отклонении в определенных границах (при нижней опоре тело можно отклонять лишь до тех пор, пока линия тяжести (или проекция ЦМ на горизонтальную плоскость) не дойдет до границы площади опоры. До этой границы сила тяжести образует момент устойчивости, который может восстановить положение равновесия. Если же продолжать опрокидывание тела, то перейдя эту границу момент силы тяжести станет уже опрокидывающим моментом);

- **безразличное** - при любом отклонении ОЦМ не меняет высоты расположения, момента силы тяжести не возникает (шар на горизонтальной поверхности). У человека такое равновесие может быть только в невесомости (под водой).

Равновесие устойчивое наблюдается только при верхней опоре (в висах), а ограниченно - устойчивое при нижней опоре.

Устойчивость. Степень устойчивости тела человека характеризуется его статическим показателем, - коэффициентом устойчивости (способность сопротивляться нарушению устойчивости), а также динамическим - углом устойчивости (способностью восстанавливать положение).

Коэффициент устойчивости ($K_{уст}$) равен отношению момента устойчивости ($M_{уст}$) к моменту опрокидывания ($M_{опр}$), а $M_{уст}$ равен

произведению силы тяжести (G) на ее плечо (d) относительно линии опрокидывания в самом начале отклонения от положения покоя. По мере увеличения отклонения плечо силы тяжести укорачивается и момент устойчивости становится меньше.

Мопр равен произведению опрокидывающей силы (F_{opr}) на ее плечо (h) относительно той же линии опрокидывания (5). Когда Куст больше единицы, тело не опрокинуть. Куст - характеризует способность тела своей силой тяжести сопротивляться опрокидыванию в данных условиях.

$$\text{Куст} = \text{Муст}/\text{Мопр} = G \cdot d / F_{opr} \cdot h \quad (5)$$

Угол устойчивости образован линией действия силы тяжести и прямой, соединяющей центр тяжести с соответствующим краем площади опоры. Физический смысл угла устойчивости - чтобы отклонить тело до положения, когда его ОПМ окажется над линией опрокидывания и возникнет неустойчивое равновесие, нужно повернуть его в соответствующей вертикальной плоскости на определенный угол. Угол устойчивости показывает, в каких пределах еще действует момент устойчивости.

Статический и динамический показатели устойчивости применимы для оценки положения только твердого тела. Для человека надо учитывать еще ряд обстоятельств:

- поверхность опоры всегда больше площади эффективной опоры. Это значит, что линия опрокидывания всегда расположена внутри границы поверхности опоры;

- тело человека при попытке опрокидывания чаще всего не сохраняет позы.

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**:

- **удерживающая работа** - против момента силы тяжести;
- **укрепляющая работа** - против сил тяжести, действующих на разрыв;

- **фиксирующая работа** - против сил тяги мышц - антагонистов и других сил, силы мышечной тяги лишают авено возможности движения, действуя друг против друга по направлению, но совместно по задаче.

Под устойчивостью принято понимать способность тела сохра-

нять первоначальное состояние равновесия неизменным при стремлении вывести его из этого состояния.

Для оценки степени устойчивости тела служит понятие конуса устойчивости. Он образуется при обходе по контуру площади опоры прямой линией, соединяющей ОЦМ тела и край опоры. Угол при вершине конуса устойчивости характеризует запас статической устойчивости тела. Чем больше угол устойчивости, тем более устойчиво равновесие этого тела.

Условия устойчивости тела человека. Устойчивость тела человека определяется его возможностями активно уравнивать возмущающие силы, останавливать начинающееся отклонение и восстанавливать положение.

Уравнивание в живых организмах происходит главным образом активно. Силы тяги мышц (уравнивающей силы) никогда не бывают постоянными. Это зависит от неупорядоченного включения и выключения групп мышечных волокон при напряжении мышц. Поэтому устойчивость тела человека характеризуется *равновесием колебательного типа*.

Так как человек может использовать для сохранения положения тела только площадь эффективной опоры, то ей соответствует находящаяся под ней зона сохранения положения. Человек может расположить ОЦМ своего тела в любом месте этой зоны и сохранять положение. Величина *зоны сохранения положения (ЗСП)* зависит от физических сил человека (возможности сохранения позы) и уровня его технической подготовленности (навыка сохранения положения). В пределах этой зоны он может остановить начавшееся отклонение.

Внутри ЗСП можно выделить меньшую зону положения ОЦМ тела - оптимальную. В пределах ее человек лучше всего сохраняет требуемое положение. Когда колебания тела выводят ЦМ из оптимальной зоны, устойчивость еще достаточная, но требует более значительных усилий.

И лишь, когда колебания тела выведут ОЦМ тела за пределы ЗСП, наступает опрокидывание. Без дополнительного внешнего воздействия падение неизбежно. Человек, стремясь сохранить положение (даже утратив равновесие), с помощью активных действий еще может восстановить положение в известных пределах отклонения. *Зона восстановления положения (ЗВП)* - это область, в которой уже невозможно статическое равновесие, но из которой человек способен активными действиями вернуться в заданное положение.

Размеры всех зон (оптимальной, зоны сохранения и зоны восстановления положения) индивидуально очень различны. Они зависят от уровня развития физических качеств, двигательных навыков, физического и эмоционального состояния спортсмена.

Управление сохранением положения. Сохранение положения тела спортсмена достигается управлением уравнивающими и восстанавливающими силами при компенсаторных, амортизирующих и восстанавливающих движениях.

Компенсаторные движения направлены на предупреждение выхода ЦМ тела за пределы ЗСП. Эти движения выполняются одновременно с отклонениями и автоматически.

Амортизирующие движения уменьшают действия возмущающих сил. Это уступающие движения, направленные в сторону действия возмущающей силы. Они замедляют начавшееся отклонение и останавливают его. Их выполняют одновременно с действием возмущающихся сил.

Восстанавливающие движения направлены на возвращение ОЦМ тела в зону сохранения положения из зоны восстановления положения:

- либо под действием внешней силы переместить ОЦМ в зону сохранения равновесия;

- либо переместив точку опоры, "подвести" ее под ОЦМ тела.

Нередко приходится сочетать два, а то и три способа сохранения и восстановления положения в виде одного комбинированного действия.

Задача управления статической позой заключается в сведении к минимуму мышечных усилий для достижения максимальной устойчивости. Этого достигают люди, обладающие высокой координацией движений (спортсмены, артисты цирка и балета, космонавты и др.) .

Оценка устойчивости тела спортсмена. При удобной стойке у здоровых людей вертикаль, опущенная из ОЦМ тела проходит впереди оси голеностопных суставов ($X_g = 40-50$ мм), слегка впереди оси коленных суставов ($X_k = 5-15$ мм) и несколько позади тазобедренных суставов ($X_t = 10-30$ мм). Голени отклонены от вертикали на $4-5^\circ$. Ноги согнуты в коленных суставах на $2-3^\circ$. Чаще всего проекция ОЦМ тела не совпадает с сагитальной плоскостью тела, отклоняясь от нее в ту или иную сторону. В связи с этим нагрузка каждой конечности даже при удобном стоянии колеблется в пределах $50 \pm (3-6)\%$ веса тела.

При продолжительном стоянии асимметрия нагрузки может достигнуть еще больших величин. Из рассмотрения удобной стойки вид-

но, что вес авеньев создает статические моменты относительно ряда суставов. Так, действие силы веса направлено на разгибание тазобедренных и коленных суставов и вызывает тыльное сгибание в голеностопных суставах.¹ В соответствии с законами статики для равновесия тела необходимо выполнить два условия (6).

$$F_i = 0; \quad M_i = 0. \quad (6)$$

т.е. сумма всех сил (F_i), действующих на тело и сумма моментов (M_i) этих сил относительно оси вращения в суставах равнялась бы нулю.

Сохранение устойчивости человека - сложной биомеханической системы представляет трудную задачу регуляции, зависящую от состояния анализаторов равновесия. Известно, что в удерживании вертикальной стойки принимают участие все сенсорные системы, но какова роль каждой из них, количественно оценить сложно. В зависимости от конкретной ситуации в регуляцию позы включаются различные анализаторы или группы анализаторов, которые могут быть подразделены на 4 типа:

- зрительный;
- вестибулярный;
- тактильный;
- проприоцептивный.

Из физиологии известно, что мышечное напряжение не может быть постоянным, момент силы вариативен, а поэтому в каждом суставе при удерживании равновесия будет иметь место квазистатическое состояние или условно статическое равновесие. Под этим понимается регулирование величины момента мышечной силы вокруг некоторого условно принятого равновесного положения.

Качественная оценка высокой степени устойчивости определяется малыми колебаниями ОЦМ тела, а никакая - соответственно большими отклонениями. Условиями оптимизации механизма регуляции позы следует считать минимизацию длины пути, описываемого проекции ОЦМ тела в плоскости опоры, а значит и уменьшение до минимума работы по перемещению центра тяжести.

Количественно устойчивость оценивают средней амплитудой колебаний проекции ОЦМ тела в плоскости опоры, а также частотным спектром колебаний.

В спектре колебаний ОЦМ тела выделяют три группы частот:

1. Медленные колебания с частотой 1-3 в минуту и амплитудой более 10 мм;

2. Основные колебания с частотой 23-25 в минуту (0,4 Гц) и амплитудой 3,5 мм;

3. Малые колебания с частотой 0,6 Гц и амплитудой до 1 мм.

Частота колебаний в стабиллограмме наблюдается до 4 Гц, что соответствует собственной частоте свободных колебаний тела.

Средняя амплитуда колебаний за весь исследуемый промежуток времени находится, как сумма n модулей максимальных амплитуд в каждом из N интервалов (7).

$$\bar{X} = 1/n \sum (X_i \max); \quad \bar{Y} = 1/n \sum (Y_i \max); \quad (7)$$

Полное перемещение ОЦМ тела в плоскости опоры определяется

$$A_i = X_i + Y_i \quad (8)$$

Характеристикой колеблемости тела служит длина пути траектории движения проекции в плоскости опоры, которую можно измерить курвиметром. Оптимизация функции равновесия соответствует минимизации длины линии стабиллограммы.

Расчет основных показателей устойчивости. *Равновесие* - способность спортсмена сохранять устойчивое положение в различных динамических и статических упражнениях. Контроль за равновесием осуществляется на стабиллографическом комплексе измерением амплитудно-частотных характеристик стабиллограммы в тестовых позах. Лучшим считается равновесие у того спортсмена у которого колебания ОЦМ происходят с наименьшей амплитудой и наибольшей частотой.

Амплитуда (A) - размах колебаний между крайними значениями (между самой низкой и самой высокой точками) или величина отклонения от средней (нулевой) линии.

Частота (V) - среднее число периодов колебаний за единицу времени, измеряется в герцах (Гц).

$$V = n/t \quad (9)$$

где t - временной интервал между двумя одинаковыми точками периодического сигнала, измеряется в с, мс, мкс; n - количество колебаний за определенный интервал.

Порядок расчета:

а) - на стабиллограмме отмечаем фиксированный временной интервал $T = 5$ сек. Его длина определяется скоростью протяжки

$$L = T \cdot V \quad (10)$$

где: V - скорость протяжки; $L = 5 \text{сек} \cdot V \text{пртяж}$, либо по отметкам времени, которые предназначены для нанесения масштаба времени на осциллограмму.

б) - определяем частоту по формуле (9), для чего подсчитываем количество пиков n на временном интервале 5 сек. Частота колебаний определяется отношением вершинок (пиков) стабиллограммы ко времени фиксации заданной позы.

в) - определяем средний период колебаний

$$t = 1/V = 5/n \quad (11)$$

г) - определяем среднюю амплитуду колебаний A (для чего измеряем высоту отдельных колебаний $h_1, h_2, h_3, \dots, h_n$ в миллиметрах на 5-секундном интервале) по формуле (12).

$$A = \frac{\sum h_i}{n} \cdot k = \frac{h_1 + h_2 + h_3 + \dots + h_n}{n} \cdot k \quad (12)$$

где $k = \frac{A_k}{A_l} = \frac{10 \text{ см}}{5 \text{ см}};$

A_k - амплитуда калибратора,
 A_l - амплитуда отклонения
 луча на фотобумаге.
 k - масштабный коэффициент
 по амплитуде.

Иногда анализируют длину стабиллограммы по каждой оси отдельно, расчёт длины стабиллограммы может быть произведен курвиметром. Считывается общая протяженность стабиллографической кривой колебаний тела испытуемого за определенное время.

Возможна регистрация годографов стабиллограммы (перемещение ОЦМ тела спортсмена в плоскости XOY) с помощью графопостроителя, светолучевого осциллографа или на экране ПЭВМ.

АКСЕЛЕРОМЕТРИЯ

Результатом действия силы на какое-либо тело может быть деформация тела и его ускорение (изменение количества движения). В соответствии с этим все силоизмерительные устройства делятся на два типа:

- измеряющие деформацию тела, к которому приложена сила (динамометрический метод);
- измеряющие ускорение подвижного тела (акселерометрия).

Акселерометрия (от латинского *accelerare* - ускорять) - методика, позволяющая измерять ускорение ОЦМ тела спортсмена и отдельных его биоэлектрических потенциалов при выполнении упражнений.

Акселерометр предназначен для измерения ускорений. Работа такого датчика основана на измерении силы инерции, возникающей при движении.

Измерение ускорения происходит в два этапа:

- механическое измерение ускорения;
- преобразование механического перемещения массы датчика в электрический сигнал.

Если на тело не действует внешняя сила, то оно находится в состоянии покоя или равномерного прямолинейного движения. (первый закон Ньютона). Это свойство называется инерцией тел. Из первого закона Ньютона следует, что любое изменение состояния движения обусловлено действием сил. Связь между силой и вызванным ускорением (изменением количества движения) устанавливает второй закон Ньютона.

Из второго закона Ньютона следует:

- ускорение тела (величина изменения скорости в единицу времени) пропорционально силе, действующей на тело;

$$a = F/m \quad (13)$$

- отношение величины силы, действующей на тело, к приобретенному телом ускорению постоянно для данного тела. Масса тела является неизменной характеристикой данного тела, не зависящей от его местоположения.

Масса характеризует два свойства тела:

- **инерция** - тело изменяет состояние своего движения только под действием внешних сил;
- **тяготение** - между телами действуют силы гравитационного притяжения. Масса характеризует свойство любого вида материи быть инертной и тяжелой, т.е. принимать участие в гравитационных взаимодействиях.

Виды ускорений. **Ускорение** - величина изменения скорости в единицу времени. Ускорение - векторная величина, обозначается a , измеряется a в m/s^2 . Различают **линейное** (при поступательном движении, обозначается a) и **угловое** (при вращательном - ω), оно может быть с положительным, отрицательным знаками, а также равно 0 (рис. 7). Переход от углового ускорения к линейному осуществляется по формуле (14)

$$a = \omega \cdot R \quad (14)$$

V	$\left. \begin{array}{l} a = 0 \\ \hline a \quad V = \text{const} \end{array} \right\} t$	$\begin{array}{l} +a - \text{ускорение} \\ -a - \text{замедление} \end{array}$	$a = \frac{Vt - V_0}{t} \quad (15)$
---	---	--	-------------------------------------

Рис. 7. Виды ускорений.

Одной из наиболее важных кинематических характеристик движения является линейное ускорение. Линейные ускорения точек тела человека изменяются в широком диапазоне значений. Знание основных видов ускорений позволяет правильно формировать технику выполнения упражнений, создать эталоны, характеризующие отдельные виды ускорений.

Основные виды ускорений в практике спорта:

- **ударное ускорение.** Изменяется в диапазоне от 10 до 30g - большие перегрузки (от 100 до 300 м/с²), частота до 1 кГц. 20% измерения ускорений в спорте происходит в этом диапазоне. Отдельные биозвенья выдерживают большие перегрузки (кости выдерживают 6-8 тысяч Н на излом, мышцы и сухожилия значительно меньше). Все тело выдерживает перегрузки 4g - максимум 5g, это определяется самым слабым в этом отношении звеном, а именно - головой. Ударные ускорения - это отталкивания в прыжках (особенно в тройном на 2-м шаге), различные удары, приземления в гимнастике в упражнениях с большой амплитудой (соскок с перекладины с передётом). Ударные ускорения возможны и в некоторых упражнениях с малой амплитудой (сальто на бревне - жесткая опора, необходимость сохранять равновесие, приземление на одну ногу). При ударных ускорениях используются пьезоакселерометры АВС-036 с очень низкой чувствительностью 0,05 мв/g.

- **линейное ускорение.** В этом диапазоне от 1,5 до 10g производится 70% измерений ускорений в практике спорта. Линейное ускорение является одной из наиболее важных кинематических характеристик, измеряется в весьма широком диапазоне значений. Например, в начальной фазе замаха ноги или руки перед ударом ускорение может достигать 200 м/с², а в фазе контакта с мячом за тысячные доли секунды оно падает до 1000 м/с². Ускорение ОЦМ тела спортсмена изменяется в пределах (+)100 м/с². Поэтому для достижения максимальной точности определения ускорения акселерометры подбираются по своим характеристикам для измерения вполне конкретных классов движений (датчик АНС - 014, чувствительность 10 - 15 мв/g).

- **ускорение микроперемещений ОЦМ тела** от 0 до 0,5g, частота 2-10 Гц. Микроперемещения ОЦМ - это упражнения, связанные с сохранением равновесия. Это колебания с большой частотой и малой амплитудой вокруг положения равновесия. Именно так, совершая колебания с большой частотой и малой амплитудой вокруг положения

равновесия, артист цирка делает стойку на одной руке на незакрепленной лестнице. У новичков - большая амплитуда и малая частота.

Механическое измерение ускорения. К исследуемому объекту прикрепляется датчик, состоящий из малой массы "m" на упругом подвесе определенной жесткости "c". Движение объекта с ускорением "a" обуславливает возникновение в акселерометре силы инерции, которая уравновешивается упругой силой подвеса. Так как масса датчика "m" и жесткость "c" - величины постоянные, то перемещение массы датчика будет пропорционально линейному ускорению объекта. В то же время относительное перемещение массы датчика равно деформации упругой связи, значит, измеряя эту деформацию, можно определить искомое ускорение объекта. Коэффициент пропорциональности "k" между измеренной деформацией упругого элемента и измеренным ускорением определяется при тарировке (16).

$$\Delta L = \Delta F = k \cdot m \cdot a \quad (16)$$

где ΔL - величина деформации;

ΔF - величина измеряемого усилия.

Преобразование механического перемещения массы датчика в электрический сигнал производится с помощью так называемых вторичных измерительных преобразователей. Это могут быть реостатные, индукционные, пьезоэлектрические и тензочувствительные преобразователи. Наибольшее распространение в спорте получили датчики ускорения, использующие тензoeffект и пьезoeffект.

Тензочувствительные или пьезокристаллические пластинки наклеиваются на упругий элемент. Под действием ускорения сила инерции массы датчика изгибает балочку (упругий подвес) в плоскости наименьшей жесткости, и тензодатчик преобразует деформацию балочки в электрический сигнал.

Тензоакселерометр в виде консольной балочки с грузом на конце позволяет весьма просто изготовить трёхкомпонентный датчик ускорения, с помощью которого можно измерить три составляющие вектора ускорения. Упругие элементы (балочки) ориентированы так, что оси чувствительности акселерометра направлены по трём взаимноперпендикулярным осям направления.

Преобразование механического перемещения массы датчика в электрический сигнал. Преобразование механического перемещения массы датчика в электрический сигнал производится с помощью так называемых вторичных измерительных преобразователей. Это могут быть реостатные, индукционные, пьезоэлектрические и тензочувствительные преобразователи.

тивные преобразователи. Наибольшее распространение в спорте получили датчики ускорения, использующие тензоэффект и пьезоэффект.

Тензорезистивные или пьезокристаллические пластинки наклеиваются на упругий элемент. Под действием ускорения сила инерции массы датчика изгибает балочку (упругий подвес) в плоскости наименьшей жесткости, и тензодатчик преобразует деформацию балочки в электрический сигнал. Для регистрации деформации чаще всего тензодатчики включают по схеме, показанной на рис. Тензодатчик (ТД1) испытывает деформацию растяжения, а тензодатчик (ТД2) - сжатия, поэтому они расположены в смежных плечах моста и одновременно обеспечивают температурную компенсацию. Сигналы с измерительного моста поступают на вход тензоусилителя (рис. 8).

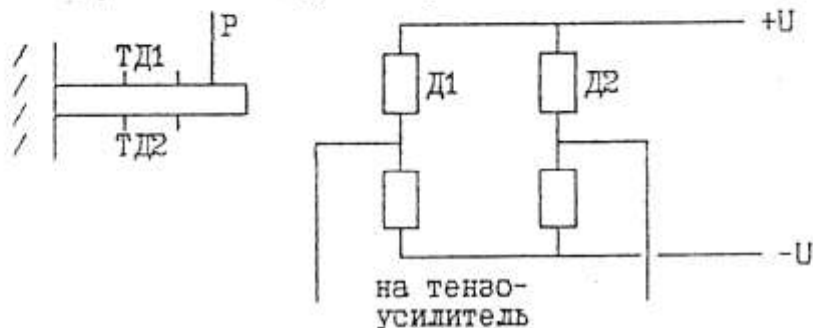


Рис. 8. Схема измерения деформации изгиба двумя датчиками.

Тензоакселерометр в виде консольной балочки с грузом на конце позволяет весьма просто изготовить трёхкомпонентный датчик ускорения, с помощью которого можно измерить три составляющие вектора ускорения. Упругие элементы (балочки) ориентированы так, что оси чувствительности акселерометров направлены по трём взаимно-перпендикулярным осям направления.

Конструкция трехкомпонентного акселерометра. Конструктивно акселерометр представляет собой плексигласовый куб размером 30·30·30 мм, в котором три одинаковых цилиндрических камеры выверлены продольно по трем взаимно-перпендикулярным осям относительно общей соматической системы координат человека - по осям абсцисс, ординат и аппликат.

Камеры заполнены демпфирующей жидкостью. В отверстия погружены стальные балочки равного сопротивления со свинцовой напайкой на свободном конце. На стальные балочки с двух сторон наклеено по тензодатчику, которые являются смежными плечами измерительного моста. Консольные балки располагаются в отверстиях во взаим-

но-перпендикулярных плоскостях. Выходы из всех трёх отверстий наглухо закрыть специальной пробкой с выводными проводами. Каждый акселерометр через тензоусилитель имеет выход на три канала осциллографа, и регистрация измерений происходит на одной ленте.

Датчик имеет специальные крепления, рассчитанные на его фиксацию на теле спортсмена. Таким образом, он представляет собой как бы относительно - неподвижную, жестко связанную с центром масс того или иного биоэлена пространственную координатную систему.

Тензоакселерометры регистрируют медленное движение с низкой частотой от 0 до 100 Гц.

Основными характеристиками акселерометров являются: диапазон чувствительности и предельная частота изменения измеряемых ускорений. Для биомеханических исследований подходят следующие акселерометры: ИС-318, 579; АВС-036, 032; АНС-014-02/03; ДУ-5; МП-02 В1, МП-02 В2.

Пьезоэлектрический акселерометр. Работа пьезоэлектрического акселерометра основана на физическом явлении пьезоэффекта.

Пьезоэффект - способность некоторых кристаллов (кварца, сегнетовой и поваренной соли) генерировать со своей поверхности электрические заряды при деформации (механическом воздействии) их кристаллической решетки.

В спорте для фиксации ударных нагрузок используются одноплоскостные пьезоакселерометры низкой чувствительности - 0,05 мв/г (рис. 9).



Рис. 9. Принцип действия пьезоакселерометра.

Пьезокристалл практически не деформируется и выдерживает нагрузку 10 - 40 г (тип АВС-036). Имеются высокочувствительные датчики 5 - 15 мв/г (тип АНС-014).

Особенности применения акселерометров. Применение акселерометрического метода несколько ограничено. Это связано с тем, что акселерометр измеряет не ускорение движущейся точки, а величину, равную разности проекций ускорения движения и ускорения силы тяжести на измерительную ось акселерометра.

Ускорение тяжести можно уменьшить, уменьшая массу инерционного груза, но пропорционально уменьшается и сила инерции, которую мы фиксируем.

В ряде случаев (в локомоциях и особенно в ударных движениях) величина ускорения ударного звена тела спортсмена более чем в 100 раз превышает проекцию ускорения силы тяжести. Поэтому при исследовании ударных движений можно пренебречь влиянием составляющей ускорения силы тяжести на результат измерения.

Для определения искомого ускорения нужно найти проекцию полного суммарного вектора ускорения подвижной (соматической) системы координат на неподвижную систему координат или знать угловое положение оси чувствительности акселерометра относительно вертикали в каждый момент времени. Это достигается тем, что одновременно с экспериментом проводится синхронная киносъемка, а в дальнейшем требуется громоздкая обработка результатов измерений, поэтому акселерометрия мало применима при вращательных движениях. Пример с вращением руки (ладони).

Обработка результатов измерений (акселерограмм). *Тарировка* датчиков ускорения осуществляется в заводских условиях на вибростенде - устройстве, создающем по трем координатным осям дозированное ускорение. Тарировка производится сравнением задаваемых (дозированных) ускорений стенда (эталон) по трем координатным осям с показателями проверяемого акселерометра во всем диапазоне его работы.

Исследуемое движение записывается на ленту осциллографа по каждой составляющей A_x , A_y , A_z отдельной осциллограммой. Первичный анализ акселерограммы движения состоит из анализа фазового состава движения и оценки максимальных значений линейного ускорения. Сначала на основании тарировочного графика определяют масштаб шкалы ускорений и исходя из скорости протяжки ленты или отметок времени - масштаб шкалы времени. Длительность отдельных фаз определяется путем сопоставления длительности записи их с масштабом шкалы времени.

Для биомеханического анализа движения характеристики интересны в сравнительном плане:

- при разных вариантах техники;
- разном уровне мастерства;
- различных индивидуальных данных спортсменов.

Изучение акселерограмм (на примере удара в теннисе) позволяет выделить следующие фазы ударного движения:

- фазу замаха, которая начинается с началом отведения ракетки назад и кончается в момент остановки ракетки в крайнем заднем положении;
- фазу ударных действий, которая заканчивается к моменту контакта ракетки с мячом;
- послеударную фазу (сопровождения).

Для объективного анализа сложных движений обязательным условием является получение результирующего вектора ускорения (17).

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (17)$$

где a_x , a_y , a_z - параметры значений векторов ускорений в трех плоскостях.

Для этого необходимо использование трехкомпонентного акселерометра. Для повышения точности измерения необходимо найти проекцию суммарного вектора ускорения соматической (подвижной) системы координат на неподвижную систему координат (при исследовании безударных процессов). При локомоциях - это траектория ОПМ тела, при метаниях и поднятии тяжестей - траектория центров тяжести спортивных снарядов и др.

Акселерометры закрепляют в ОПМ тела при локомоторных перемещениях и в центре массы (ЦМ) биоавена при изучении движений отдельных биоавенеев.

Измерительная система представляет собой аппаратный блок, который включает: акселерометр, согласующий усилитель и регистратор (рис. 10).

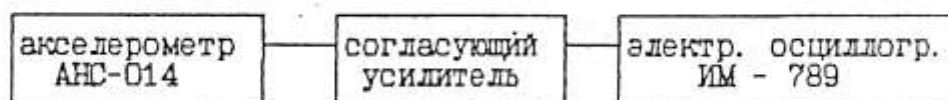


Рис. 10. Измерительная блок-схема акселерометрических исследований

ГОНИОМЕТРИЯ

Гониометрией (от слов *gonios* - угол, *metreo* - измерять, лат.) называется метод регистрации угловых перемещений в суставах. Величины суставных углов являются важными пространственными характеристиками движений. Непрерывный контроль за величинами суставных перемещений полезен:

- при изучении спортивной техники;
- при обучении спортсменов рациональной технике движений;
- для биомеханического анализа спортивных движений;
- для определения подвижности сочленений звеньев тела, их положений при различных позах, границ между позами движения;
- для оценки гибкости.

Подвижное соединение звеньев тела обуславливает их угловые перемещения. В зависимости от формы суставов движения могут осуществляться в одной или нескольких плоскостях. С изменением угла в суставе изменяется:

- длина мышцы (при этом сила тяги мышцы падает пропорционально квадрату уменьшения ее длины, т.е. максимальную величину тягового усилия мышца проявляет при своем наибольшем растяжении в пределах анатомической подвижности);
- плечо тяги мышцы относительно оси вращения;
- угол тяги мышцы.

Для измерения угловых перемещений звеньев тела человека используют различные способы. Измерить значение суставного угла, оценить уровень развития гибкости (амплитуду движения) можно следующими способами:

1. *Рентгенографическим.*
2. *Оптическим.*
3. *Механическим.*
4. *Механоэлектрическим.*

Рентгенографический метод позволяет определить теоретически допустимую амплитуду движения, рассчитав её на основании рентгенологического анализа строения сустава.

Оптические методы измерения гибкости основаны на применении фото-, кино-, видеорегистрации. На суставных точках тела спортсмена укрепляют датчики - маркеры, изменение их взаиморасположения фиксируется регистрирующей аппаратурой. Последующая обработка фотоснимков или фотопленки позволяет определить уровень развития

гибкости. Точность оптических методов невысока. Наиболее точным из оптических методов является стереоциклография. Точность оптических методов зависит от:

- погрешностей регистрирующей аппаратуры;
- способа крепления маркеров на суставных точках и величины их смещения при выполнении движения;
- погрешностей анализа кино-, фото-, видеоматериалов (при фотографировании - масштаб уменьшения - 10 раз).

Для непосредственного измерения значений суставных углов применяют приборы, называемые гониометрами. Они бывают двух типов: механические и электромеханические. Суставной угол в статическом положении можно измерить механическим гониометром. Он состоит из двух шарнирно-соединенных планок, которые закрепляются на сочлененных звеньях тела (плечо - предплечье, бедро - голень), а ось шарнира совмещается с осью сустава. Таким образом, угол, образованный двумя планками, характеризует суставной угол. Чтобы его измерить, на одной из планок крепят транспортир со шкалой, а на другой - указатель. Недостаток - измерение угла только в статике, при этом определяется максимальная подвижность в суставе.

Для регистрации изменения углов в суставах при движении используют электрогониометры, которые позволяют проследить за изменением суставных углов в различных фазах движения с большей точностью.

Система для регистрации суставных перемещений состоит из электрогониометра (датчика), источника питания и регистратора гониограмм. При этом величины угловых перемещений преобразуются в пропорциональные величины электрического напряжения. Среди датчиков наибольшее распространение получил потенциометрический датчик с линейной характеристикой. Они обеспечивают пропорциональность изменений регистрируемой величины (углового перемещения) и выходного электрического сигнала.

В потенциометрическом датчике ось потенциометра соединена с одной из крепежных планок датчика, а корпус - с другой. Конструкция крепежных элементов может быть различной, но в любом случае при проведении измерений планки закрепляются параллельно костям исследуемой кинематической пары, а ось потенциометра совмещается с осью исследуемого сустава. Крепление гониометров осуществляется в соответствии с анатомическими и биомеханическими особенностями исследуемой биокинематической цепи и имеет в каждом конкретном случае различную конструкцию. В общем виде универсальное крепле-

ние состоит из легких, гибких (пластмассовых) планок постоянного сечения, резиновых поясов для их удержания и посадочного гнезда. Посадочные гнезда и датчики, как правило, однотипные, длина же планок и поясов регулируется в зависимости от особенностей исследуемой кинематической биокинематической пары или цепи.

Потенциометр, изготовленный из графита или проволоки, включается в простейшую электрическую цепь, схема которой представлена на рис. 11.



Рис. 11. Схема (потенциметрическая) включения электрогониометра.

Сопротивления R_1 и R_2 между средним выводом (клемма 3) и любым из крайних выводов (клеммы 1, 4) изменяются по линейному закону пропорционально углу поворота оси потенциометра.

При изменении суставного угла полаунок (движок) потенциометра перемещается по окружности. Напряжение, снимаемое с клемм 1 и 3, зависит от положения полаунка в данный момент; если полаунок находится в положении 4, напряжение на выходе датчика равно напряжению источника питания, если в положении 1 - равно нулю. В промежуточных положениях напряжение на клеммах 1 и 3 изменяется от 0 до напряжения питания, и его величина пропорциональна изменению суставного угла.

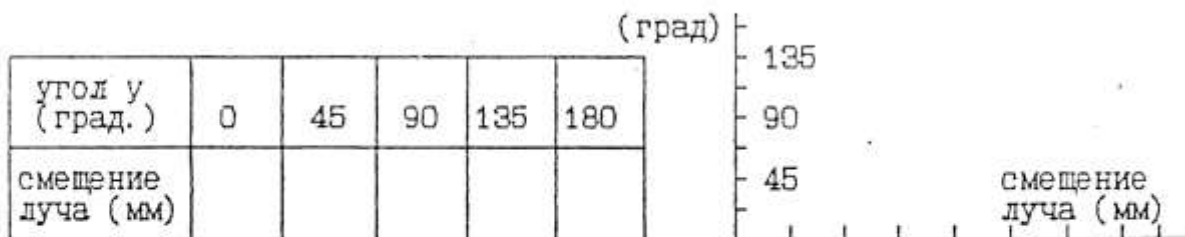


Рис. 12. Тарировочная таблица и график

Получаемый непрерывный электросигнал удобно регистрировать на самописце или шлейфном осциллографе. Перед началом работы гониометрическую установку необходимо оттарировать, т.е. опреде-

литель, на сколько смещается перо самописца при известных значениях (0° , 90° , 135° , 180°) суставного угла. Тарировка позволяет получать получаемые на ленте самописца значения суставного угла непосредственно в градусах (рис. 12).

В современных гониометрах процесс тарировки облегчается использованием потенциометров, оснащенных шкалой, показывающей угол поворота ползунка потенциометра. Погрешность потенциометрических гониометров зависит от ряда факторов:

- проволочные гониометры являются ступенчатыми (графитные и реохорды нет) из-за ступенчатого изменения сопротивления от витка к витку. Эта погрешность уменьшается с увеличением числа витков потенциометра на единицу измеряемой величины. Поэтому общее количество витков должно быть не менее 200;

- от стабильности блока питания;

- величина нелинейности статической характеристики гониометра изменяется в зависимости от схемы включения. Наименьшей нелинейностью обладает мостовая схема включения (рис. 13).

Гониометры, используемые в системе, выполнены в форме проволочных реохордов (типа ПЭ-11 с номинальным сопротивлением 50 ом) с линейным законом изменения сопротивления. На кинематическую пару надевается система шарниров, специально подобранных с учетом морфологических особенностей соответствующей части тела спортсмена.

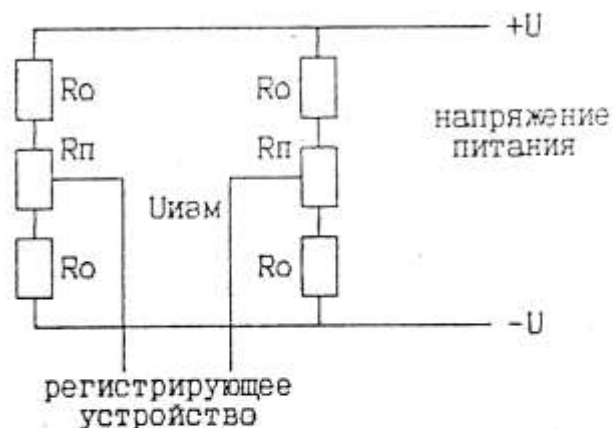


Рис. 13. Мостовая схема включения гониометра.

Механические элементы системы крепятся в соответствии с анатомическими особенностями частей и биоэлементами тела, сопряженных друг с другом суставами. Механическая часть системы гониометра построена по принципу экзоскелета, в каждом суставе имеется нес-

колько датчиков, оси которых располагаются в координатах, соответствующих координатам так называемых истинных суставных дулей научаемой биокинематической пары или многозвенной биокинематической цепи. Это позволяет синхронно регистрировать суставные экскурсии в нескольких плоскостях многих суставов, а также определять основные степени свободы практически во всех многозвенных биокинематических цепях.

Каждый датчик подключается к регистрирующему каналу осциллографа через усилительное согласующее устройство, включающее измерительный мост, согласующие электронные повторители, элементы коррекции и источник питания.

Регистрируемые показатели гибкости зависят от времени тестирования (в 10.00 гибкость меньше, чем в 16.00 - 18.00), от температуры воздуха (при 30°C гибкость больше, чем при 10° С). При повторных измерениях гибкости это нужно учитывать. Необходимо стандартизировать разминку (под влиянием её повышается температура мышц и соответственно повышается гибкость).

Коэффициент надежности большинства тестов гибкости составляет 0,85 - 0,95, а их информативность зависит от того, насколько амплитуда тестирующего движения совпадает с амплитудой соревновательного упражнения.

Эквивалентность тестов гибкости невелика, спортсмен, гибкий в одних движениях может иметь невысокие показатели гибкости в других.

ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ

В процессе жизнедеятельности организма возникают биоэлектрические сигналы, которые представляют собой сложные колебания несимметричной формы, называемые - биопотенциалами. Отражая физико-химические следствия обмена веществ, они являются информативными показателями течения физиологических процессов.

Тело человека имеет три основных взаимосвязанных электромагнитных поля с соответствующими биопотенциалами:

- сердца (ЭКГ);
- двигательного аппарата (ЭМГ);
- коры головного мозга (ЭЭГ).

Электромагнитное поле сердца человека непрерывно изменяется с частотой пульса, достигая максимума в момент сокращения сердечной мышцы. Это поле усиливается при физических упражнениях и эмо-

циональном возбуждении человека и ослабевает во время сна, отдыха, покоя. Метод ЭКГ - первой из всех биоэлектрических методов так как:

- сердце - жизненно важный орган;
- имеет четкий, не прекращающийся, определенный ритм работы ($f = 0,5 - 250$ Гц);
- достаточный по величине электрический сигнал (1 - 5 мВ);
- локальный очаг возбуждения биопотенциалов.

Метод ЭМГ возник позднее, только с появлением аппаратуры, позволяющей надежно улавливать биопотенциалы электрической активности скелетных мышц. У электромагнитного поля мускулатуры человека достаточно сложная конфигурация (у человека 532 мышцы). Оно искажается при малейшем изменении позы человека. Искажение электромагнитного поля может происходить даже при одной мысли о движении.

Биомеханические методы регистрируют лишь внешнюю картину движения, результат сложной координации нейро-моторной деятельности. По внешней структуре можно сделать заключение о его внутренней структуре. Однако, это путь косвенный и не всегда надежный.

Электромиография - способ регистрации биоэлектрической активности скелетных мышц, он позволяет заглянуть как бы внутрь процессов, происходящих в мышцах, получить ценную информацию о работе мышц при выполнении физических упражнений, широко используется при изучении спортивных движений.

Он принадлежит как биомеханике, так и физиологии и позволяет одновременно измерять биомеханические и физиологические параметры.

Электромиограммой называется кривая изменения биопотенциалов скелетных мышц. ЭМГ используется для определения степени участия различных мышц в движении, для изучения координации и уровня активности мышц. Она позволяет исследовать внутреннюю структуру двигательного акта и тем самым помогает выявлять наиболее рациональные и эффективные варианты спортивной техники.

Когда в 20 - 30 годах появились первые ЭМГ исследования, оказалось, что и без точных количественных оценок регистрация ЭМГ открыла внутреннюю структуру движений, возникла возможность оценки участия отдельных мышц в двигательном акте (как известно, в механограммах регистрируется активность всех, сопричастных к дан-

ному движению, мышцы).

Именно метод ЭМГ сделал возможным детальный анализ координационной структуры естественных двигательных актов человека, например, ходьбы, поддержания вертикальной позы, ряда трудовых и спортивных движений.

В исследованиях физиологических механизмов движением и позой (сочетание ЭМГ с регистрацией внешних механических параметров мышечной деятельности) позволяет вычислять многие из факторов, которые влияют на количественные характеристики ЭМГ.

Можно выделить четыре основные направления использования ЭМГ для изучения активной двигательной деятельности человека:

- изучение электрической активности отдельных функциональных двигательных единиц (ДЕ);
- изучение электрической активности отдельных мышц;
- изучение согласования электрической активности многих мышц, участвующих в одном движении (синергисты, антагонисты);
- использование ЭМГ в качестве электростимулятора.

В практике спорта используют второе и третье направления, как для исследования отдельных видов спорта, так и для изучения физиологических закономерностей, свойственных спортивной деятельности. Так, с помощью ЭМГ исследовались акробаты и гимнасты, фехтовальщики и штангисты и др. Использовалась ЭМГ для исследования явления вработываемости, утомления, мышечного тонуса, способности спортсменов к расслаблению мышц и т.п. Метод ЭМГ позволяет производить исследование, не препятствуя выполнению большинства спортивных упражнений.

ЭМГ используется и в качестве электростимулятора. Стимуляционная ЭМГ - электрическое воздействие низкочастотными импульсными токами на органы и ткани человека с целью:

- физиотерапевтического лечения заболеваний нервно-мышечных структур, травм опорно-двигательного аппарата;

Для этого используются приемы усовершенствованного электродиагностического исследования - современные электронные стимуляторы и электромиографы, обеспечивающие возможность сочетания электрического раздражения нерва с записью возникающих при этом колебаний мышечных потенциалов.

ЭМГ аппаратура состоит из четырех основных частей (рис. 14):

- отводящих электродов;
- усилителя МБ-42;

- регистратора "Нева МГ-01";
- индикатор визуального контроля.

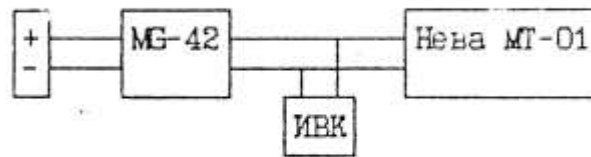


Рис. 14. Аппаратный электромиографический комплекс

Электрическая активность мышцы является результатом физико-химических процессов её жизнедеятельности.

Основными параметрами биопотенциалов являются амплитуда и частота. За амплитуду принимается размах колебаний между крайними значениями или величина отклонения от средней (нулевой) линии потенциала, а за частоту - среднее число колебаний за единицу времени.

Типы ЭМГ датчиков (электродов). Для регистрации биоэлектрической активности мышц применяются специальные датчики, называемые в ЭМГ отводящими электродами, которые позволяют уловить изменения электрических напряжений, возникновение, распространение и прекращение процессов возбуждения в работающей мышце. Различают электроды, применяемые для локальной (отдельные ДЕ), стимуляционной и глобальной ЭМГ. Для локальной и стимуляционной ЭМГ применяются электроды с малой отводящей поверхностью (диаметр 0,65 мм и меньше) и наибольшими межэлектродными расстояниями. Такой электрод вводится в мышечную ткань и отводит колебания биопотенциалов от отдельных волокон или ДЕ. Преимущество - позволяет измерять электрическую активность отдельного волокна или ДЕ мышцы. Для нужд спорта не применяются.

Для исследования интенсивных естественных движений, особенно спортивных, применяются накожные электроды с большой поверхностью отведения (50 мм²). Эти электроды улавливают суммарную разность напряжения при возбуждении многочисленных мионевральных окончаний.

Для получения ЭМГ без атерфактов, вызванных механическими перемещениями электродов относительно кожи испытуемого из-за движений спортсменов с большой амплитудой и усилиями, последние должны иметь хороший контакт с кожей, для чего их необходимо закрепить. Чаще всего используются посеребрённые электроды в виде

чашечек диаметродукции (5 - 8 мм). Их монтируют в полоску резины толщиной 2 - 3 мм, расстояние между биполярными электродами составляет 1,5 - 2 см. Смонтированные таким образом электроды приклеиваются на кожу специальным клеем, который наносится на резиновую полоску вокруг электродов. После окончания эксперимента клей растворяют эфиром и электроды легко отделяются от поверхности тела. Перед прикреплением электродов движущегося тела, они заполняются специальной электродной пастой для лучшего электрического контакта с кожей испытуемого.

Монопольное и бипольное отведение. Для измерения биоэлектрических потенциалов мышц используются как монопольное, так и бипольное отведение. При монопольном отведении на коже над мышцами размещают по одному электроду, а второй (общий) электрод крепят на электрически нейтральную поверхность тела испытуемого, например, на мочку уха или на другом месте, не имеющем мышц. Амплитуда биопотенциалов в монопольной ЭМГ (5 мВ) в несколько раз больше, чем в бипольной (поэтому требуется меньшая степень усиления).

Недостаток этого способа:

- ЭМГ может отражать электрическую активность не только мышц, на которых размещены электроды, но и тех мышц, которые оказываются между активными и нейтральными электродами, то есть электрическую активность всего региона близлежащих мышц.

В спортивной практике преимущественно используется бипольное ЭМГ, при котором два электрода располагаются на брюшке мышцы. Этот способ отведения позволяет регистрировать разность потенциалов, возникающих между двумя участками мышцы. При бипольном отведении (площадь отведения 5 см²) требуется большая степень усиления по сравнению с монопольным, но зато мышечные потенциалы отводятся локально, что уменьшает вероятность регистрации активности других мышц, одновременно включаемых в движение.

Зависимость величины регистрируемых биопотенциалов от расположения электродов. Величина регистрируемого сигнала зависит от:

- размеров и формы электродов;
- расстояния между электродами;
- расположения электродов относительно двигательной точки (ДТ);
- расположения электродов относительно направления мышечных волокон.

Внутреннее сопротивление мышц как электрического генератора характеризуется межэлектродным сопротивлением, которое складывается из сопротивления кожи (состоящего из сопротивления ороговевших клеток эпителия - эпидермиса и собственно кожи), сопротивления межтканевой жидкости и подкожных жировых отложений.

Межэлектродное сопротивление должно быть низким. Снижение его необходимо как для увеличения амплитуды регистрируемых биопотенциалов, так и для повышения помехоустойчивости измерительной системы. Снижение межэлектродного сопротивления обеспечивает очистка кожи спиртом в местах наложения электродов. Это уменьшает толщину рогового слоя кожи, усиливает кровообращение и благодаря этому снижает межэлектродное сопротивление до 10 кОм.

Для лучшего контакта с кожей внутренние полости (чашки) электродов заполняются специальной электродной пастой.

Кроме того, величина отводимого потенциала зависит от расположения электродов относительно ДТ - место вхождения нерва в мышцу. Наибольшая электрическая активность при возбуждении мышцы регистрируется в районе ДТ. Монополярный электрод крепится над ДТ, а биполярные электроды по обе стороны от неё на равном расстоянии. Кроме того, величина регистрируемого биопотенциала зависит от совпадения или несовпадения размещения биполярных электродов с ходом мышечных волокон. Увеличение межэлектродного расстояния приводит к возрастанию регистрируемой величины электрической активности. При одинаковом расстоянии между электродами наибольшая величина электрической активности регистрируется, если электроды располагаются по ходу мышечных волокон.

Электроды накладываются на мышцу по ходу волокон там, где контролируется её брюшко.

Методы борьбы с помехами и наводками. Для снижения межэлектродного сопротивления рекомендуется обработать кожу над мышцей специальной пастой и протереть спиртом (для снятия ороговевшего эпителия). После такой обработки кожи межэлектродное сопротивление должно быть не выше 10 -15 кОм. Если межэлектродное сопротивление оказалось более 10 кОм, необходимо более тщательно обработать кожу в местах наложения электродов.

Необходима экранировка всех проводов, идущих от электродов к усилителю и заземление всех экранов. Поверх экрана все провода необходимо заключить в полихлорвиниловую трубочку (оболочку).

Для устранения атерфактов, которые могут возникнуть из-за

колебания проводов, идущих от электродов, их необходимо закрепить на теле испытуемого лейкопластырем.

"Заземлить" спортсмена с помощью специального электрода, диаметром 20 - 25 мм. Это снижает уровень наводок в несколько раз. "Заземляющий" электрод следует располагать на теле испытуемого таким образом, чтобы он находился между проекцией сердца и регистрируемой мышцей.

Регистрация ЭМГ. После усиления сигналы ЭМГ поступают на регистрирующее устройство. Перед записью ЭМГ следует записать калибровочный сигнал. Калибровка позволяет установить зависимость между амплитудой записываемого сигнала и величиной напряжения в мышцах, измеряемой в милливольтках.

В связи с высокой частотой биопотенциалов мышц для записи ЭМГ используются шлейфные осциллографы, снабженные гальванометрами с рабочей полосой частот до 2500 Гц и чувствительностью не ниже 5 мм/мА. При записи шести процессов одновременно (4 канала ЭМГ, один - регистрирует динамограмму, а второй - гониограмму) ширина бумаги должна быть не менее 120 мм. Осциллограф для регистрации ЭМГ должен обладать широким диапазоном возможных скоростей протяжки - 500 мм/сек.

Суммарная ЭМГ. Электрическая активность мышцы является результатом физико-химических процессов её жизнедеятельности, которые сопровождаются возникновением биологических потенциалов (БП) сложных колебаний несимметричной формы. Основными параметрами биопотенциалов являются амплитуда и частота. За амплитуду принимается размах колебаний между крайними значениями или величина отклонения от средней (нулевой) линии потенциала, а за частоту - среднее число колебаний за единицу времени.

Электромиограммой называется кривая изменения электрического потенциала скелетных мышц. ЭМГ используется для определения степени участия различных мышц в движении, для изучения координации и уровня активности мышц.

Снимаемая при помощи биполярного электрода локальная ЭМГ является суммарной (интерференционной). Суммарная ЭМГ - результат сложения БП действия ряда ДЕ. ЭМГ имеет вид непрерывной последовательности нерегулярных колебаний различной амплитуды, формы и длительности. В ней можно видеть зубцы мелкие и крупные. Причем мелкие колебания появляются неакономерно.

Можно выделить **основные** пересекающие нулевую линию и **мелкие**

не пересекающие ее. Вид ЭМГ зависит от количества суммированных ИП мышечных волокон (МВ) и их распределения во времени относительно друг друга и определяется количеством активных (рекрутированных) ДЕ и частотой их импульсации.

Количество ДЕ в мышце варьирует в очень широких пределах, так по гистологическим данным в икроножной мышце - 778 ДЕ, в бицепсе - 3552, противопоставляющей большой палец - 6054. ДЕ состоит из мотонейрона, аксона этого мотонейрона и МВ. Число МВ в одной ДЕ в разных мышцах различно. Как правило, оно больше в крупных мышцах и меньше в мелких (от 2037 в икроножной, в бицепсе - 163, до 5 в мышце глаза).

Кроме того МВ различных ДЕ перемежаются в одном и том же объеме мышечной ткани (т.е. территории, занимаемые отдельными ДЕ взаимно перекрываются). Даже слабое напряжение мышцы требует возбуждения многих мотонейронов, поэтому при любом ее напряжении в каждом участке ее ткани происходит возбуждение МВ различных ДЕ.

В каждой мышце ДЕ морфологически и функционально неоднородны. Мотонейроны различаются по их порогам, которые коррелируют со свойствами мышечной части ДЕ. Низкопороговые к произвольной активации ДЕ (медленные), содержат существенно меньше МВ, чем быстрые высокопороговые, и, следовательно, развивают значительно меньшую силу.

Электрические потенциалы в отдельных ДЕ появляются не одновременно, а с различной величиной запаздывания, поэтому суммарная ЭМГ является результатом как синхронно, так и асинхронно работающих ДЕ.

Мышцей управляет мотонейронный пул (МП), т.е. группа мотонейронов, аксоны которых в составе нервов подходят к мышце и заканчиваются на МВ нервномышечными синапсами. Сам МП является лишь конечной инстанцией, в которой завершаются сложные процессы взаимодействия многих отделов ЦНС и афферентных (центростремительных) систем, участвующих в управлении движениями. Обобщенным результатом этих процессов является синаптический приток к МП, в котором могут присутствовать как возбуждающие, так и тормозные компоненты. В активном МП преобладает результирующее суммарное возбуждение (результат возбуждающих и тормозящих влияний) и именно о нем может дать некоторую информацию ЭМГ. Однако, чтобы извлечь из ЭМГ эти сведения, необходимо рассмотреть количественные соотношения в цепочке, по которой эта информация передается:

- результирующий суммарный возбуждающий приток к МП;
- выходной импульсный поток МП;
- суммарная электрическая активность мышцы;
- суммарная ЭМГ.

Обработка ЭМГ. Количественная оценка ЭМГ может производиться как путем промеров записей ЭМГ, так и с помощью специальных или универсальных счетных устройств.

Вследствие вариативности параметров ЭМГ оценка носит статистический характер.

Анализ ЭМГ может быть как количественным, так и качественным.

Качественный: - это визуальное изучение ЭМГ, определение характера проявления биоэлектрической активности мышцы (непрерывная, пачковая, единичных потенциалов);

- классификация характера и формы отдельных колебаний БП (амплитуда - большая, средняя, малая, форма и др.);

- при многоканальной записи время активизации различных мышц, однонаправленный и разнонаправленный характер этих изменений.

Однако весь объем информации, содержащийся в ЭМГ, становится доступным при **количественной** обработке. При этом параметры ЭМГ выражаются в физических единицах, что позволяет оценить общее течение процесса, отраженное особенностями ЭМГ.

ЭМГ - результат суммирования электрических потенциалов, имеет свои параметры: частоту, амплитуду, интегральную биоэлектрическую активность мышцы, длительность отдельных колебаний БП.

Эти характеристики ЭМГ являются случайными величинами, имеющими большую или меньшую степень приближения к истинным значениям. Поэтому имеет смысл говорить не о значении измеряемого параметра, а о его оценке.

Число БП может изменяться в суммарной ЭМГ от нескольких до 300 в секунду. Амплитуда от 150 мкВ до 4 мВ, среднее значение амплитуды 20 - 200 мкВ. Длительность отдельных колебаний t от 2 до 36 мс. Из многочисленных способов "ручного" анализа ЭМГ наиболее общепринят следующий. Анализируемый участок ЭМГ делится на отрезки, соответствующие 0,1 сек. (по данным нервно-мышечной физиологии наименьшее время развития напряжения в мышце составляет 0,1 сек.). Чрезмерное дробление по времени приведет к увеличению разброса, недостаточное - к затухиванию тонких особенностей ак-

тивности мышцы. Поэтому интегральные величины амплитуд по такому отрезку времени отражают все изменения в напряжении исследуемой мышцы. На этих отрезках, каждый из которых просчитывается отдельно, измеряются в миллиметрах и суммируются амплитуды всех БП, подсчитывается их количество, проверяется длительность отдельных БП, а затем по полученным данным строится обобщенная кривая зависимости электрической активности от времени.

Из всех параметров ЭМГ наиболее информативной является суммарная величина электрической активности и ее целесообразно использовать.

Оценка амплитуды ЭМГ и общей электрической активности мышцы. Ввиду того, что в ЭМГ имеются колебания, пересекающие и не пересекающие нулевую линию, а правые и левые колена каждого колебания м.б. неравными, понятие "амплитуда колебаний" можно трактовать по-разному: как величину от пика до пика основных колебаний, как расстояние между двумя соседними перегибами кривой и др. Выбор оценки не имеет принципиального значения, так как любая из них условна, а разные показатели изменяются однотипно. Необходимо лишь строго соблюдать правило: сравнение величин электрической активности допустимо лишь при одинаковом способе оценки.

Удобнее всего вести подсчет амплитуд слева направо, измеряя высоту амплитуды БП по восходящему фронту (левое колено).

Так как ЭМГ имеет пики различной формы, необходимо четко определить точку начала отсчета (минимальный экстремум) и точку конца отсчета (максимальный экстремум). Полученные результаты можно выразить прямо в миллиметрах (если сравниваются значения электрической активности при неизменном усилении прибора), если же усиление изменялось, то полученную величину, согласно данным калибровки, надо перевести в единицы напряжения (мкВ, мВ).

При увеличении силы сокращения мышцы - амплитуда колебаний БП увеличивается от мкВ до мВ - при максимальном сокращении.

Средняя амплитуда за единицу времени - хорошая мера электрической активности мышцы. Более информативной мерой является сумма амплитуд за единичный отрезок времени.

Представление результатов. Обработка результатов и характер представления зависят от цели исследования. Для некоторых целей бывает необходимо сопоставить величину электрической активности разных мышц.

В различных условиях деятельности может изменяться соотноше-

Вле времени покоя и активности мышцы в данном двигательном акте. Для оценки таких изменений в серии движений по ЭМГ промеряют длительность периодов покоя и выражают ее в процентах к общему времени движения:

Часто сравнивают величины параметров ЭМГ до и после воздействия какого-либо фактора или же в динамике его воздействия (например, при мышечном напряжении до утомления). Для большей наглядности параметры ЭМГ выражают в %, принимая за 100% или величину параметра первой ЭМГ, или максимальную величину за все исследование.

Автоматическая оценка электрической активности мышц. "Ручной" анализ осциллограмм необычайно трудоемкий и недостаточно точный процесс. Ошибка расшифровки составляет 15%. Однако, расшифровка материалов является только первым этапом количественной обработки осциллограмм. Следующий этап - нахождение математических закономерностей и количественных показателей данной функции. Все эти математические операции связаны с большой расчетной работой. Выход может быть найден только на пути автоматизации анализа и обработки материалов ЭМГ исследований. Поэтому уже давно начали применяться методы автоматической оценки активности мышц. Это достигается подключением приборов непосредственно на выход усилительной аппаратуры.

Преимущество этих методов - оперативность, **недостаток** - нет документа, по которому после завершения исследования можно получить дополнительную информацию.

Наибольшее распространение для автоматической оценки электрической активности мышц получили **интеграторы:**

1. Наиболее простой тип интегратора - **регистрирующий "огibaющую"** или **"усредненный вольтаж"** с помощью системы RC и RCL - фильтров. Недостатки:

- огибающая запаздывает и сглаживает быстрые мгновенные изменения ВП мышцы;

- количественная расшифровка "огibaющей" требует большого труда и времени. Применяется, когда достаточно установить общую картину электрической активности одной или ряда мышц.

2. Интеграторы дают количественное выражение **"площади ЭМГ"**, накапливая величину электрической активности, выдавая величину этого накопления на стрелочный прибор или регистратор (кривая возрастающего отклонения). Удобны для суммарной оценки ЭМГ за

длительный отрезок времени и не пригодны для быстрых измерений ЭМГ, а также для изучения динамики процесса.

3. Интегрирование методом "амплитудного кода".

Измерение амплитуды БП ЭМГ производится с помощью амплитудометров или сумматоров амплитуд. Они подсчитывают величины амплитуд за определенный отрезок времени и выдают на выход результаты этого суммирования в виде амплитудного кода. Для этого могут применяться те же интеграторы или специальные устройства анализа амплитуд, которые измеренную площадь ЭМГ выдают через равномерные отрезки времени в виде импульсов различных амплитуд. Величина амплитуды может быть переведена в "число" только "вручную" (недостаток), что при большом количестве этих импульсов требует значительного труда.

4. Интегрирование методом "частотного кода".

Перспективные интеграторы, выдающие информацию в виде "частотного кода", накапливая заряд, а по достижении определенной его величины разряжаются, подавая на выход импульс определенной постоянной амплитуды. Число импульсов за единицу времени характеризует величину биоэлектрической активности. Импульсы подаются на счетчики, подсчитывающие число импульсов на определенных отрезках времени, с последующей автоматической регистрацией показаний накопительных устройств.

"Площадь ЭМГ", подсчитанная с помощью интегратора на том или ином отрезке ЭМГ, является производной таких параметров, как амплитуда БП, их частота и длительность. Эти параметры ЭМГ могут в достаточно широких пределах изменяться независимо один от другого, поэтому для выяснения тонких механизмов изменения ЭМГ необходимо знать характер изменения каждого параметра.

Для автоматического подсчета частоты следования импульсов могут быть использованы специальные приборы, счетчики импульсов - периодометры, которые должны обладать определенным порогом чувствительности (считают только основные колебания без мелких).

Частотный спектр ЭМГ получают с помощью частотных анализаторов различного типа, но все они имеют общий принцип действия - выделение из сложного электрического колебания нескольких групп различных частот при помощи узкополосных резонаторов, настроенных на определенные частоты. Но, так как суммарная ЭМГ не является сложением синусоидальных (Sin) колебаний БП и не содержит периодического процесса, то разложение ЭМГ на синусоидальные составля-

ющие является искусственным математическим приемом, поэтому целесообразнее проводить анализ ЭМГ по конкретным параметрам.

Для регистрации биоэлектрической активности мышц применяются специальные датчики, называемые в ЭМГ отводящими электродами, которые позволяют уловить изменения электрических напряжений, возникновения, распространение и прекращение процессов возбуждения в работающей мышце. Различают электроды, применяемые для локальной (отдельные ДЕ), стимуляционной и глобальной ЭМГ. Для локальной и стимуляционной ЭМГ применяются электроды с малой отводящей поверхностью (диаметр 0,65 мм и меньше) и наибольшими межэлектродными расстояниями. Такой электрод вводится в мышечную ткань и отводит колебания биопотенциалов от отдельных волокон или ДЕ. Преимущество - позволяет измерять электрическую активность отдельного волокна или ДЕ мышцы. Для нужд спорта не применяются.

Для исследования интенсивных естественных движений, особенно спортивных, применяются накожные электроды с большой поверхностью отведения (50 мм^2). Эти электроды улавливают суммарную разность напряжения при возбуждении многочисленных мионевральных окончаний.

Для регистрации биопотенциалов мышц используются как монополярное, так и биполярное отведение. При монополярном отведении на коже над мышцами размещают по одному электроду, а второй (общий) электрод крепят на электрически нейтральную поверхность тела испытуемого, например, на мочку уха или на другом месте, не имеющем мышц. Амплитуда биопотенциалов в монополярной ЭМГ (5 мВ) в несколько раз больше, чем в биполярной.

Недостаток этого способа:

- ЭМГ может отражать электрическую активность не только мышц, на которых размещены электроды, но и тех мышц, которые оказываются между активными и нейтральными электродами, то есть электрическую активность всего региона близлежащих мышц.

В спортивной практике преимущественно используется биполярное ЭМГ, при котором два электрода располагаются на брюшке мышцы. Этот способ отведения позволяет регистрировать разность потенциалов, возникающих между двумя участками мышцы. При биполярном отведении (площадь отведения 5 см^2) требуется большая степень усиления по сравнению с монополярным, но зато мышечные потенциалы отводятся локально, что уменьшает вероятность регистрации активности других мышц, одновременно включаемых в движение.

РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Болобан В. Н. Методика стабиллографии в исследованиях устойчивости тела спортсмена и системы тел при выполнении гимнастических, акробатических упражнений: Метод. рекомен. - К.: КГИФК, 1990. - 24 с.
2. Бодяк М. А. Контроль тренировочных и соревновательных нагрузок. - М.: Физкультура и спорт, 1978. - 136 с.
3. Годик М. А. Спортивная метрология. - М.: Физкультура и спорт, 1988. С. 57-65;
4. Гросс Х. Х. Методология педагогической кинезиологии. - Таллин, 1987.
5. Донской Д. Д., Зациорский В. М. Биомеханика. - М.: Физкультура и спорт, 1979. - 264 с.
6. Зациорский В. М. Спортивная метрология. - М.: Физкультура и спорт, 1982. С. 6-16, 104-126.
7. Иванов В. В. Комплексный контроль в подготовке спортсменов. - М.: Физкультура и спорт, 1987. - 25 с.
8. Лапутин А. Н. Обучение спортивным движениям. - К.: Здоровье, 1986. - 214 с.
9. Лапутин А. Н., Уткин В. Л. Технические средства обучения. - М.: Физкультура и спорт, 1990. - 80 с.
10. Миненков Б. В. Техника и методика тензометрических исследований в биологии и медицине. - М.: Медицина, 1976.
11. Персон Р. С. Электромиография в исследованиях человека. - М.: Медицина, 1969.
12. Практикум по биомеханике /Под. общ. ред. И. М. Коалова. - М.: Физкультура и спорт, 1980. - 120 с.
13. Сильченко Б. П. Техніка вправ у спортивній гімнастиці. - К.: Здоров'я, 1979. - 112 с.
14. Теория спорта /Под ред. В. Н. Платонова. - К.: Вища шк., 1987. С. 334-349.
15. Уткин В. А. Спортивная метрология. - М.: ГЦОЛИФК, 1981. - С. 3-15.
16. Уткин В. Л. Биомеханика физических упражнений. - М.: Просвещение, 1989. - 210 с.
17. Хромой В. П., Моисеев Ю. Р. Электрорадиоизмерения. - М.: Радио и связь, 1985. - 288 с.