

ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ
Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования
«ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Л.В. Капилевич К.В. Давлетьярова
Е.В. Кошельская Ю.П. Бредихина
В.И. Андреев

ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ КОНТРОЛЯ В СПОРТЕ

Рекомендовано Учебно-методическим объединением по образованию в области физической культуры и спорта в качестве учебного пособия для студентов высших учебных заведений, обучающихся по специальности 032101 – Физическая культура и спорт

Издательство
Томского политехнического университета
Томск 2009

ББК 75.0я73
УДК 796.015.6(075.8)
Ф545

**Капилевич Л.В., Давлетьярова К.В., Кошельская Е.В.,
Бредихина Ю.П., Андреев В.И.**

Ф 545 Физиологические методы контроля в спорте / Л.В.Капилевич,
К.В.Давлетьярова, Е.В.Кошельская, Ю.П.Бредихина,
В.И.Андреев – Томск: Изд-во Томского политехнического уни-
верситета, 2009. – 172 с.

Учебное пособие посвящено методам оценки и прогнозирования функциональных возможностей организма, позволяющих решать задачи отбора, допуска к спортивно-оздоровительным занятиям, планирования объема двигательной нагрузки, самоконтроля в физическом совершенствовании. Описаны основные автоматизированные физиологические методики, предназначенные для контроля состояния систем организма до, во время и после физических нагрузок.

Для студентов высших учебных заведений, обучающихся по специальности 032101 – Физическая культура и спорт.

УДК 796.015.6(075.8)

*Рекомендовано к печати Редакционно-издательским советом
Томского политехнического университета*

Рецензенты

Доктор биологических наук, профессор,
РГУФКСиТ (г. Москва)
В.Д.Сонькин

Доктор медицинских наук, профессор,
СибГМУ (г.Томск)
И.В.Ковалев

© Капилевич Л.В., Капилевич Л.В.,
Давлетьярова К.В., Кошельская Е.В.,
Бредихина Ю.П., Андреев В.И.

© Томский политехнический университет, 2009

© Оформление. Издательство Томского политехнического университета, 2009

ВВЕДЕНИЕ

В освоении ценностей физической культуры наиболее важным эмоционально-мотивационным фактором является получение быстрого эффекта от занятий. Поэтому приоритет отдается тем видам физической активности, которые дают быстрые результаты не только в повышении физической подготовленности, но и в коррекции фигуры, снижении массы тела. Среди таких форм двигательной активности все большую популярность получают занятия аэробикой, оздоровительным бегом, шейпингом и другими оздоровительными системами физических упражнений.

Однако бесконтрольные занятия физической культурой могут привести к состоянию перетренированности. Многочисленные исследования отечественных и зарубежных авторов позволили выделить главные составляющие, обеспечивающие адаптацию организма к физическим нагрузкам. Для обеспечения эффективности и безопасности оздоровительных физических тренировок естественно использовать методы врачебного контроля в спортивной медицине, с поправкой на то, что целью оздоровительных тренировок является не спортивный результат, а укрепление здоровья.

Процесс адаптации активно сопровождается повышением функциональной мощности структуры и улучшением ее функционирования. При компенсации некоторые функции могут истощаться и тогда функционирование организма протекает на предпатологическом и патологическом уровнях. Такое состояние дезадаптации может привести к развитию переутомления, перенапряжения, значительному снижению работоспособности и в дальнейшем - к возникновению заболеваний и травм. Без оптимально сбалансированного контроля за функциональной подготовкой достичь высоких результатов, освоив огромные объемы работы без издержек для здоровья, не представляется возможным.

В случае оздоровительного спорта перед занятиями необходимо проводить тестирование функционального состояния организма для определения объема нагрузки, после занятий проверяется, как эта нагрузка была перенесена. Разработаны методики, позволяющие (в зависимости от пола, возраста, исходного состояния пациента) оценить состояние сердечно-сосудистой, дыхательной, вегетативной нервной, иммунной систем организма. На основе этих оценок созданы рекомен-

дации регламентирующие объёмы нагрузки и время восстановления после них.

Зная закономерности функционирования физиологических систем организма, можно различными средствами двигательной активности эффективно влиять на отдельные их звенья, ускоряя приспособление к физическим нагрузкам и повышая тренированность, т. е. управлять адаптационным процессом.

Это имеет первостепенное значение для специалистов физической культуры и спорта, так как позволяет решать вопросы профессиональной ориентации и отбора, допуска к оздоровительным и тренировочным занятиям, планировать режим двигательной нагрузки исходя из уровня физической подготовленности и состояния здоровья. Эти знания важны также для занимающихся физической культурой и спортом для осуществления самоконтроля в процессе занятий физическими упражнениями.

В этой связи все большую актуальность приобретают вопросы прогнозирования функциональных возможностей организма, позволяющие решать задачи отбора, допуска к оздоровительным занятиям, планирования объема двигательной нагрузки, самоконтроля в физическом совершенствовании.

Все эти задачи наиболее эффективно решаются с использованием автоматизированных физиологических методик, позволяющих контролировать состояние основных систем организма до, во время и после физических нагрузок.

ГЛАВА I

ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ РЕАКЦИИ НА ФИЗИЧЕСКУЮ НАГРУЗКУ И ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ ИХ ОЦЕНКИ

1.1. История спортивной физиологии

Физиология спорта - относительный новичок в мире науки. До конца XIX столетия главная цель физиологов заключалась в получении информации, имеющей клиническое значение. Проблема реакции организма на физические нагрузки практически не изучалась. Несмотря на общепризнанную значимость регулярной мышечной деятельности уже в середине XIX столетия, до конца столетия на физиологию мышечной деятельности внимание почти не обращали.

С середины XIX века существовало мнение о необходимости регулярной физической деятельности для поддержания оптимального состояния здоровья, однако только в конце 60-х годов XX столетия оно стало общепризнанным. Последующие исследования доказали значение физических нагрузок для противодействия физическому спаду, обусловленному процессом старения.

Осознание потребности в физической деятельности способствовало пониманию важности превентивной медицины и необходимости разработки программ для поддержания и укрепления здоровья.

Хотя физиологии физических нагрузок нельзя ставить в заслугу современное движение за сохранение здоровья, тем не менее, именно она обеспечила основной комплекс знаний и обоснование включения физических нагрузок как неотъемлемого компонента здорового образа жизни, а также заложила основы науки о значении физических нагрузок для больных и здоровых.

В развитии физиологии спорта условно выделяют несколько этапов. *Первый, начальный, ее период* формировался в конце XIX в. и в 20-е гг. прошлого столетия и характеризовался тем, что физиология в основном преподавалась по программам медицинских институтов с некоторым акцентом на разделе "Физиология мышц". В прикладном плане освещались лишь отдельные медицинские вопросы, связанные с влиянием физических упражнений на организм. Такое содержание дисциплины отражало в то время объективное состояние научных знаний в

области физиологии мышечной деятельности как в нашей стране, так и за рубежом.

Первая работа по физиологии упражнений - "*Физиология физического упражнения*", была написана в 1889 году *Фернандом Ла Гранжем*. Принимая во внимание небольшое количество исследований в области физических нагрузок в то время, было весьма интересно познакомиться с тем, как автор освещает такие темы, как "*Мышечная работа*", "*Усталость*", "*Привыкание к работе*", "*Функция мозга при нагрузке*". Эта ранняя попытка объяснить реакции организма на физические нагрузки была во многом ограничена весьма противоречивыми теоретическими аспектами и незначительным количеством фактического материала.

Несмотря на появление в то время некоторых основных понятий биохимии физических нагрузок, Ла Гранж, тем не менее, отмечал, что многие детали этой проблемы все еще находятся в стадии становления и изучения. Например, он писал, что: "...понятие "энергетический метаболизм" стало весьма сложным в последнее время; мы можем сказать, что оно в определенной степени запутано и, довольно трудно в двух словах дать ему четкую и ясную характеристику. Оно представляет собой раздел физиологии, который в настоящее время пересматривается, поэтому в данный момент мы не можем сформулировать свои выводы".

Первым опубликованным учебником по физиологии физических нагрузок была работа Ф. Ла Гранжа "*Физиология физической нагрузки*" (1889 г.)

В конце XIX века появилось множество теорий, *объясняющих источник энергии, обеспечивающей мышечное сокращение*. Как известно, во время физической нагрузки мышцы производят много тепла, поэтому, согласно некоторым теориям, это тепло используется косвенно или непосредственно, чтобы заставить сокращаться мышечные волокна.

Несмотря на то, что в Гарвардском университете (США) в лаборатории утомления работали такие специалисты, как Дадли Серджент, Дж. Х. Мак - Карди и другие учёные, изучавшие влияние физической тренировки на силу и выносливость, инициатива использования данных в науке о физическом воспитании принадлежит *Карповичу*, русскому эмигранту, также работавшему в этой лаборатории.

Карпович проводил собственные исследования и преподавал физиологию в Спрингфилдском колледже (Массачусетс) с 1927 года до своей кончины в 1968 году. Хотя он внес значительный вклад в область

физического воспитания и физиологии физических нагрузок, тем не менее, его больше всего помнят как выдающегося преподавателя.

Другой представитель этого колледжа, тренер по плаванию Т.К. Каретон, создал лабораторию физиологии физических нагрузок при Университете штата Иллинойс в 1941 году. Каретон продолжал заниматься исследовательской деятельностью, был учителем многих из современных ведущих ученых в области физической подготовки и физиологии физических нагрузок, до своего ухода на пенсию в 1971 году.

Анализ функциональных показателей организма спортсменов под влиянием различных физических упражнений позволил профессору А.Н. Крестовникову издать первый в мире специальный учебник физиологии для институтов физической культуры (1938) и первую монографию по физиологии спорта (1939). Издание названных книг дало возможность выделить и окончательно сформировать в физиологии человека новый учебный и научный раздел предмета - *физиологию спорта*. С этого времени начинается *второй, переходный, период развития физиологии спорта* (1930 -1950-е гг.) как учебной и научной дисциплины. В это время издан учебник по физиологии человека профессора М.Е. Маршака (1946), а также дополнен и переиздан учебник А.Н. Крестовникова (1954), а в 1959 г. в ИФК появился более современный для того времени учебник физиологии, подготовленный профессором Е.К. Жуковым.

Уолтер Флетчер и Фредерик Гоулленд Хопкинс установили *тесную взаимосвязь между мышечным сокращением и образованием лактата*. Стало ясно, что энергия для выполнения мышечного сокращения образуется вследствие распада мышечного гликогена с образованием молочной кислоты, хотя детали этой реакции оставались невыясненными. Поскольку для мышечного сокращения требуется достаточно много энергии, мышечная ткань послужила идеальной моделью для раскрытия тайн клеточного метаболизма. В 1921 г. Арчибальд Хилл получил Нобелевскую премию за исследования энергетического метаболизма.

В тот период времени биохимия находилась в колыбели своего развития, однако она быстро завоевывала признание благодаря усилиям таких ученых - лауреатов Нобелевской премии, - как Альберт Сенф-Дьёрди, Отто Мейергоф, Август Крог и Ханс Кребс, активно изучавших проблему выработки энергии живыми клетками.

Большинство своих исследований Хилл провел на изолированных мышцах лягушки, однако он был одним из первых, *кто провел физиологические исследования на человеке*. Эти исследования стали возможны

благодаря технической помощи Джона Холдена, разработавшего метод и прибор для измерения потребления кислорода во время физической нагрузки.

Этими и другими учеными была заложена основа современного понимания процесса образования энергии, оказавшегося в центре пристального изучения в середине нашего столетия, которая в настоящее время исследуется в лабораториях физиологических нагрузок с использованием компьютерных систем для измерения потребления кислорода.

Программы физической подготовки, разработанные Т.К. Каретом со своими студентами, а также книга Кеннета Купера "Аэробика", опубликованная в 1968 году, физиологически обосновали целесообразность использования физических нагрузок для обеспечения здорового образа жизни.

Яркие страницы в истории физиологии спорта связаны с работами Н.А.Бернштейна. Его идеи послужили основой для создания биологической кибернетики и теории управления сложными движениями, в частности, совершенствование технического мастерства спортсменов. Его труд «О построении движений» в 1948 году был удостоен Государственной премии.

В послевоенные годы большое развитие получили научные проблемы спортивной тренировки (общие методические основы спортивной тренировки, физиологии и клиники тренированности, биодинамические исследования по видам спорта). Значительный вклад в развитие данных направлений научных исследований внесли И.А. Крячко, Г.В. Васильев, Н.Г. Озолин, Д.Д. Донской, Р.Е. Мотылянская.

Третий период развития физиологии спорта (1960 -1990-е гг.) характеризуется созданием систематизированного учебного и научного разделов дисциплины, соответствующих новым задачам подготовки высококвалифицированных, грамотных специалистов по физической культуре и спорту. В этот период вышли в свет учебное пособие "Физиология спорта" В.С. Фарфеля (1960) и учебник "Спортивная физиология" под редакцией Я.М. Коца (1986). Я.М. Коц изучал механизмы энергообеспечения и лимитирующие продолжительность выполнения выносливостной работы.

С. Гурфйнкелем выполнены *фундаментальные исследования в области биомеханики и механизмов регуляции движения и позы человека, физиологии скелетных мышц*. Он выдвинул основополагающие представления о механизмах управления широким классом движений у человека.

Большое внимание В. С. Гурфинкель уделял *проблеме участия высших уровней нервной системы в управлении движениями* – вопросам, связанным со схемой тела, пространственной ориентацией, внутренним представлением пространства и собственного тела в мозгу. Изучение рефлекторных механизмов регуляции движения и позы, афферентного и центрального контроля двигательной активности позволило ему внести существенный вклад в решение ряда задач спортивной физиологии и медицины.

В исследованиях физиологии тренировки одним из действительных "отцов" направления является швед *физиология периодической тренировки* Пер Астранд. Сегодня доктор Астранд в возрасте 80 лет является видным деятелем международной спортивной медицины. Его наиболее известная работа "Учебник физиологии работы", написанный совместно с Кааре Родаль из Норвегии. Сейчас уже 5-е издание остается настольной книгой для студентов, изучающих физиологию тренировки. В 60-х годах он поставил несколько простых экспериментов, которые до сих пор имеют важное практическое значение для понимания физиологического воздействия продолжительной/интервальной тренировки

Говоря об одной из наиболее актуальных проблем спортивной медицины - тестировании функционального состояния спортсменов - нельзя не отметить значительный вклад в данное направление В.Л.Карпмана. Этому вопросу посвящены две его монографии: "Исследование физической работоспособности спортсменов" (1974 г.) и "Тестирование в спортивной медицине" (1988 г.), - ставшие настольными книгами многих специалистов. В функциональной диагностике широко применяется тест PWC_{170} . Наряду с велоэргометрическим вариантом этого теста на кафедре В.Л.Карпмана были разработаны модификации для различных видов спорта: легкоатлетический бег, лыжные гонки, тяжелая атлетика, фигурное катание на коньках и др. В.Л.Карпман предложил вариант этого теста для массовой физической культуры, использующий в качестве нагрузочной процедуры дозированную ходьбу.

В.Л.Карпман уделял постоянное внимание методическому совершенствованию спортивной медицины. В практику кардиологических исследований под его руководством был внедрен метод измерения минутного объема крови (1974 г.), основанный на капнографии возвратного дыхания. Этот метод позволил получить уникальные данные о динамике кровотока у спортсменов при различных нагрузках вплоть до предельных мощностей (монография "Динамика кровообращения у спортсменов", 1982 г.). Под руководством В.Л.Карпмана были проведе-

ны телерентгенологические исследования изменений общего объема сердца у спортсменов. Были вскрыты важные кардиологические механизмы, лимитирующие физическую работоспособность (монография "Сердце и работоспособность спортсмена", 1976). Более детальное изучение структурно-функциональных характеристик спортивного сердца и особенностей гипертрофических процессов миокарда левого желудочка проводилось в последнее десятилетие с помощью эхокардиографии.

1.2. Механизмы адаптации организма к физическим нагрузкам

Способность приспосабливаться к изменениям внешней и внутренней среды является уникальным свойством организма человека. С позиций теории управления, биологическая адаптация представляет собой динамический колебательный процесс, сопровождающийся перестройкой функциональной системы гомеостаза на новый уровень регулирования. Одним из общебиологических механизмов, обеспечивающих протекание процесса адаптации, является вариабельность функционирования физиологических систем.

Понятие «адаптация» тесно связано с представлением о *функциональных резервах*, т. е. скрытых возможностях человеческого организма, которые могут быть реализованы в экстремальных условиях.

Зная закономерности формирования функциональной системы, можно различными средствами эффективно влиять на отдельные ее звенья, ускоряя приспособление к физическим нагрузкам и повышая тренированность, т. е. управлять адаптационным процессом.

Знания в области изучения функционального состояния организма при занятиях физкультурой и спортом имеют первостепенное значение для специалистов в области физической культуры и спорта, так как позволяют решать вопросы профессиональной ориентации и отбора, допуска к оздоровительным и тренировочным занятиям, планировать режим двигательной нагрузки, исходя из уровня физической подготовленности и состояния здоровья организма. Эти знания важны также для занимающихся физической культурой и спортом с целью проведения самоконтроля в динамике физического совершенствования.

В физиологическом отношении адаптация к мышечной деятельности является системным ответом организма, направленным на достижение высокой тренированности и минимизацию физиологической це-

ны за это. С этих позиций адаптацию к физическим нагрузкам следует рассматривать как динамический процесс, в основе которого лежит формирование новой программы реагирования, а сам приспособительный процесс, его динамика и физиологические механизмы определяются состоянием и соотношением внешних и внутренних условий деятельности.

Нагрузки, применяемые в процессе физической подготовки, выполняют роль раздражителя, возбуждающего приспособительные изменения в организме. Тренировочный эффект определяется направленностью и величиной физиологических и биохимических изменений, происходящих под воздействием применяемых нагрузок. Глубина происходящих при этом в организме сдвигов зависит от основных характеристик физической нагрузки:

- интенсивности и продолжительности выполняемых упражнений;
- количества повторений;
- продолжительности и характера интервалов отдыха между повторением упражнений.

Определенное сочетание перечисленных параметров физических нагрузок позволяет добиться прогнозируемых изменений функционального состояния организма, улучшения обмена веществ и, в конечном итоге, повышения тренированности.

Процесс адаптации организма к воздействию физических нагрузок имеет *фазный характер*. Поэтому выделяют два этапа адаптации: срочный и долговременный (хронический).

Этап срочной адаптации сводится преимущественно к изменениям энергетического обмена и связанных с ним функций вегетативного обеспечения на основе уже сформированных механизмов их реализации, он представляет собой непосредственный ответ организма на однократные воздействия физических нагрузок.

При многократном повторении физических воздействий и суммировании многих следов нагрузок постепенно развивается долгосрочная адаптация. Этот этап связан с формированием в организме функциональных и структурных изменений, происходящих вследствие стимуляции генетического аппарата нагружаемых во время работы клеток. В процессе долговременной адаптации к физическим нагрузкам активируется синтез нуклеиновых кислот и специфических белков, в результате чего происходит увеличение возможностей опорно-двигательного аппарата, совершенствуется его энергообеспечение.

Установлено, что морфофункциональные перестройки при долговременной адаптации обязательно сопровождаются следующими процессами:

- изменением взаимоотношений регуляторных механизмов;
- мобилизацией и использованием физиологических резервов организма;
- формированием специальной функциональной системы адаптации к конкретной деятельности .

В достижении устойчивой и совершенной адаптации большую роль играют перестройка регуляторных приспособительных механизмов и мобилизация физиологических резервов, а также последовательность их включения на разных функциональных уровнях. Вначале включаются обычные физиологические реакции и лишь затем — реакции напряжения механизмов адаптации, требующие значительных энергетических затрат с использованием резервных возможностей организма, что приводит к формированию специальной функциональной системы адаптации, обеспечивающей конкретную деятельность человека.

Фазовость протекания процессов адаптации к физическим нагрузкам позволяет выделять три разновидности эффектов в ответ на выполняемую работу.

Срочный тренировочный эффект, возникающий непосредственно во время выполнения физических упражнений и в период срочного восстановления в течение 0,5-1,0 часа после окончания работы. В это время происходит устранение образовавшегося во время работы кислородного долга.

Такая реакция называется *срочной адаптацией*. Представление о срочной адаптации облегчит понимание постоянной адаптации, происходящей в организме, когда он сталкивается с повторяющимися циклами физических нагрузок, например, изменением функции сердечно-сосудистой системы после 6 месячных тренировочных нагрузок на развитие выносливости. Рассмотрим основные понятия и принципы, связанные как со срочными реакциями на физические нагрузки, так и с постоянной адаптацией к тренировкам.

Ни бегун высокого уровня, ни обычный любитель бега трусцой не занимаются бегом в условиях, позволяющих осуществить детальный физиологический контроль.

Лишь некоторые физиологические переменные можно контролировать во время выполнения физической нагрузки на площадке, причем некоторые из них можно точно измерить, не нарушая физическую дея-

тельность. Например, средства радио телеметрии и миниатюрные магнитофоны можно использовать во время выполнения физической нагрузки для контроля:

- деятельности сердца (ЧСС и электрокардиограмма);
- частоты дыхания;
- внутренней температуры и температуры кожи;
- мышечной деятельности.

Последние разработки позволяют даже непосредственно контролировать потребление кислорода во время произвольной физической деятельности за пределами исследовательской лаборатории.

Отставленный тренировочный эффект, сущность которого составляет активизация физической нагрузкой пластических процессов для избыточного синтеза разрушенных при работе клеточных структур и восполнение энергетических ресурсов организма. Этот эффект наблюдается на поздних фазах восстановления (обычно в пределах до 48 часов после окончания нагрузки).

Кумулятивный тренировочный эффект – является результатом последовательного суммирования срочных и отставленных эффектов повторяющихся нагрузок. В результате кумуляции следовых процессов физических воздействий на протяжении длительных периодов тренировки (более одного месяца) происходит прирост показателей работоспособности и улучшение спортивных результатов.

Небольшие по объему физические нагрузки не стимулируют развитие тренируемой функции и считаются неэффективными. Для достижения выраженного кумулятивного тренировочного эффекта необходимо выполнить объем работы, превышающий величину неэффективных нагрузок.

Дальнейшее наращивание объемов выполняемой работы сопровождается, до определенного предела, пропорциональным увеличением тренируемой функции. Если же нагрузка превышает предельно допустимый уровень, то развивается состояние перетренированности, происходит срыв адаптации.

Адаптивные перестройки – динамический процесс, поэтому в динамике адаптационных изменений у спортсменов целесообразно выделять несколько стадий (физиологического напряжения организма, адаптированности, дизадаптации и реадаптации), каждой из которых присущи свои функционально-структурные изменения и регуляторно-энергетические механизмы. Естественно, основными, имеющими принципиальное значение в спорте следует считать две первые стадии. При-

менительно к общей схеме адаптации эти стадии проходит человек в процессе приспособления к любым условиям деятельности.

У спортсменов в стадии напряжения организма преобладают процессы возбуждения в коре головного мозга, возрастают функции коры надпочечников, увеличиваются показатели вегетативных систем и уровень обмена веществ; спортивная работоспособность неустойчива. В эндокринном фоне преобладают продукция катехоламинов и глюкокортикоидов, которым принадлежит ведущая роль в адаптивных сдвигах углеводного обмена. Одновременно эти гормоны повышают активность гормоночувствительной липазы жировой ткани.

Возросший жиромобилизирующий эффект подготавливает следующую метаболическую фазу приспособительных изменений – фазу усиления липидного обмена, что соответствует преимущественно стадии адаптированности организма. Физиологическую основу этой стадии составляет вновь установившийся уровень функционирования различных органов и систем для поддержания гомеостаза в конкретных условиях деятельности. Определяемые в это время функциональные показатели в состоянии покоя не выходят за рамки физиологических колебаний, а работоспособность спортсменов стабильна и даже повышается. Следовательно, в процессе долговременной адаптации спортсменов к физическим нагрузкам гормоны играют ведущую роль в механизмах переключения энергетического обмена с углеводного типа на жировой. При этом если катехоламины подготавливают такое переключение, то глюкокортикоиды его реализуют.

При длительном воздействии на организм интенсивных и больших по объему тренировочных и соревновательных нагрузок могут происходить нарушение нейроэндокринной регуляции, уменьшение содержания катехоламинов и глюкокортикоидов и снижение уровня энергетического обмена, в результате чего возможны различные расстройства, характеризующие наступление третьего периода адаптационных изменений – стадии дизадаптации. В это время наблюдаются неблагоприятно направленные изменения функций организма, существенное снижение общей и специальной работоспособности спортсмена, его адаптивных возможностей, а также могут развиваться преморбидные состояния и профессионально обусловленные заболевания.

После длительного перерыва в систематических тренировках или их прекращения возникает стадия реадaptации, которая характеризуется приобретением других свойств и качеств организма. Физиологический смысл этой стадии - снижение уровня тренированности и воз-

вращение некоторых показателей функций организма к исходным значениям. Спортсменам, систематически тренировавшимся многие годы и оставляющим большой спорт, требуются специальные, научно обоснованные оздоровительные мероприятия для возвращения организма к нормальной жизнедеятельности.

О системных механизмах адаптации к физическим нагрузкам можно судить только на основе всестороннего учета совокупности реакций целостного организма, включая реакции со стороны центральной нервной системы, двигательного и гормонального аппаратов, органов движения и кровообращения, системы крови, анализаторов, обмена веществ и др. функциональных систем. Следует также подчеркнуть, что выраженность изменений функций организма в ответ на физическую нагрузку зависит, прежде всего, от индивидуальных особенностей человека и уровня его тренированности.

Процесс адаптации связан с неодинаковой биологической значимостью различных функциональных систем организма. Адаптация основана на согласованных реакциях отдельных органов и систем, которые изменяются хотя и неодинаково, но в целом обеспечивают оптимальное функционирование целостного организма. Этим, например, обусловлено торможение деятельности органов пищеварения и выделения у спортсменов при интенсивной физической работе, в результате чего сохраняются резервные возможности организма для усиления функций дыхания и кровообращения, непосредственно обеспечивающих организм кислородом.

Учение об адаптации человека к физическим нагрузкам составляет одну из важнейших методических основ теории и практики спорта. Именно в них ключ к решению конкретных медико-биологических и педагогических задач, связанных с сохранением здоровья и повышением работоспособности в процессе систематических физических нагрузок.

Адаптационно-приспособительная деятельность требует затрат энергии, в связи с чем можно говорить о «*цене адаптации*», которая определяется степенью напряжения регуляторных механизмов и величиной израсходованных функциональных резервов.

Концепция *гомеостаза* в настоящее время играет важную роль при анализе жизненных процессов на разных уровнях биологической системы. Гомеостатические свойства целостного организма являются результатом одновременного действия многочисленных и сложно организованных регуляторных механизмов, среди которых одно из цен-

тральных мест занимает вегетативная регуляция, обеспечивающая постоянство уровней вещества и энергии в организме, его органах и тканях. После основополагающих работ К. Бернара, И. М. Сеченова и У. Кенона новый шаг в развитии идеи гомеостаза был сделан Н. Винером, который предложил применять методы теории управления при моделировании гомеостатических систем. С точки зрения кибернетики, гомеостаз обеспечивается за счет управления внутренними параметрами системы на основе поступающей на ее вход переработки информации о состоянии внешней среды.

Именно в области космической медицины была разработана концепция о *возможности использования системы кровообращения в качестве индикатора адаптационных реакций целостного организма*. Если представить организм как кибернетическую систему, состоящую из управляемого (опорно-двигательный аппарат и внутренние органы) и управляющего (центральная нервная система) элементов, то согласующим звеном между ними является аппарат кровообращения. Как известно, ведущую роль в регуляции деятельности сердца и сосудов играет вегетативная нервная система. Рассмотрим двухконтурную систему, состоящую из двух гомеостазов: вегетативного как управляющего и миокардиально-гемодинамического как управляемого. Тогда процесс адаптации организма к условиям среды может быть описан, исходя из взаимодействия между управляющим и исполнительным контурами. С учетом роли каждого из них в реализации адаптационных реакций организма переход от одного функционального состояния к другому происходит в результате изменений одного из 3 свойств биосистемы:

- 1) уровня функционирования;
- 2) функционального резерва;
- 3) степени напряжения регуляторных механизмов.

Уровень функционирования, определяемый значениями основных показателей системы кровообращения, есть не что иное, как характеристика миокардиально-гомеостатического гомеостаза.

Текущая деятельность организма всегда *связана с расходом резервов, но вместе с тем происходит и их восполнение*. Поэтому важное значение имеет не только своевременная мобилизация резервов, но и соответствующая стимуляция процессов восстановления и защиты. Вот почему при обсуждении вопроса о функциональном резерве системы кровообращения необходимо комплексно рассматривать и миокардиально-гемодинамический гомеостаз и вегетативный гомеостаз. Последний имеет прямое отношение к управлению функциональными ре-

зервами организма и системы кровообращения в частности. Степень напряжения регуляторных систем, в том числе тонуса симпатического отдела вегетативной нервной системы, влияет на уровень функционирования кровообращения путем мобилизации той или иной части функционального резерва регуляторных систем в ответ на стрессорное воздействие среды может вызвать нарушение гомеостаза.

В самом общем виде допустимо считать, что функциональный резерв имеет прямую связь с уровнем функционирования и обратную связь со степенью напряжения регуляторных систем. Из этого следует, что о функциональном резерве можно судить не измеряя его непосредственно, а анализируя соотношения между уровнем функционирования и степенью напряжения регуляторных систем. Способность адаптироваться к воздействию фактору (или адекватно отреагировать на воздействие) без нарушения миокардиально-гемодинамического гомеостаза и устойчивость механизмов адаптации может проявиться только при достаточном адаптационном потенциале. Это зависит не только от имеющихся функциональных резервов, но и (в меньшей степени) от адекватности и экономичности реагирования, а также эффективности управления расходом и восстановлением резервов.

Любое воздействие среды на организм вызывает, прежде всего, стресс-реакцию, которая выражается в увеличении уровня функционирования определенных систем организма (например, при физической нагрузке систем кровообращения и дыхания), одновременно включаются регуляторные системы, которые мобилизуют функциональные резервы. Контролируя уровень функционирования (обратная связь) и управления им (прямая связь), регуляторные системы так регулируют расходование функционального резерва, чтобы обеспечить гомеостатический режим взаимодействия систем, участвующих в реакции на воздействующий фактор. Если автономные механизмы не обеспечивают поддержания необходимого уровня функционирования отдельных систем, мобилизация стратегических резервов осуществляется центральными регуляторными механизмами. Важно отметить способность центральных механизмов регуляции обеспечивать реакции компенсации, т.е. при недостатке функциональных резервов одной из систем активизировать расход функциональных резервов другой связанной с ней системы, что позволяет получить необходимый конечный результат различными путями. В этом плане полезным является представление об эффекторном интеграле, объясняющее мультипараметрический характер гомеостаза. Постоянство уровня функционирования одной из доминирующих си-

стем при воздействии данного фактора сопровождается весьма существенными физиологическими сдвигами в других функционально связанных с нею системах. Это обусловлено различным функциональным резервом каждой из систем, а также процессами адаптации и компенсации, протекающими при непосредственном участии центральных механизмов регуляции.

С учетом прогноза функциональной готовности можно дифференцированно осуществлять коррекцию функционального состояния путем подбора комплексов восстановительных средств разнонаправленного, а зачастую и сочетанного действия, а также коррекцию тренировочных нагрузок.

При этом анализ физиологического воздействия центральных надсегментарных систем вегетативной регуляции и его органно-периферического отображения позволяет определять конкретные клинико-диагностические подходы к распознаванию вегетативного сопровождения той или иной формы адаптационного напряжения при мышечной деятельности.

1.3. Значение оценки функционального состояния при занятиях физической культурой и спортом

Контроль функционального состояния спортсмена является важным фактором планирования тренировочного процесса и оценки результатов соревнований. Жесткие по объему и интенсивности физические нагрузки в циклических видах спорта при неправильном планировании тренировочного процесса могут привести не только к перетренировке, спаду спортивных результатов, но и способствовать возникновению патологических изменений в организме спортсмена.

В спортивной медицине широко используются *автоматизированные физиологические методики*, позволяющие контролировать состояние основных систем организма до, во время и после физических нагрузок. Такой контроль актуален как при занятии оздоровительным, так и профессиональным спортом.

Для обеспечения эффективности и безопасности оздоровительных физических тренировок естественно использовать методы врачебного контроля, принятые в спортивной медицине, с поправкой на то,

что целью оздоровительных тренировок является не спортивный результат, а укрепление здоровья.

Процесс адаптации сопровождается повышением функциональной мощности структуры и улучшением ее функционирования. При компенсации некоторые функции могут истощаться, и тогда функционирование организма протекает на предпатологическом и патологическом уровнях. *Такое состояние дезадаптации может привести к развитию переутомления, перенапряжения, значительному снижению работоспособности и в дальнейшем - к возникновению заболеваний и травм.* Без оптимально сбалансированного контроля функциональной подготовки достичь высоких результатов, освоив огромные объемы работы, без издержек для здоровья не представляется возможным.

У спортсменов с высокой мотивацией к спортивным достижениям часто нарушена субъективная оценка самочувствия, они могут недооценивать тяжесть того или иного тренировочного занятия, иногда вопреки требованиям тренера самостоятельно увеличивают продолжительность или интенсивность физической нагрузки. Это способствует длительному напряжению функциональных систем организма, накоплению усталости и недовосстановления организма, что рано или поздно влечет за собой развитие перетренированности. Для выхода из этого состояния требуется уже не несколько дней, а значительно более продолжительный промежуток времени (недели и месяцы).

Хорошо сбалансированная вегетативная регуляция мышечной деятельности позволяет спортсмену при наличии должного уровня мотивации максимально использовать свои функциональные возможности, обеспечивает необходимую *экономизацию функций* и определяет быстроту восстановительных процессов.

Нарушение вегетативной регуляции служит ранним признаком ухудшения адаптации к нагрузкам и влечет за собой снижение работоспособности. Клинически вегетативные расстройства проявляются в виде транзиторной головной боли диффузного характера, головокружения, расстройства сна, лабильности вазомоторных реакций. Срыв адаптации вегетативной нервной системы может приводить к нейроциркуляторной дистонии, протекающей по гипертоническому (чаще у юношей и мужчин), гипотоническому (чаще у женщин) или нормотоническому типу. В клинической картине превалирует общевротический синдром с наличием повышенной возбудимости, раздражительности или, наоборот, астенического состояния, сопровождающегося понижением работоспособности, нарушением сна. Возникают функциональные измене-

ния сердечно-сосудистой системы (гипертензия или гипотония, нарушение ритма сердца), нарушение кровенаполнения и тонуса сосудов головного мозга.

В большинстве случаев систему кровообращения можно рассматривать как индикатор адаптационных реакций целостного организма. С точки зрения оценки функционального резерва мобилизация и расходование его оперативных и стратегических резервов, которые мобилизуются на этапах срочной и долговременной адаптации, изучение реакций системы кровообращения дает наиболее наглядные и типичные примеры адаптации.

Во-первых, хорошо известны и общедоступные методы измерения показателей функционирования системы кровообращения (определение минутного и ударного объема, частота пульса, артериальное давление).

Во-вторых, чувствительные рецепторные приборы – баро- и хемо-рецепторы контролируют различные параметры кровообращения в самых разных точках сосудистого русла и в самом сердце и постоянно информируют центральную нервную систему о происходящих изменениях. Это обеспечивает гибкость приспособления сердца и сосудов к непрерывно изменяющимся условиям окружающей среды. В свою очередь существуют доступные методы оценки состояния регуляторных механизмов системы кровообращения, одним из которых является математический анализ ритма сердца.

В-третьих, функциональные резервы сердечно-сосудистой системы хорошо известны и также поддаются измерению и оценке. К ним относятся рефлекторные механизмы, увеличение легочной вентиляции, скорости кровотока, потребления кислорода, гиперфункция сердца, оптимизация метаболических процессов в тканях и др. Функциональные резервы системы кровообращения можно разделить на внутренние и внешние. Последние по существу являются ресурсами других систем организма, которые прямо или косвенно связаны с выполнением основной функции кровообращения – доставкой тканям адекватного количества кислорода и питательных веществ.

Оценка функциональных резервов организма может быть осуществлена на основе сопоставления двух измеряемых показателей – *уровня функционирования доминирующей системы и степени напряжения регуляторных систем.*

Функциональный резерв может быть определен непосредственно на основании результатов функционально-нагрузочных тестов. Чем

он выше, тем меньше усилий требуется для адаптации к обычным условиям существования, к покою. Резервные "мощности" системы кровообращения создают запас прочности на случай неадекватных воздействий на организм, благодаря этому исходный уровень ее функционирования снижается.

Для ранней диагностики перетренированности используют различные функциональные тесты: определение характера восстановления сердечного ритма после окончания физической нагрузки, регистрация ЧСС в покое, ортостатическая проба и широко внедряемый в последние годы анализ вариабельности сердечного ритма.

1.4. Принципы тестирования в спорте

Процедура выполнения теста называется тестированием, *результатом тестирования является численное значение*, полученное в ходе измерений. В зависимости от цели все тесты подразделяются на несколько групп.

В первую из них входят показатели, *измеряемые в покое*. К таким тестам относятся показатели физического развития (длина и масса тела, толщина жировых складок, объем мышечной и жировой ткани и т.д.); показатели, характеризующие функционирование основных систем организма (частоту сердечных сокращений, состав крови, мочи и т.п.). В эту же группу входят психические тесты. Информация, получаемая с помощью этих тестов, является основной, во-первых, для оценки физического состояния занимающихся, во-вторых, для сравнения значений, полученных при выполнении нагрузки. При этом *уровень покоя принимается за базовый* и относительно него ведутся расчеты.

Вторая группа - это стандартные тесты, когда всем спортсменам предлагается выполнить *одинаковое задание* (например, в течение одной минуты подтянуться на перекладине 10 раз или другие требования). Специфическая особенность этих тестов заключается в выполнении *непредельной нагрузки*, и, следовательно, отсутствует мотивация на достижение максимально возможного результата.

Результат такого теста зависит от способа задания нагрузки: если задается механическая её величина, то измеряются медико-биологические показатели. Если же нагрузка теста задается по величине сдвигов медико-биологических показателей, то измеряются физические величины нагрузки (время, расстояние и т.п.).

Третья группа - это тесты, при выполнении которых, нужно показать *максимально возможный двигательный результат*, а измеряются значения *различных функциональных систем* (ЧСС, МПК и т.д.). Особенность таких тестов - высокий психологический настрой (мотивация) занимающегося на достижение предельных результатов. Следовательно, все, что регистрируется при их выполнении, зависит как минимум от двух факторов:

1) уровня развития измеряемого качества (например, выносливости или техники и т.д.) и

2) мотивации.

Может оказаться так, что спортсмен, обладающий высоким уровнем выносливости, не продемонстрирует его в тесте: он прекратит работу в тесте "до отказа" задолго до исчерпания резервных возможностей, не проявив своих волевых качеств.

Оценка подготовленности по одному тесту проводится крайне редко. Как правило, используется несколько тестов, которые в этом случае принято называть комплексом или батареей тестов.

Тестирующие нагрузки должны *отвечать определенным метрологическим требованиям*.

Первое требование. Должна быть определена *цель применения любого теста* или комплекса тестов. Правильное определение цели тестирования содействует правильному подбору тестов. В спортивной метрологии существует три вида тестирования: этапный, текущий и оперативный и в каждом из них десятки вариантов тестирования. Поэтому комплекс тестов должен включать в себя показатели, характеризующие двигательные качества, уровень, а также структуру физической подготовленности, соотношение, взаимосвязь между ними соответствующие профессиональной подготовке занимающихся.

Второе требование. Следует разработать *стандартизированную методику измерений результатов в тестах и процедуру тестирования*. Это значит, что измерения различных сторон физической подготовленности спортсменов должны проводиться систематически, это дает возможность *сравнить значения показателей на разных этапах тренировки* и в зависимости от динамики приростов в тестах нормировать нагрузку. Эффективность нормирования зависит от точности результатов контроля, которые в свою очередь зависят от стандартности проведения тестов и измерения в них результатов. для стандартизации методики тестирования следует соблюдать следующие требования: *режим дня предшествующего тестированию должен строиться по одной*

схеме. Исключаются большие и средние нагрузки, но могут проводиться занятия восстановительного характера; разминка должна быть стандартной; тестирование должны проводить одни и те же, умеющие это делать люди; схема выполнения теста не изменяется от тестирования к тестированию; интервалы между попытками должны ликвидировать утомление; спортсмен должен показать в тесте максимально возможный результат.

Третье требование. Необходимо определить *надежность и информативность используемых тестов.* Надежность - это степень совпадения результатов при повторном тестировании одних и тех же людей в одинаковых условиях. Надежность это, по сути дела, надежность оценки состояния человека, его способностей. Одно и то же двигательное качество можно измерить с помощью нескольких тестов. Например, максимальную скорость - по результатам пробегания с ходу отрезков в 10,20 и 30 м. Силовую выносливость - по числу подтягиваний на перекладине, отжиманий в упоре, количеству подъемов штанги в положении лежа на спине и т.д. Такие тесты называются эквивалентными. Эквивалентность теста определяется следующим образом: занимающиеся выполняют одну разновидность теста и затем, после небольшого отдыха, вторую и т.д. Если результаты оценок совпадают, то это свидетельствует об эквивалентности тестов.

Информативность тестов. В её определении необходимо ответить на вопросы о том, какие проявления физического состояния человека наиболее важны для учебной, трудовой и военной деятельности? Какими жизненно важными двигательными навыками должен владеть каждый человек? С помощью каких тестов можно оценить физическое состояние и двигательные навыки?

Четвёртое требование. Должна быть разработана *система оценок результатов в тестах.* Как правило, специалисты физического воспитания пользуются специальными таблицами оценки результатов по видам спорта: легкоатлетические многоборья, единая спортивная классификация, комплекс ГТО (незаслуженно забытый) и др. Оценки результатов можно разработать и самим преподавателям следующим образом. Проводятся массовые испытания, затем в каждой группе (по договоренности с экспертами) 20% лучших результатов оценивают как отличную физическую подготовленность. Хорошие оценки проставляют в диапазоне от 41 до 80%, удовлетворительный уровень от 11 до 40%; неудовлетворительный - у оставшихся 10% людей/1/. для того, чтобы рассчитать нормативы для ,классификаций необходимо иметь

полный диапазон результатов, показанных в данном виде тестирования от новичка до мирового рекордсмена.

Пятое требование. Необходимо указать *вид контроля* (оперативный, текущий или этапный).

1. Цель этапного контроля - получить информацию, на основании которой можно составить планы подготовки на период, этап или другой какой-то относительно длительный срок.

2. Основная задача текущего контроля - сбор и анализ информации, необходимой для планирования нагрузок или их коррекции. Измерения проводятся на каждом занятии или раз в неделю.

3. Оперативный контроль - экспресс-оценка состояния, в котором находится занимающийся физическими упражнениями в момент или сразу по окончании выполнения нагрузки (упражнений, серии упражнений и т.д.).

Проблема выбора и практического использования простых и информативных критериев, отражающих изменение физических качеств на различных этапах подготовки, чрезвычайно актуальна и значима. Многие специалисты убеждены, что тестирующие нагрузки должны отвечать определенным требованиям: быть простыми, надёжными, валидными (информативными), воспроизводимыми в динамике, специфичными, выполняемыми в естественных условиях, носить комплексный характер, а итоговая батарея тестов должна быть одинаковой на всех этапах подготовки в годичном цикле тренировки, учебного занятия. Для того, чтобы определить уровень физической подготовленности, а затем в течение работы установить есть ли изменения, выявить их характер, необходимость корректирующих действий и осуществить их, необходим рациональный подбор тестов, которые должны отвечать следующим требованиям:

- объективно отражать качества и способности, для оценки которых они применяются;
- быть понятными тем, для кого они предназначены;
- естественно вписываться в учебный процесс, поскольку его построение и контроль за эффективностью взаимосвязаны и взаимообусловлены и ни один из них не может нормально существовать без другого;
- быть доступными для широкого использования без существенных временных затрат и нарушения качеств процесса занятия.

Если тестирование органически вписывается в учебное занятие, то тесты не только позволяют получать данные о состоянии спортсменов, но и являются действенными средствами повышения их функциональных возможностей и улучшения психологического состояния, связанного, прежде всего, с воспитанием волевых качеств. Из вышесказанного можно сделать следующее заключение: тестирующие нагрузки включают в себе двойственную функцию. С одной стороны они выполняют своё прямое назначение, а с другой, являясь органической частью физических упражнений, оказывают на организм занимающегося и тренирующее воздействие.

Непременным условием успешного использования тестов является ознакомление спортсменов с программой тестирования, методикой анализа результатов и т.д. Спортсмены должны получать задания регулярно, вести специальные дневники, в которые заносятся полученные данные по результатам тестирования. Это обеспечивает наглядность, информативность, значительно облегчает анализ динамики уровней, повышает интерес к занятиям по физическому совершенствованию, осознанному подходу к своему здоровью. *Деятельность тренера малоэффективна, если она не опирается на осознанные, самостоятельные и активные действия спортсмена.*

Контрольные вопросы

1. Назовите основные исторические вехи становления физиологии спорта.
2. Что такое адаптация и функциональный резерв?
3. Основное значение процесса адаптации для физкультуры и спорта.
4. Роль физических нагрузок в процессе адаптации.
5. Какие характеристики физической нагрузки определяют тренировочный эффект.
6. Основные фазы процесса адаптации.
7. Назовите процессы, происходящие в организме в период срочной адаптации.
8. Отставленный и кумулятивный тренировочный эффект.
9. В чем заключается физиологический смысл стадии реадaptации?
10. Назовите основные механизмы процесса адаптации к физической нагрузке.
11. Понятие стресс-реакции, ее компоненты.
12. Значение контроля функционального состояния спортсменов.

13. Какие системы наиболее значимы для осуществления функционального контроля в спорте?
14. Основные показатели для тестирования в спорте.
15. Основные требования к проведению тестирования в спорте.

Литература к 1 главе

1. Ананин В. Ф. Биорегуляция человека – М.: Гласность, 1994. – 104 с.
2. Бутченко Л.А. Предпатологические состояния и патологические изменения при нерациональных занятиях спортом // Спортивная медицина. - М.: Медицина, 1984. – 240 с.
3. Баевский Р. М. , А. П. Берсенева, Н. Р. Палеев Оценка адаптационных возможностей организма и риска развития заболеваний – М., 1997. – 270 с.
4. Гаркави Л. Х. ,Квакина Е. Б., Уколова М. А. Адаптационные реакции и резистентность организма – Ростов-на-Дону: Изд-во Ростовского университета, 1990. – 238 с.
5. Ильинич В. И. Физическая культура студентов и жизнь. – М.: Гардарики, 2005. – 366 с.
6. Медведев В. И. Взаимодействие физиологических и психологических механизмов в процессе адаптации // Физиология человека. – 1998. – Т. 24, № 4. – С. 7-13.
7. Медведев М. А. Адаптационные характеристики человека (оценка и прогнозирование). – Томск: Изд-во Томского ун-та, 1997. – 138 с.
8. Селуянов В. Р., С. К. Сарсания, Е. В. Мякинченко и др. Основы теории оздоровительной физической культуры: учеб. пособие для инструкторов ФОК /. – М.: Финансовая Академия, 1995. – 68 с.
9. Холодов Ж. К. , В. С. Кузнецов Теория и методика физического воспитания и спорта. – М.: Издательский центр «Академия», 2004. – 480 с.

ГЛАВА II

ОЦЕНКА АДАПТАЦИИ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ РЕЗЕРВОВ ПО ПОКАЗАТЕЛЯМ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

2.1. Подсчет частоты сердечных сокращений

Используя функциональные тесты с подсчетом частоты сердечных сокращений (ЧСС), можно определить влияние физических упражнений на организм, что существенно помогает в дозировании физической нагрузки, её индивидуализации и оптимальности.

Есть несколько способов, наиболее примитивный из них — пальпаторный. Заключается он в прощупывании и подсчете пульсовых волн. Делать это нужно на таких артериях: сонной, височной и других доступных для пальпации. Как правило, пульс определяют на лучевой артерии у начала основания большого пальца, для чего пальцы (второй, третий и четвёртый) ставятся чуть выше лучезапястного сустава, артерия нащупывается и прижимается к кости (рис. 1).



Рис. 1. Пальпаторный способ подсчета ЧСС на лучевой артерии.

После усиленной нагрузки, знаменующейся частотой пульса до 170 уд/мин и выше, надежнее подсчитывать частоту сердцебиений (которая равна частоте пульса), положив руку на область верхушечного

толчка сердца.

Для самоконтроля ЧСС можно использовать прием, приведенный на рисунке 2.

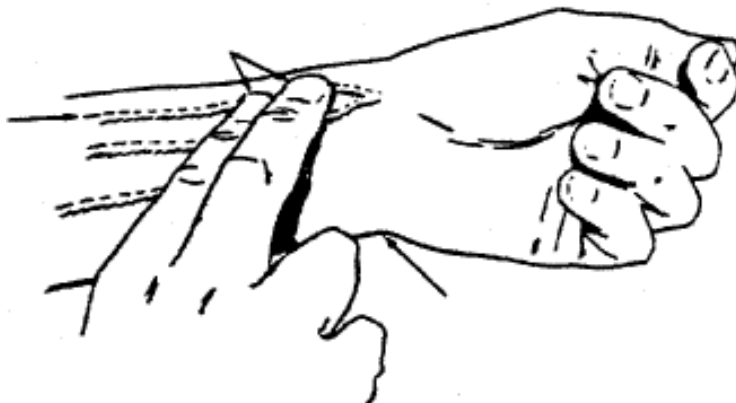


Рис.2. Пальпаторный способ самоконтроля ЧСС на лучевой артерии



Рис.3. Электронный браслет-пульсометр.

Во время занятий физкультурой контроль за ЧСС можно проводить путем подсчета пульса за 10 с при периодических остановках.

Ошибка при подсчете пульса таким методом составляет около 6 уд/мин. Более точные результаты можно получить, регистрируя время, затраченное на 10 ударов пульса. Методика такого подсчета будет заключаться в следующем: в момент пульсового удара включается секундомер (подсчет же пульса начинается со следующего удара), фиксируется время 10 сердечных сокращений.

Однако наиболее удобным и точным является применение электронных пульсометров (рис. 3), изготовленных в виде браслета, надеваемого на запястье.

Полезную информацию могут дать простейшие функциональные пробы, не требующие каких-либо приспособлений: 20 приседаний, 15с - бег на месте в максимальном темпе, 2 или 5- минутный бег на месте. После функциональной пробы с 20 приседаниями восстановление ЧСС должно происходить в течение 2 мин. После функциональной пробы с 2-минутным бегом на месте время восстановления пульса удлинится до 5 мин.

Анализ восстановительного периода после выполнения функциональных проб имеет важнейшее значение. Длительность восстановления зависит, прежде всего от - интенсивности нагрузки, от активности исследуемого лица при её выполнении и от функционального состояния сердечно-сосудистой системы. Чем быстрее восстанавливается до исходных величин ЧСС, тем выше функциональное состояние сердечно-сосудистой системы. При нормотонической реакции на функциональную пробу с 20 приседаниями ЧСС увеличивается в пределах 60-80% от исходного показателя, после 2-минутного бега - не более чем на 100%. Увеличение ЧСС выше этих цифр свидетельствует об ухудшении функциональной способности сердца.

Пульсовое давление при пробе с 20 приседаниями не должно повышаться более чем на 80-100%, при 3-минутном беге - более чем на 100-120% по сравнению с исходными данными. Процент увеличения пульсового давления не должен значительно отставать от процента учащения пульса.

Вышеперечисленные пробы могут применяться как одномоментные, так и как комбинированные. Наиболее типичным примером комбинированной пробы с физической нагрузкой является широко известная *проба Летунова*. В эту пробу входят 20 приседаний, затем 15-секундный бег в максимальном темпе, а затем 3минутный бег со скоростью 180 шагов в минуту . 20 приседаний являются как бы разминкой,

15-минутный бег оценивает качество быстроты, 3-минутный бег - Качество выносливости.

Орто статическая проба. В состоянии хорошей тренированности орто статические воздействия не вызывают значительных изменений пульса. Как известно, в норме его учащение после перехода в вертикальное положение достигает в среднем 6-18 ударов в 1 мин, в то время как больший прирост свидетельствует о наличии функциональных отклонений.

Клино статическая проба. Урежение пульса при переходе в горизонтальное положение норме не более 4-12 ударов в 1 мин, в то время как более уреженный пульс указывает на недостаточную тренированность.

2.2. Эргометрия

При проведении исследований физиологических реакций, определяемых в лабораторных условиях, необходимо контролировать величину физического усилия испытуемого с тем, чтобы обеспечить определенную постоянную интенсивность работы. Как правило, это осуществляется с помощью эргометров. Эргометр (греч. *эрго* — работа; *метр* — мера) представляет собой *прибор, позволяющий контролировать (стандартизировать) и измерять количество и интенсивность физической работы, выполняемой человеком.* Рассмотрим некоторые примеры.

Велоэргометры

Длительное время велоэргометры были основными приборами, используемым для тестирования. В настоящее время их широко используют как при исследованиях, так и в клинических целях, хотя в США наметилась тенденция к использованию тредбанов. Выполнять работу на велоэргометре можно либо в вертикальном положении (рис. 4), либо в положении лежа на спине.

В вело эргометрах обычно используется один из четырех видов сопротивления:

- 1) механическое трение;
- 2) электрическое сопротивление;
- 3) сопротивление воздуха;
- 4) гидравлическое сопротивление жидкости.



Рис. 4. Велозргометр

В приборах, основанных на механическом трении, величина сопротивления педалированию регулируется с помощью ремня вокруг маховика. Ваша исходная мощность зависит от интенсивности педалирования, т.е. чем выше интенсивность, тем больше мощность. Чтобы поддерживать одну и ту же мощность во время теста, необходимо сохранять одну, постоянную интенсивность педалирования, поэтому ее необходимо все время контролировать.

В приборах с использованием электрического сопротивления, которые называют велозргометрами с электрическим тормозным устройством, сопротивление обеспечивает электрический проводник, передвигающийся в магнитном или электромагнитном поле. Сила магнитного поля определяет величину сопротивления педалированию. Последняя автоматически вырастает по мере уменьшения интенсивности

педальирования и снижается при ее увеличении, тем самым обеспечивая постоянную мощность.

Велоэргометры, основанные на действии сопротивления воздуха, весьма популярны, однако они больше подходят для тренировочных целей, чем для проведения лабораторных тестов. В них маховик стандартного эргометра с механическим тормозным устройством заменен колесом, имеющим ряды вентиляторных крыльев, расположенных, как спицы. Когда колесо вращается, крылья перемещают воздух; таким образом, величина сопротивления прямо пропорциональна интенсивности педальирования.

Велоэргометры, в которых используется гидравлическая жидкость для изменения величины сопротивления, могут обеспечивать постоянную мощность независимо от интенсивности педальирования. При педальировании гидравлическая жидкость вытекает через отверстие. Изменение размера этого отверстия позволяет варьировать величину сопротивления. Чем больше отверстие, тем легче жидкости вытекать и тем меньше величина испытываемого сопротивления.

Велоэргометры имеют ряд преимуществ по сравнению с другими эргометрическими приборами. При работе на велоэргометре верхняя часть туловища практически остается неподвижной, что позволяет с большей точностью измерять давление крови, а также облегчает процесс взятия проб крови при физических нагрузках. Кроме того, интенсивность работы при педальировании не зависит от массы тела. Это важно при изучении физиологических реакций на стандартную интенсивность работы (выходную мощность). Например, если вы потеряли 15 фунтов массы, результаты, полученные при тестировании на тредбане, окажутся несопоставимыми с результатами, полученными до того, как масса вашего тела уменьшилась, поскольку физиологические реакции на заданную скорость и наклон на тредбане изменяются в зависимости от массы тела. После потери массы вы сможете выполнить меньший объем работы, чем прежде, при таких же скорости и наклоне. Что касается велоэргометров, то здесь уменьшение массы тела не столь сильно изменяет физиологическую реакцию на стандартную мощность.

Следует отметить, что велоэргометры имеют и недостатки. Если вы нерегулярно работаете на велоэргометре, мышцы ваших ног, вероятнее всего, устанут раньше, чем тело. Кроме того, пиковые (максимальные) показатели некоторых физиологических переменных, получаемых при работе на эргометре, часто оказываются ниже этих же показателей, получаемых при выполнении работы на тредбане. Это может быть обу-

словлено локальной усталостью ног, скоплением крови в ногах (меньшее количество крови возвращается к сердцу) или тем, что при работе на велоэргометре участвует меньше мышц, чем при выполнении работы на тредбане.

Тредбаны

Тредбаны (рис. 5) являются эргометрами выбора для увеличивающегося числа исследователей и врачей, в частности в США. Мотор и система роликов в них приводят в движение большую конвейерную ленту, на которой испытуемый может либо идти, либо бежать. Длина и ширина ее должны соответствовать размерам вашего тела и длине шага. На слишком узких или коротких тредбанах практически невозможно осуществить тестирование спортсменов высокого класса.



Рис. 5. Тредбан

Тредбаны имеют ряд преимуществ. В отличие от большинства велоэргометров интенсивность работы на тредбанах не нужно контролировать: если вы не поддерживаете скорость, равную скорости движения ленты, вы попросту 'сойдете' с него. Ходьба на тредбане является весьма естественным видом деятельности, поэтому приспособиться к ней очень легко, для этого требуется не более 1 — 2 мин. Кроме того,

обычные люди почти сразу же достигают максимальных для себя физиологических показателей на тредбане, в то время как некоторые спортсмены достигают более высоких показателей на эргометрах, что соответствует их режиму тренировочных занятий или соревнований.

Тредбаны, однако, имеют и ряд недостатков. Они, как правило, стоят дороже, чем велоэргометры. Кроме того, они более громоздки, для их использования необходима электрическая энергия. Трудно точно измерить давление крови во время выполнения работы на тредбане, поскольку шум от его работы затрудняет прослушивание с помощью стетоскопа. Также трудно точно измерить давление крови при увеличении скорости движения ленты. Не менее трудно взять пробу крови у человека, находящегося на тредбане.

Другие эргометры

Другие эргометры позволяют спортсменам, занимающимся определенными видами спорта, пройти тестирование в форме, близкой к тренировочному или соревновательному процессу. Например, ручные эргометры применяют для тестирования спортсменов и неспортсменов, которые в своей физической деятельности используют в основном руки и плечи (например, пловцов). Гребной эргометр предназначен для тестирования гребцов. В последнее время большую популярность приобрели эллиптические тренажеры (рис. 6), позволяющие распределить нагрузку на все мышцы туловища.

Ценные данные были получены при наблюдении за пловцами в бассейне. Проблемы, связанные с выполнением поворотов и постоянным движением ног, привели ученых к попыткам использовать плавание 'на привязи': пловца заключали в 'упряжку', прикрепленную к канату, серии блоков и специальному лотку с тяжестью (рис. 7).

Спортсмен плывет со скоростью, при которой сохраняется постоянное положение тела в бассейне. По мере добавления массы в лотке пловцу приходится плыть быстрее (больше работать), чтобы сохранить положение тела.

Хотя этот метод позволил получить весьма интересные данные, техника плавания пловца 'на привязи' отличается от техники свободного плавания. Гидродинамический бассейн (рис. 4) позволяет пловцам максимально приблизиться к своей естественной технике плавания. Сущность гидродинамического бассейна состоит в следующем: пропеллерные насосы обеспечивают циркуляцию воды позади пловца, который старается сохранить положение тела. Изменяя степень циркуляции воды, изменяют скорость, с которой пловец должен плыть. Гидродинами-

ческий бассейн, к сожалению, очень дорогостоящий, позволил, по крайней мере частично, решить проблемы, связанные с плаванием 'на привязи', а также создал новые возможности для проведения дальнейших исследований.



Рис. 6. Эллиптический тренажер

Выбирая эргометр для проведения тестирования влияния физической нагрузки, очень важно учитывать принцип специфичности теста, что показали результаты исследований. В обоих исследованиях контролировали увеличение аэробной выносливости после 10 недель занятий по плаванию. Испытуемые выполняли максимальную нагрузку (бег на тредбане и плавание на привязи) до и после тренировочных занятий.

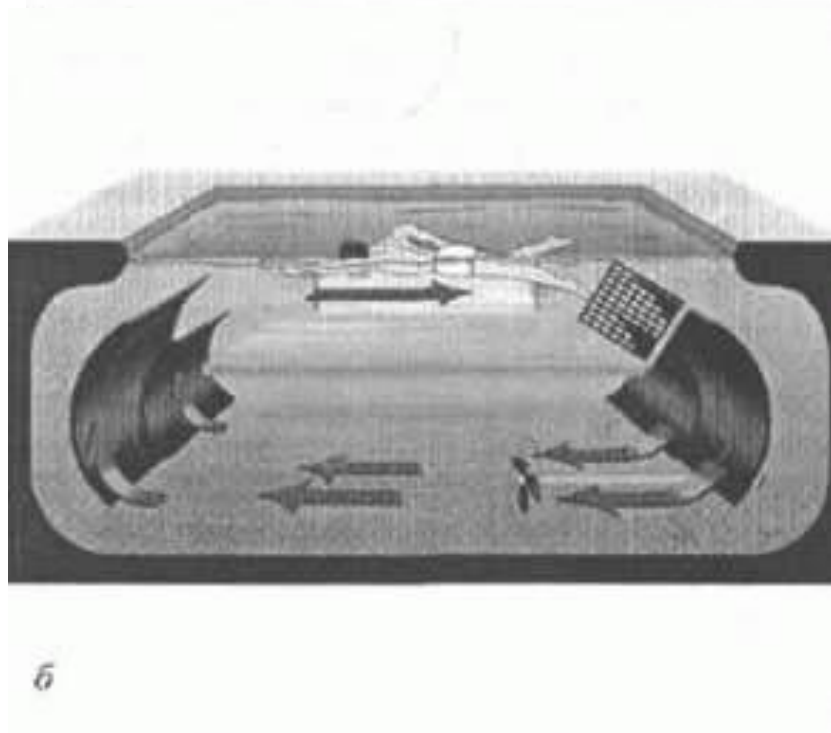
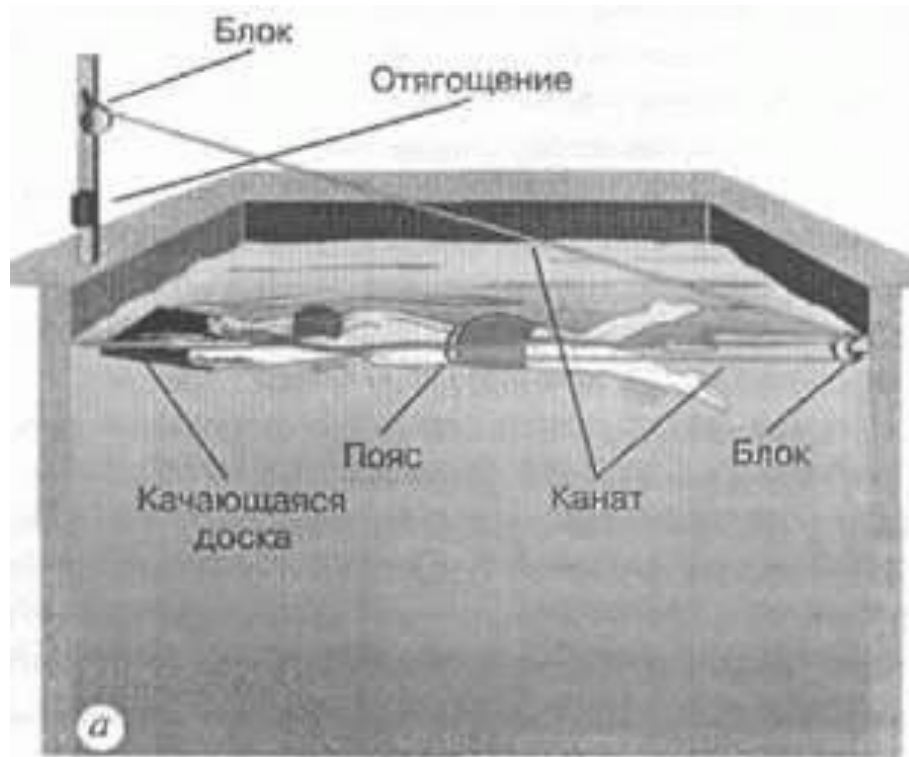


Рис. 7. Плавание 'на привязи' (а) и плавание в гидродинамическом бассейне (б)

Показатель выносливости, определенный на основании теста плавания 'на привязи', увеличился на 11 - 18 %, в то время как выносливость, определенная на основании теста бега на тредбане, не изменилась. Если бы для тестирования использовали лишь бег на тредбане, ученым пришлось бы сделать вывод, что тренировка спортсмена-пловца не влияет на кардиореспираторную выносливость вообще.

2.3. Оценка физической работоспособности

Физическая работоспособность является показателем функции нескольких систем организма и, в частности, сердечно-сосудистой, дыхательной, системы крови, нервной системы и т.п. *к пробам, определяющим физическую работоспособность, относятся Гарвардский степ-тест. PWC170 и максимальное поглощение кислорода.*

Гарвардский степ-тест.

Сущность Гарвардского степ - теста (название связано с местом, где он был разработан, - лаборатория утомления при Гарвардском университете) заключается в восхождении и спуске со ступеньки определенной высоты, различной для каждого возраста, в определенном темпе в течение определенного времени. Обычно для мужчин высота ступеньки составляет 50 см, время 5 мин, темп 30 восхождений и спусков в 1 мин; для женщин соответственно 45 см, 4 мин. при том же темпе.

После выполнения пробы в восстановительный период определяется трижды ЧСС за 30 с. - первый раз в промежуток от 60-й до 90-й секунды, затем - от 120-й до 150-й и далее - от 180-й до 210-й секунды. Результаты этой пробы выражаются количественно по так называемому индексу Гарвардского степ – теста:

$$ИТГС = \frac{T}{(T_1 + T_2 + T_3) * 2}$$

где

T_1 - частота сердечных сокращений за 60-90-секундный промежуток восстановительного периода;

T_2 - за 120-150-секундный промежуток;

T_3 - за 180-210 секундный промежуток;

T- фактическое время выполнения теста в секундах.

Если ИТГС ниже 50, то физическая работоспособность считается очень плохой, при цифрах 51-60- плохой, 61-70- достаточной, 71-80- хорошей, 81-90- очень хорошей, более 91- отличной.

Следует иметь в виду, что если испытуемый прекращает восхождение на ступеньку раньше, чем 5 мин, фиксируется только истинное время ее выполнения и расчет ИТГС ведется по истинному времени его выполнения (T). Как видно из формулы расчета ИТГС, его величина характеризует скорость восстановительных процессов после физической нагрузки. Чем выше индекс, тем быстрее идет восстановление пульса.

Определение физической работоспособности по тесту PWC170 сложнее, так как требует специальной аппаратуры, в частности велоэргометра, позволяющего точно дозировать нагрузку. Измерение ЧСС при этом исследовании производится не непосредственно во время выполнения физической нагрузки. Свое название тест PWC170 получил от первых букв английского термина - физическая работоспособность - Physical Working Capacity.

Принцип теста PWC170 основан на том, что, по мнению его авторов (Съестранда и Валунд, 1947-1948), существует линейная зависимость между ЧСС и мощностью выполняемой работы. Это позволяет предсказать на основании выполняемой работы, какой будет у обследуемого ЧСС при любой нагрузке большей интенсивности. Эта зависимость после ЧСС, равной 170, нарушается. Поскольку физиологи считают, что ЧСС, равная 170 ударам в 1 мин., характеризует оптимальный по производительности режим сердечно-сосудистой системы, физическая работоспособность определяется величиной мощности мышечной работы, при которой ЧСС достигает 170 ударов в 1 мин.

Профессором В. Л. Карпманом и его учениками было показано, что у молодого человека при пульсе 170 ударов в минуту сердце работает с наибольшей отдачей, а при дальнейшем увеличении мощности падает. Поэтому целесообразно измерять физическую работоспособность при пульсе 170 ударов в минуту. для этого нужно определить мощность работы, при которой пульс достигнет этой цифры у данного человека. Учёные предложили простой способ измерения этого показателя, основанный на том, что зависимость частоты пульса от мощности линейна, а значит, её можно описать уравнением вида

$$F = A * W + F_0$$

где

F - частота пульса при нагрузке;

A - коэффициент пропорциональности;

W - мощность;

*F*₀ - частота пульса в покое.

Если измерить частоту пульса двух последовательных нагрузок, нетрудно рассчитать мощность при пульсе 170 ударов в минуту. Величина этой мощности и будет PWC170.

Исследование PWC170 у спортсменов обнаружили, что у борцов и гимнастов она сравнительно невысока, тогда как у лыжников, велогонщиков, бегунов-стайеров - очень большая. Поэтому принято считать, что PWC170 отражает, прежде всего аэробную производительность, то есть работоспособность в зонах умеренной и большой мощности, где главным источником энергии являются окислительные процессы. Отечественными учеными было предложено использовать в качестве опорной точки для расчета PWC170 пульс покоя. Такая методика в последние годы получила широкое распространение.

Восстановление фазовой структуры сердечного цикла после физических нагрузок протекает у лиц с различной физической работоспособностью неодинаково. Чем выше значение PWC-170, тем быстрее протекает восстановительная перестройка кардиогемодинамики.

Последовательность выполнения теста:

Испытуемый последовательно выполняет две нагрузки в течение 5 мин. с 3-минутным интервалом отдыха между ними. В последние 30 сек. пятой минуты каждой нагрузки подсчитывается пульс.

Мощность первой нагрузки (N1) подбирается по таблице 1 в зависимости от веса тела обследуемого с таким расчетом, чтобы в конце 5-й минуты пульс (f1) достигал 110...115 уд./мин.

Мощность второй (N2) нагрузки определяется по табл. 2 в зависимости от величины N1. Если величина N2 правильно подобрана, то в конце пятой минуты пульс (f2) должен составить 135...150 уд./мин.

Таблица 1

Мощность первой нагрузки, рекомендуемая для определения PWC_{170}
у спортсменов различного веса (по Белоцерковскому)

Вес тела в кг	59 и менее	60–64	65–69	70–74	75–79	80 и более
Мощность первой нагрузки, кгм/мин (N1)	300	400	500	600	700	800

Таблица 2

Ориентировочные значения мощности второй нагрузки (в кгм/мин),
рекомендуемые при определении PWC_{170}

Мощность работы при первой нагрузке, кгм/мин	Мощность N2, кгм/мин				
	ЧСС N1, уд / мин				
	80–89	90–99	100–109	110–119	120–129
400	1100	1000	900	800	700
500	1200	1100	1000	900	800
600	1300	1200	1100	1000	900
700	1400	1300	1200	1100	1000
800	1500	1400	1300	1200	1100

Испытуемому предлагается последовательно выполнить на велоэргометре две нагрузки умеренной интенсивности с частотой вращения педалей 60-75 об/мин, разделенные 3-минутным интервалом отдыха. Мощность первой нагрузки дозируется исходя из массы тела. Каждая нагрузка продолжается 5 минут и по ее окончании подсчитывается ЧСС.

Значения PWC_{170} рассчитывается путем подстановки экспериментальных значений ЧСС и мощности выполняемой нагрузки в следующую формулу:

$$PWC_{170} = W + (W^1 - W^2) \cdot \frac{(170 - f)}{f^1 - f^2}$$

Это уравнение позволяет легко найти величину PWC-170, если известны мощность 1-й (W^1) и 2-й (W^2) нагрузок и ЧСС в конце 1-й (f^1) и 2-й (f^2) нагрузок.

Величину PWC_{170} можно определить графически (рис. 8).

Уровень физической работоспособности по тесту PWC-170 определяется прежде всего производительностью кардиореспираторной системы. Чем эффективнее работа аппарата кровообращения, тем выше функциональные возможности вегетативных систем организма, тем больше величина PWC-170 (см. табл. 3).

Для увеличения объективности в оценке мощности выполненной работы при ЧСС, равной 170 уд/мин, следует исключить влияние весового показателя, что возможно путем определения относительного значения PWC_{170} . Значение PWC_{170} делят на вес испытуемого, сравнивают с аналогичным значением по виду спорта (табл. 4), дают рекомендации.

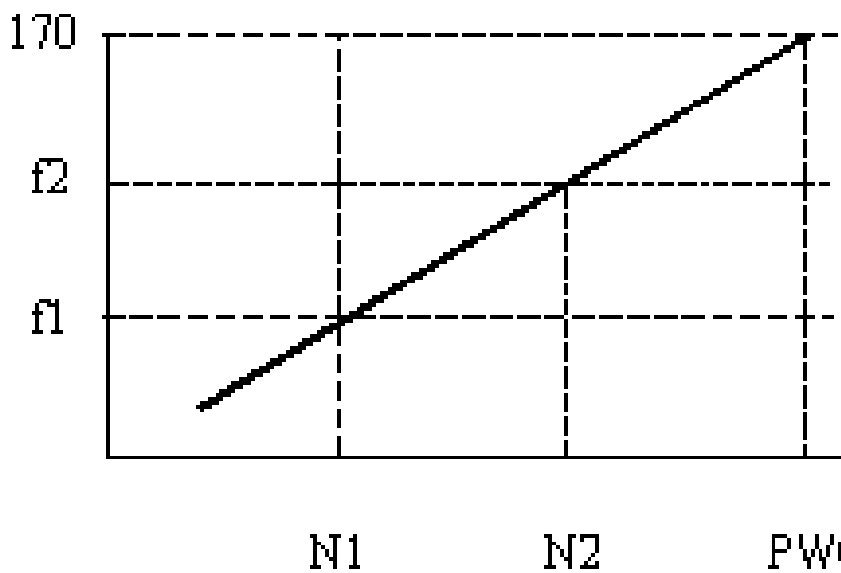


Рис. 8 Определение физической работоспособности по тесту PWC_{170} методом графической экстраполяции

Таблица 3

Оценка уровня физической работоспособности по тесту PWC-170

Уровень физической работоспособности (кгм/ мин/ кг)			
Низкий	Средний	Высокий	Очень высокий
< 8,50	8,51-10,50	10,51-12,51	> 12,51

Таблица 4

Средние величины PWC₁₇₀ у спортсменов (по Карпману)

Спортивная специализация	PWC ₁₇₀		
	кгм/мин ± m	Пределы колебаний	На 1 кг веса тела ± m
Лыжники	1760 ± 305	1140...2328	25,7 ± 4,6
Конькобежцы	1710 ± 284	1160...2328	24,0 ± 3,5
Легкоатлеты (бег на сред. дист.)	1694 ± 35	1200...2400	24,2 ± 1,9
Велосипедисты	1670 ± 287	1220...2130	22,6 ± 3,9
Баскетболисты	1625 ± 306	950...2241	18,7 ± 2,8
Ватерполисты	1637 ± 219	1328...2190	19,1 ± 2,5
Гребцы	1919 ± 249	1125...2100	21,2 ± 2,2
Пятиборцы	1594 ± 265	1145...2236	21,7 ± 2,6
Спортивная ходьба	1548 ± 216	1250...1867	22,5 ± 2,1
Футболисты	1529 ± 195	1200...1910	21,7 ± 2,5
Хоккеисты	1428 ± 47	489...1810	20,1 ± 2,72
Борцы	1370 ± 310	976...2150	18,6 ± 2,5
Теннисисты	1280 ± 284	990...1800	18,4 ± 3,2
Тяжеловесы	1148 ± 224	750...1332	15,16 ± 1,6
Гимнасты	1044 ± 150	793...1400	16,5 ± 2,0
Боксеры	1360 ± 335	948...2456	20,2 ± 2,35
Прыгуны в воду	1195 ± 190	868...1518	17,7 ± 2,1

Полученные абсолютные значения физической работоспособности (в кгм/мин) не учитывают особенностей физического развития людей.

Известно, что уровень физической работоспособности зависит не только от тренированности, но и от таких факторов, как пол, возраст, размеры тела, наследственность, состояние здоровья и т. д. Поэтому для того, чтобы можно было сравнивать уровень физической работоспособности у людей не только различного возраста и пола, но и с различной массой тела, рассчитывают относительные величины PWC AF на 1 кг массы тела (в кгм/мин кг). Для этого полученное по формуле (1) абсолютное значение показателя физической работоспособности необходимо разделить на значение показателя веса тела (в кг).

Более точно с учетом пола и возраста работоспособность можно оценить по таблицам 5 и 6. Эти же таблицы можно использовать для оценки так называемого функционального возраста.

Таблица 5.

Оценка физической работоспособности у мужчин в зависимости от возраста

Баллы	Физическая работоспособность (в кгм/мин X кг) в зависимости от возраста (лет)				
	20-29	30-39	40-49	50-59	60 и более
5	> 16.6	> 15.8	> 15.0	> 14.1	> 13.6
4	15.6 - 16.5	14.8 - 13.5	14.1 - 14.9	13.3 - 14.0	12.9 - 13.5
3	14.2 - 15.2	13.4 - 12.6	12.6 - 14.0	11.9 - 13.2	10.2 - 12.8
2	13.3 - 14.1	12.5 - 11.3	11.7 - 12.5	10.9 - 11.8	9.1 - 10.1
1	< 13.2	< 12.4	< 11.6	< 10.8	< 9.0

На результаты пробы PWC-170 существенное влияние оказывает мощность применяемых в этом тесте велоэргометрических нагрузок. В случае, когда разница между 1-й и 2-й нагрузками небольшая, точность определения значения PWC-170 снижается. Главным образом это происходит в связи с тем, что система реагирования аппарата кровообращения не способна точно дифференцировать мало различающиеся по мощности возмущения. Поэтому при проведении теста мощность 2-й нагрузки должна существенно отличаться от мощности 1-й нагрузки: в конце первой ЧСС должна достигать 100-120 уд/мин, а в конце второй – 145-160 уд/мин.

Важным достоинством пробы PWC-170 является то, что в процессе тестирования исключается субъективное отношение человека к исследователю.

Таблица 6.
Оценка физической работоспособности у женщин в зависимости от возраста

Баллы	Физическая работоспособность (в кгм/мин X кг) в зависимости от возраста (лет)				
	20-29	30-39	40-49	50-59	60 и более
5	> 13.4	> 12.7	> 12.1	> 11.2	> 10.2
4	12.4 - 13.3	11.8 - 12.6	11.2 - 12.0	10.4 - 11.1	9.3 - 10.1
3	11.1 - 11.9	10.8 - 11.7	9.8 - 11.1	8.6 - 10.3	7.5 - 9.2
2	10.0 - 11.0	9.5 - 10.6	8.7 - 9.7	7.5 - 8.5	6.4 - 7.4
1	< 9.9	< 9.4	< 8.6	< 7.4	< 6.3

Определение PWC-170 по результатам степ-теста.

При необходимости определения физической работоспособности одновременно у группы тренирующихся целесообразно вместо велоэргометра применять степ-тест. Такая модификация метода дает менее точные результаты, но при этом позволяет за короткий промежуток времени протестировать большую группу занимающихся. Особенно это важно при работе с группой студентов.

Для этого подсчитывается пульс до нагрузки в течение трех минут (исходный), после первой нагрузки, после второй нагрузки и в течение пяти минут восстановительного периода. Все результаты пульса записываются и после проведения степ-теста заносятся в протокол, где заранее были внесены фамилии, вес, курс, факультет и группа студентов.

Для измерения физической работоспособности в тесте используется скамейка, табурет или специальный стул со сменной ступенькой. Высота ступеньки регулируется так, чтобы угол между бедром и голенью ноги, стоящей на ступеньке составлял примерно 90° (0,35-0,50 м). Выполняется две нагрузки без перерыва под метроном по секундомеру. Первая нагрузка - 16-20 циклов за минуту в течение 3 минут, вторая 25-30 циклов за минуту в течение 2 минут.

Нагрузки выполняются следующим образом: на счет "раз" ставится правая нога на гимнастическую скамейку (всей ступней, а не на носок), на счет "два" - левая нога, на счет "три" правая нога ставится на пол, на счет "четыре" левая нога ставится на пол. Прежде чем начать нагрузку преподаватель должен четко показать правильность выполнения степ-теста и дать ритм выполнения нагрузок.

Первая нагрузка выполняется со скоростью 20 подъемов в минуту, то есть один подъем и спуск на четыре счета в течение трех секунд, а вторая нагрузка - со скоростью 30 подъемов в минуту, то есть полный подъем и спуск на четыре счета в течение двух секунд.

Как первая, так и вторая нагрузки выполняются в течение трех минут, то есть первая нагрузка будет состоять из 60 подъемов за три минуты, а вторая нагрузка - из 90 подъемов за три минуты. Между первой и второй нагрузкой перерыв в 10 секунд, необходимый для подсчета пульса после первой работы.

Частота пульса измеряется сразу после окончания работы в первые 10 секунд, чтобы привести к минуте. Частоту пульса в покое не обязательно регистрировать непосредственно перед тестированием, лучше если это будет величина, измеренная неоднократно испытуемым в спокойном состоянии.

Частота пульса после второй нагрузки должна быть не менее 140 ударов в минуту. Если данные ниже, пробу надо повторить, увеличит вторую нагрузку за счет увеличения высоты подъема, либо за счет увеличение темпа.

Поэтапно методика степ-теста выглядит следующим образом:

1. Группа студентов строится за гимнастической скамейкой.
2. Заполняется протокол исследования физической работоспособности (Ф.И.О., курс, группа, вес).
3. Преподаватель объясняет и показывает технику проведения степ-теста.
4. Студенты четырьмя пальцами левой руки находят пульсацию на правой лучевой или сонной артерии и подсчитывают пульс под команду за 10 секунд и так трижды в течение трех минут, затем вносят результаты в протокол.
5. Под счет преподавателя (раз, два, три, четыре - за три секунды) проводится первая работа: в течение трех минут 60 подъемов на гимнастическую скамейку.
6. После прекращения работы, в положении стоя, находится пульсация четырьмя пальцами левой руки на правой лучевой

- или сонной артерии, и подсчитывается пульс в течение 10 секунд, который запоминается.
7. Под счет преподавателя (раз, два, три, четыре - за две секунды) проводится вторая работа: в течение трех минут 90 подъемов на гимнастическую скамейку.
 8. После прекращения работы, в положении стоя, под команду преподавателя подсчитывается пульс на лучевой или сонной артерии в течение 10 секунд, который запоминается.
 9. Продолжая стоять, студенты под команду преподавателя подсчитывают пульс в течение пяти минут восстановительного периода в последние 10 секунд каждой минуты, то есть на 50 секунде после конца работы, в 1 мин. 50 сек., 2 мин. 50 сек. и т.д.
 10. Преподаватель вносит в протокол все результаты пульсов, которые по порядку диктуют студенты.

Дальнейшие расчеты и оценка результатов проводятся аналогично тому, как это делалось для метода с велоэргометром (см. выше)

2.4. Определение максимального потребления кислорода (МПК)

МПК выражает предельную для данного человека "пропускную" способность системы транспорта кислорода и зависит от пола, возраста, физической подготовленности и состояния организма.

В среднем МПК у лиц с разным физическим состоянием достигает 2,5 - 4,5 л/мин, в циклических видах спорта - 4,5...6,5 л/мин.

Способы определения МПК: *прямой и непрямой*. *Прямой метод определения МПК основан на выполнении спортсменом нагрузки, интенсивность которой равна или больше его критической мощности. Он небезопасен для обследуемого, так как связан с предельным напряжением функций организма. Чаще пользуются непрямыми методами определения, основанными на косвенных расчетах, использовании небольшой мощности нагрузки. К косвенным методам определения МПК относятся метод Астранда; определение по формуле Добельна; по величине PWC_{170} и др.*

Определение МПК по методу Астранда.

Для выполнения теста необходимы: велоэргометр, номограмма Астранда.

На велоэргометре обследуемый выполняет 5-минутную нагрузку определенной мощности. Величина нагрузки подбирается с таким расчетом, чтобы частота пульса в конце работы достигала 140-160 уд./мин (примерно 1000-1200 кгм/мин). Пульс подсчитывается в конце 5-й минуты в течение 10 сек. пальпаторным, аускультативным или электрокардиографическим методом. Затем по номограмме Астранда (рис. 9) определяют величину МПК, для чего, соединив линией ЧСС во время нагрузки (шкала слева) и вес тела обследуемого (шкала справа), находят в точке пересечения с центральной шкалой величину МПК. Результат сравнивается с нормативом в соответствии со спортивной специализацией (табл. 7).

Определение МПК по степ-тесту.

Для выполнения теста необходимы: ступеньки высотой 40 см и 33 см, метроном, секундомер, номограмма Астранда.

Испытуемый в течение 5 минут производит восхождение на ступеньку высотой 40 см для мужчин и 33 см для женщин со скоростью 25,5 цикла, в 1 минуту. Метроном устанавливается на частоту 90.

В конце 5-й минуты в течение 10 сек. регистрируется частота пульса. Величина МПК определяется по номограмме Астранда (рис.9) и сравнивается с нормативом со спортивной специализацией (табл. 7). Учитывая, что МПК зависит от веса тела, можно вычислить относительную величину МПК (МПК/вес).

Определение МПК по величине PWC_{170} .

Расчет МПК производится с помощью формул, предложенных В. Л. Карпманом:

$$\text{МПК} = 2,2 PWC_{170} + 1240$$

- для спортсменов, специализирующихся в скоростно-силовых видах спорта;

$$\text{МПК} = 2,2 PWC_{170} + 1070$$

- для спортсменов, тренирующихся на выносливость.

Величину МПК определяется по одной из формул и сравнить ее с данными в соответствии со спортивной специализацией (табл. 9).

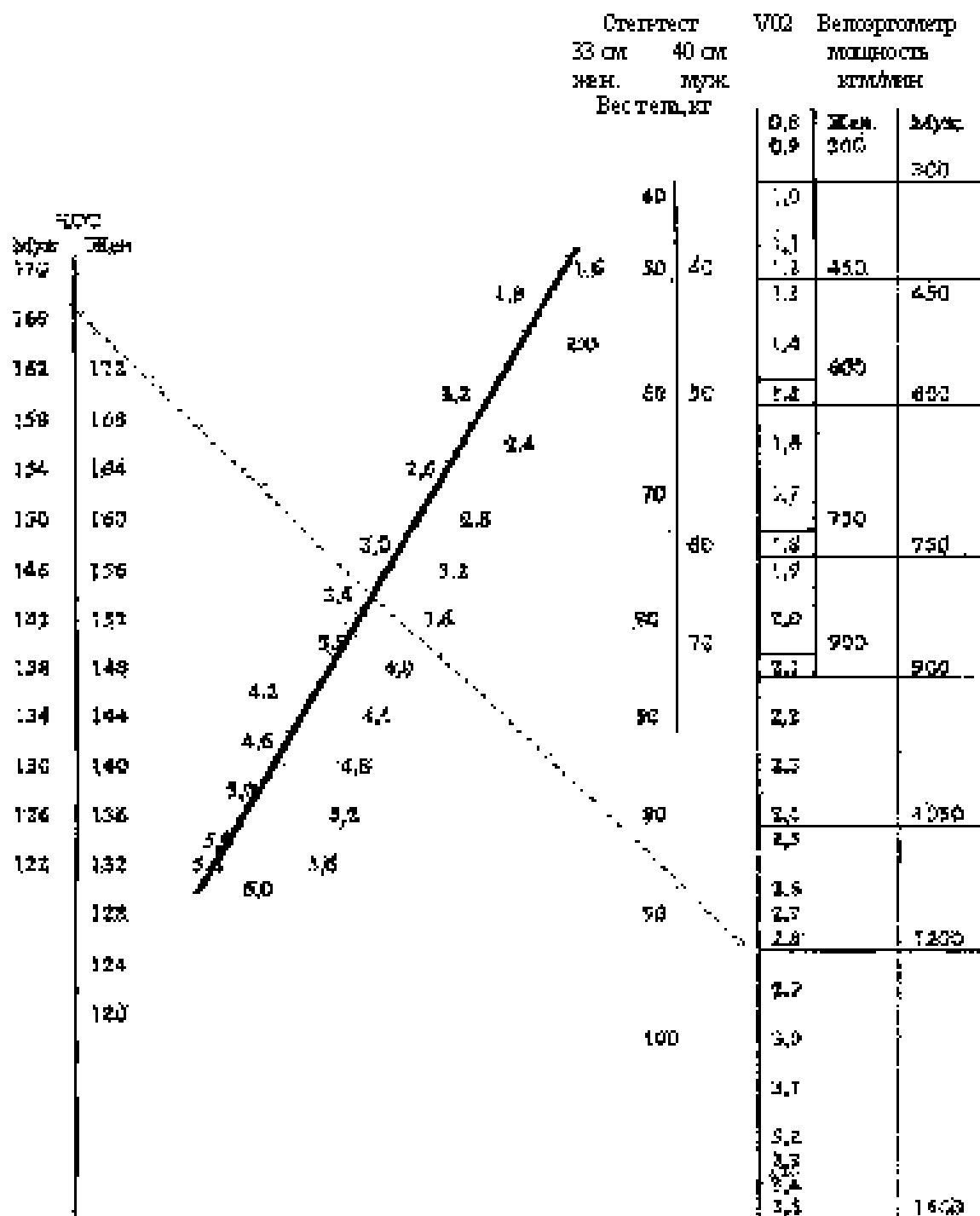


Рис. 9. Номограмма Астранда для определения МПК.

Таблица 7.

Средние величины МПК в скоростно-силовых видах спорта
(по Карпману)

Спортивная специализация	МПК, л/мин		мл/мин на 1 кг веса	
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины
Лыжный спорт	5,6	3,8	83	64
Легкая атлетика	стайерский бег	4,8	–	79
	бег на 800 и 1500 м	5,4	–	75
	бег на 400 и 800 м	–	3,1	–
	бег на 400 м	4,9	–	67
Велосипедный спорт	5,2	–	79	–
Плавание	5,0	3,2	66	56
Фехтование	4,2	2,4	59	43
Тяжелая атлетика	4,5	–	56	–
Не занимающиеся спортом	3,4	2,2	44	39

Пример:

Например, юноша С., 19 лет, с массой тела 75 кг. Результаты исходного пульса:

На первой минуте 14 ударов за 10 сек, на второй – 13 ударов, на третьей – 12 ударов. Следовательно, пульс постепенно снижается, скорее всего, за счет того, что организм успокаивается, и можно взять за исходный пульс- 12 ударов за 10 секунд.

После первой работы пульс – 21 сек, после второй – 26 ударов. По таблице находим PWC170 на 1 кг массы тела, которая равна 12,2 кгм/мин/кг. Умножаем эту цифру на 75 кг и получаем , что PWC170 С. равна 915 кгм/мин (по таблице оценки показателей физической работоспособности этот результат оценивается как ниже среднего). Полученный результат (915 кгм/мин) умножаем на 1,7 и прибавляем 1240 и получаем 2795,5 мл/мин. Делим полученную цифру на 75 и получаем 37,3 мл/мин/кг.

Это МПК на 1 кг массы тела С. По таблице видно, что у мужчины с массой тела 75 кг в 19 лет должная МПК равна 48-46 мл/мин/кг. В графе под этим же весом находим цифру, которую мы получили (37,3 мл/мин/кг) и смотрим, какому возрасту она соответствует. Данная циф-

ра соответствует возрасту 40-44 года. Это и есть функциональный возраст С.

Факторы, которые следует учитывать при проведении контроля контроля.

Многие факторы могут изменить срочную реакцию организма на физическую нагрузку. При этом особо следует учитывать условия окружающей среды. Такие факторы, как температура и влажность в лаборатории, а также освещенность и наличие шума в месте проведения теста, могут заметно повлиять на реакцию организма и в состоянии покоя, и при выполнении физической нагрузки. Следует даже учитывать, когда и какое количество пищи съедено.

Таблица 8

Изменение ЧСС при беге на тредбане с интенсивностью 14 км/ч в зависимости от изменения условий окружающей среды

Фактор внешней среды	ЧСС, уд / мин	
	Покой	Нагрузка
Температура (50 % влажности)		
21° С (70°Ф)	60	165
35°С (95°Ф)	70	190
Влажность, % (21°С)		
50	60	165
90	65	175
Уровень шума (21°С, 50 % влажности)		
низкий	60	165
высокий	70	165
Потребление пищи (21°С, 50 % влажности)		
небольшое количество пищи, принятой за 3 ч до физической нагрузки	60	165
большое количество пищи, принятой за 30 мин до физической нагрузки	70	175

Таблица 8 иллюстрирует, как различные факторы окружающей среды могут изменить частоту сердечных сокращений (ЧСС) в покое и во время бега на тредбане с интенсивностью 14 км/час. Частота сердеч-

ных сокращений испытуемого во время нагрузки изменилась на 25 уд/мин при повышении температуры воздуха с 21 до 35 °С.

Изменение условий окружающей среды таким же образом влияет на большинство физиологических переменных, измеряемых во время физической нагрузки. Факторы окружающей среды следует учитывать, сравнивая как результаты тестов одного испытуемого, проводившихся в разные дни, так и сопоставляя результаты различных испытуемых.

Физиологические реакции как в покое, так и при выполнении физической нагрузки колеблются в течение дня. Термин 'суточное изменение' означает колебания в течение 24-часового промежутка. Таблица 2 иллюстрирует это изменение ЧСС в покое, при различных уровнях физической нагрузки и во время восстановления. Подобные изменения в течение суток характерны и для ректальной температуры. Как видно из таблицы 9, тестирования одного и того же испытуемого, проведенные утром одного дня и пополудни второго дали совершенно разные результаты. В этой связи следует проводить тестирования в одно и то же время.

Таблица 9

Суточные колебания ЧСС в покое и при физических нагрузках, уд / мин

Условие опыта	Время суток, ч					
	До полудня			Пополудню		
	2	6	10	2	6	10
Отдых	65	69	73	74	72	69
Физическая нагрузка						
легкая	100	103	109	109	105	104
средняя	130	131	138	139	135	134
максимальная	179	179	183	184	181	181
Восстановление, 3 мин	118	122	129	128	128	125

Следует учитывать и тщательно контролировать условия, при которых тестируют испытуемых, как в покое, так и при выполнении физической нагрузки. Такие факторы окружающей среды, как температура, влажность, высота над уровнем моря, уровень шума, могут воздействовать на степень реакции всех основных физиологических систем. Точно так же следует контролировать суточные и менструальные циклы. У

женщин следует также учитывать нормальный 28-дневный менструальный цикл, который довольно часто вызывает значительные изменения:

- массы тела;
- общего количества жидкости в организме;
- температуры тела;
- интенсивности обмена веществ;
- частоты сердечных сокращений;
- систолического объема крови (количество крови, выбрасываемой из желудочков сердца при каждом сокращении).

Эти переменные следует учитывать при тестировании женщин, которые также следует проводить в один и тот же период менструального цикла.

Изменение условий окружающей среды таким же образом влияет на большинство физиологических переменных, измеряемых во время физической нагрузки. Факторы окружающей среды следует учитывать, сравнивая как результаты тестов одного испытуемого, проводившихся в разные дни, так и сопоставляя результаты различных испытуемых.

Физиологические реакции, как в покое, так и при выполнении физической нагрузки колеблются в течение дня. Термин "суточное изменение" означает колебания в течение 24-часового промежутка. Долговременная физиологическая адаптация к тренировочным нагрузкам.

При изучении срочной адаптации на физическую нагрузку нас интересует немедленная реакция организма на отдельный цикл нагрузки.

Другой основной сферой интереса в области физиологии физических нагрузок и спорта является *реакция организма в течение определенного периода времени на повторяющиеся циклы нагрузок.*

Если вы регулярно занимаетесь физической деятельностью на протяжении недель, ваш организм адаптируется. Физиологическая адаптация вследствие постоянных физических нагрузок повышает способность выполнять физическую нагрузку, а также эффективность выполнения. При силовых тренировках увеличивается сила мышц, при аэробных повышается эффективность функционирования сердца и легких, а также увеличивается выносливость организма. Эти адаптации специфичны для различных типов тренировочных нагрузок.

Контрольные вопросы

1. Основные методы пульсометрии.
2. Функциональные пробы при проведении пульсометрии.

3. В чем заключается метод эргометрии?
4. Охарактеризуйте основные типы эргометров.
5. Гарвардский степ-тест, методика выполнения.
6. В чем заключается метод определения физической работоспособности по тесту PWC-170?
7. Порядок выполнения теста PWC-170 и критерии оценки результатов.
8. Определение функционального возраста спортсмена.
9. Определение PWC-170 в группе студентов по результатам степ-теста.
10. Методы определения максимального потребления кислорода. Номотаграмма Астранда.
11. Какие внешние и внутренние факторы следует учитывать при контроле физиологических параметров спортсмена?

Литература ко 2 главе

1. Айдаралиев А. А. , Р. М. Баевский, А. П. Берсенева Комплексная оценка функциональных резервов организма– Фрунзе, 1988. – 164 с.
2. Белоцерковский З.Б. Эргометрические и кардиологические критерии физической работоспособности у спортсменов.- М.: Советский спорт, 2005.- 312 с.
3. Граевская Н.Д. Совместная работа врача и педагога (тренера) в управлении тренировочным процессом. Диагностика тренированности и определение специальной работоспособности спортсменов // Адаптация и резервы организма. – М.: ФиС, 1983. – 176с.
4. Дембо А. П. Врачебный контроль в спорте.- М.: Медицина, 1988.- 288с.
5. Казин Э. М. Автоматизированные системы в комплексной оценке здоровья и адаптивных возможностей человека // Физиология человека. – 1990. – Т. 16, № 3. – С. 94.
6. Карпман В. А., З. Б. Белоцерковский, М. А. Гудков Тестирование в спортивной медицине. - М. Физкультура и спорт, 1988, 208с.
7. Перхуров А.М. Очерки донозологической функциональной диагностики в спорте.-М.: РАСМИРБИ, 2006.- 152 с.

ГЛАВА III

МЕТОД ВАРИАЦИОННОЙ ПУЛЬСОМЕТРИИ (КАРДИОИНТЕРВАЛОГРАФИИ)

3.1. Теоретические основы метода кардиоинтервалографии

Кардиоинтервалография – это метод регистрации синусового сердечного ритма с последующим математическим анализом его структуры. В основе метода лежит математический анализ вариативности синусового сердечного ритма, как индикатора адаптационно-компенсаторной деятельности целостного организма. А также является *методом оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций* в организме человека, в частности, общей активности регуляторных механизмов, нейрогуморальной регуляции сердца, соотношения между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы.

Синоатриальный узел сердца (рис. 10), как особый аппарат регуляции физиологических процессов с универсальной формой постоянного реагирования при нормальном функционировании, выбирает адекватные конкретной ситуации значения ритма сердца. В понятие «значение ритма» входят не только ЧСС, продолжительность интервалов R-R, но и их последовательность. Выбор длины исследуемой выборки кардиоинтервалов зависит от цели исследования и может составлять от 100 до нескольких тысяч кардиоциклов, причем, чем длиннее исследуемый ряд, тем больше событий он в себя включает.

Расчет ведется на основании *длительности интервалов R — R* записанных в статистический ряд.

Напряжение регуляторных механизмов тем больше, чем выше активность симпатического отдела регуляции и тем меньше, чем ниже активность гуморального и парасимпатического отделов. Таким образом, увеличение индекса напряжения указывает на напряжение адаптации, а его снижение свидетельствует об устойчивой адаптации к воздействиям различных факторов окружающей среды.

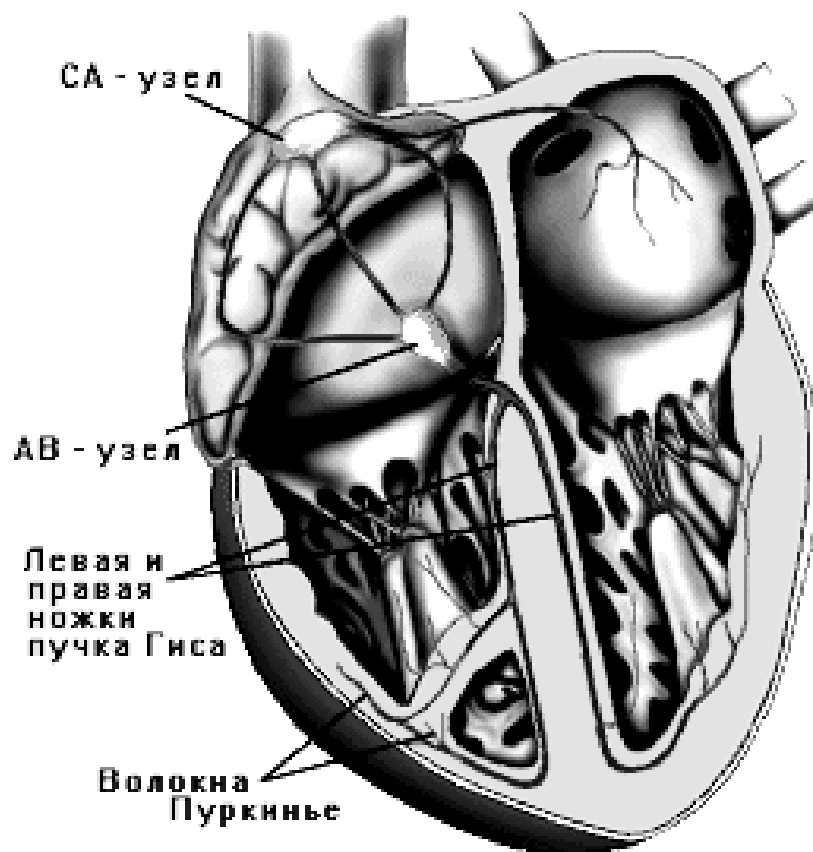


Рис. 10. Проводящая система сердца

Двухконтурная модель регуляции сердечного ритма была предложена Баевским Р. М. в 1968 году и основывается на кибернетическом подходе. Модель представлена в виде двух контуров (центральный и автономный), которые связаны между собой прямой и обратной связями (рис. 11).

С позиций теории автоматического управления работа контура центральной регуляции осуществляет задачу регулирования по программе, в отличие от контура автономной регуляции, где работа происходит в режиме компенсации отклонений. Таким образом, центральный контур (управляющий) является источником корректирующих воздействий, а автономный контур (управляемый) обеспечивает динамическую перенастройку уровня функционирования синоатриального узла.

Воздействие автономного контура идентифицируется с дыхательным компонентом, а центрального – с недыхательным компонентом синусовой аритмии (*sinus arrhythmia* обусловлена колебаниями автомати-

ческой активности синоатриального узла и тонусом блуждающего нерва). Дыхательные волны усиливаются во время сна, когда уменьшаются центральные влияния на автономный контур регуляции. Различные нагрузки на организм, требующие включения в процесс управления сердечным ритмом центрального контура регуляции, ведут к ослаблению дыхательного компонента синусовой аритмии и к усилению ее недыхательного компонента.

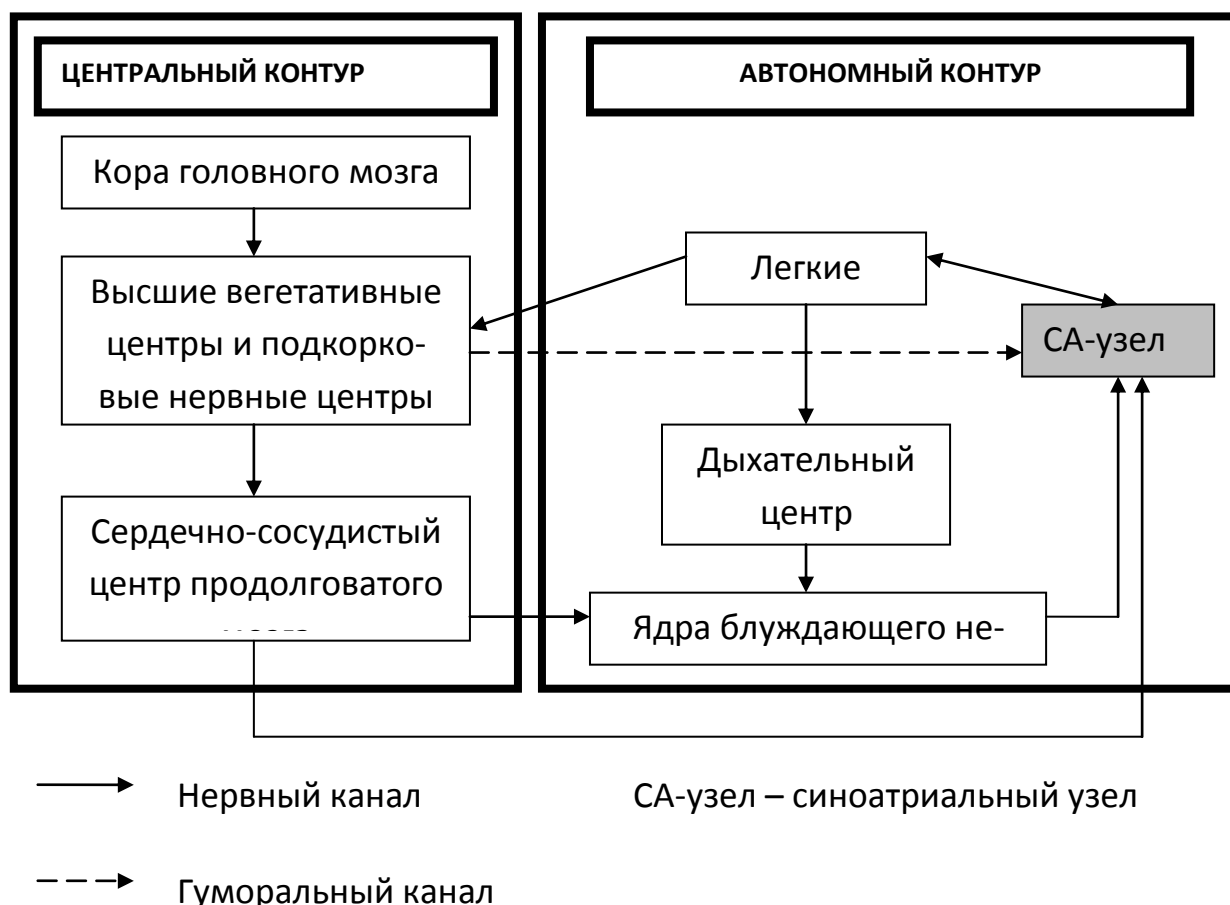


Рис.11. Двухконтурная модель регуляции сердечного ритма, предложенная Баевский Р. М.

Общая закономерность состоит в том, что более высокие уровни управления тормозят активность более низких уровней. В ответ на нагрузочные (стрессорные) воздействия могут наблюдаться разные реакции ритма сердца. При оптимальном регулировании – управление происходит с минимальным участием высших уровней управления, с минимальной централизацией управления. При неоптимальном управ-

лении – необходима активация все более высоких уровней управления. Это проявляется усилением недыхательного компонента синусовой аритмии, появлением медленных волн все более высоких порядков. Чем более высокие уровни управления активируются, тем длиннее период соответствующих медленных волн сердечного ритма.

Вариабельность сердечного ритма (Heart Rate Variability – HRV) отражает сложную картину разнообразных управляющих влияний на систему кровообращения с интерференцией периодических компонентов разной частоты и амплитуды, нелинейным характером взаимодействия разных уровней управления. Таким образом, средняя частота сердечных сокращений характеризует сложившийся в процессе адаптации гомеостаз. Информация о «цене адаптации», закодирована в последовательности кардиоинтервалов. Постоянное воздействие симпатических и парасимпатических влияний происходит на всех уровнях сегментарного отдела вегетативной нервной системы. Действительные отношения между двумя системами сегментарного отдела вегетативной нервной системы сложны. Их сущность заключается в различной степени активности одного из отделов при изменении активности другого. Это означает, что реальный ритм сердца может временами являться простой суммой симпатической и парасимпатической стимуляции, а временами симпатическая или парасимпатическая стимуляция может сложно взаимодействовать с исходной парасимпатической или симпатической активностью. Часто при достижении полезного приспособительного результата одновременно наблюдается снижение активности в одном отделе вегетативной нервной системы и возрастание в другом (такой тип взаимодействия соответствует принципу «функциональной синергии»). Анализ вариабельности сердечного ритма является методом оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций в организме человека и животных, в частности, общей активности регуляторных механизмов, нейрогуморальной регуляции сердца, соотношения между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы. Текущая активность симпатического и парасимпатического отделов является результатом многоконтурной и многоуровневой реакции системы регуляции кровообращения, изменяющей во времени свои параметры для достижения оптимального для организма приспособительного ответа, которые интегральны по функции и усреднены по времени, отражают адаптационную реакцию целостного организма.

Показатели КИГ у здоровых людей в стандартных условиях регистрации имеют постоянные значения и, следовательно, могут характе-

ризовать вегетативный гомеостаз. Значительные изменения значений КИГ требуют выяснения причин. Это может быть связано либо с надвигающейся патологией, либо с напряжением адаптационно-компенсаторных механизмов.

По результатам усреднения значений числа сердечных циклов можно охарактеризовать общее состояние центральной нервной системы и проводить длительное прогнозирование работоспособности. Анализ сердечного ритма является полезным как в практическом отношении для создания ЭКГ-методик, способствующих диагностике пограничных состояний психической деятельности, так и в теоретическом – для более глубокого изучения принципов регуляции высших психических и жизненных соматовегетативных функций.

Однако не во всех случаях стационарно записанные КИГ отражают истинное состояние адаптационных механизмов и уровень функционирования регулирующих систем. Корректность связи между отдельными системами организма зависит от их напряженности, что может быть обнаружено лишь при проведении нагрузочных проб. Наиболее четкие результаты могут быть получены при клиноортостатических воздействиях.

3.2. Кардиоинтервалографическая методика с применением клиноортостатической пробы

Методика предназначена для автоматизированного проведения кардиоинтервалографических исследований с применением функциональных проб с целью характеристики вегетативного гомеостаза и вегетативного реагирования. В настоящей работе методика использовалась для донозологической диагностики, характеристики процессов адаптации организма и его функциональных резервов. В комплексе «ЭКГ-триггер-Heart Mirror 3 ИКО» реализуется такая схема применения клиноортостатической пробы, которая позволяет оценить исходный вегетативный тонус (состояние вегетативной регуляции в условиях физиологического покоя), реакцию на нагрузку, способность организма к быстрому восстановлению.

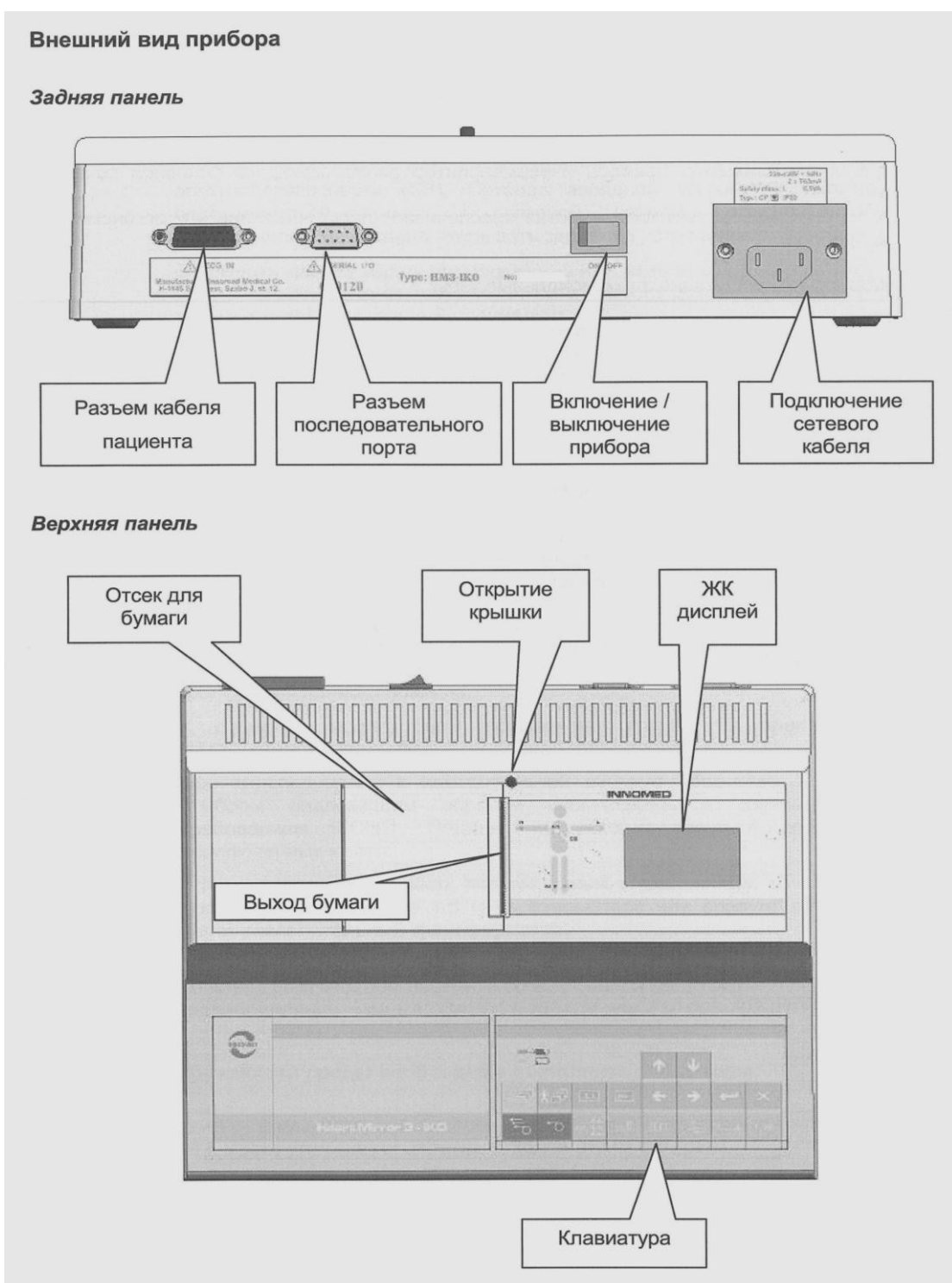


Рис. 12. Устройство прибора «ЭКГ-триггер-Heart Mirror 3 IEO»

«ЭКГ-триггер-Heart Mirror 3 ИКО» конструктивно состоит из кардиоинтервалометрической приставки "ECG-trigger", посредством интерфейсного кабеля и интерфейсной карты подключаемой к IBM совместимому компьютеру. Три электрода, соединенные с приставкой "ECG-trigger" кабелем отведений, устанавливаются на груди на область сердца. Приставка "ECG-trigger" выделяет из биопотенциала на трех электродах момент начала формирования систолы желудочков (примерно, начало QRS-комплекса ЭКГ) и подает сигнал в компьютер в виде электрического импульса. Программа измеряет время между приходом этих импульсов в компьютер и формирует, а затем и обрабатывает массив межсистолических временных интервалов, фактически представляющий собой последовательность кардиоинтервалов или КИГ.

Работающий от аккумуляторных батарей 3 анальный электрокардиограф снабжен зарядным устройством, жидкокристаллическим дисплеем 3 каналным термопринтером (рис. 12).

Ритмологические исследования проводятся после 10-15 минутного отдыха обследуемого. Время полного обследования одного пациента от момента запуска программ до выдачи заключения до 20 минут.

Исследование включает в себя три основных этапа:

- заполнение паспортной части;
- ввод и обработка КИГ;
- выдача заключения.

1. Комплекс обеспечивает *создание электронной картотеки* (рис. 13).
2. При заполнении паспортной части на экране появляется окно с различными разделами, куда вносятся исходные данные (рис. 14).
3. Проводится создание новой карточки обследуемого при первичном обследовании или выбор уже существующей при повторном обследовании.
4. В карточке содержатся данные об обследуемом: код пациента, фамилия, имя, отчество, дата рождения, пол; а также данные о ранее проведенных исследованиях (дата проведения, тип исследования) (рис. 14).
5. В графе *Группа* отображаются данные о принадлежности пациента к какой - либо группе обследуемых. Например - ЗДОРОВ - условно здоровые люди, ЗАБОЛЕВАНИЯ ССС - люди с различными заболеваниями ССС и т.д.

6. Если открыть это окно с помощью кнопки *Редактировать*, то появляется возможность изменить ошибочно введенные данные о пациенте (рис. 15).



Рис. 13. Картотека КИГ исследования

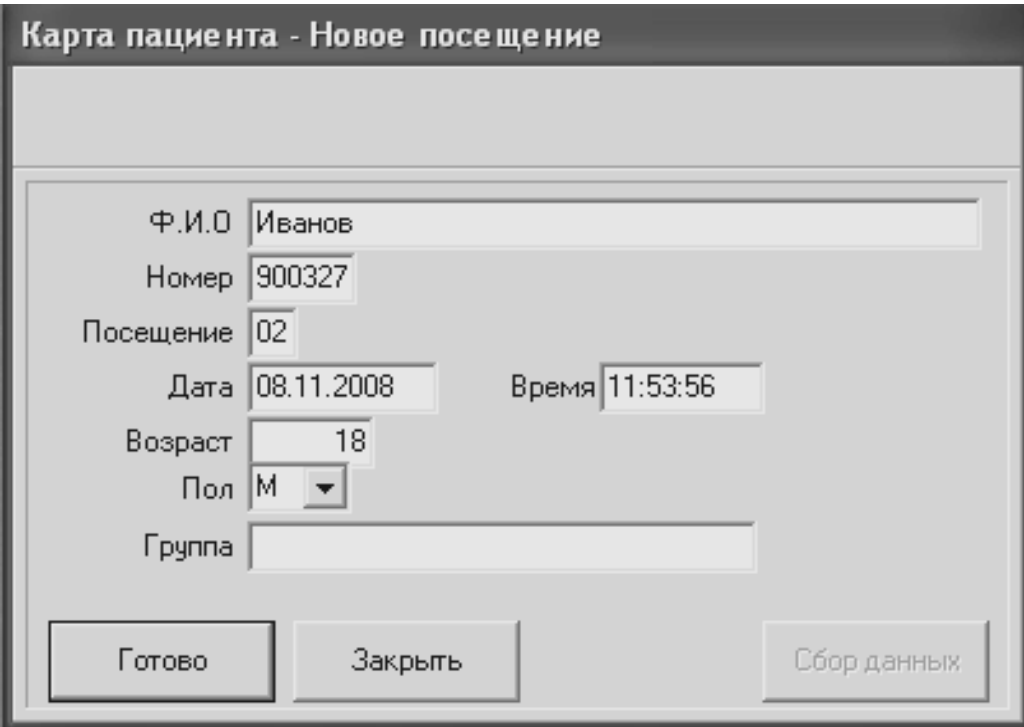
The screenshot shows a form titled 'Карта пациента - Новый пациент' (Patient Card - New patient). The fields are filled with the following information:

- Ф.И.О: [Empty]
- Номер: 900328
- Посещение: 01
- Дата: 08.11.2008
- Время: 11:52:05
- Возраст: [Empty]
- Пол: [Dropdown menu]
- Группа: [Empty]

At the bottom of the form are three buttons: 'Готово' (Ready), 'Закреть' (Close), and 'Сбор данных' (Data collection).

Рис. 14. Пример заполненной паспортной части первичного обследования

7. *Наложение электродов.* Места наложения электродов предварительно очищались спиртом, а на поверхность электродов наносилась проводящая паста. Затем электроды в следующих точках: красный электрод на лучезапястном суставе правой руки, черный электрод на внутренней стороне лучезапястного сустава левой руки, желтый электрод на правой руке выше лучезапястного сустава
8. Следующим этапом исследования являются *ввод и обработка КИГ*, включающие пятикратный съем 256 кардиоинтервалов в следующих условиях.



Ф.И.О	Иванов		
Номер	900327		
Посещение	02		
Дата	08.11.2008	Время	11:53:56
Возраст	18		
Пол	М		
Группа			

Готово Закрыть Сбор данных

Рис. 15. Пример заполненной паспортной части повторного обследования

Следующим этапом обследования после заполнения паспортной части является кардиоинтервалографическое исследование, включающее пятикратный съем 256 кардиоинтервалов в следующих условиях:

- фоновая кардиоинтервалограмма - 256 кардиоинтервалов, введенных в состоянии покоя;

- клино-ортостатическая кардиоинтервалограмма - 256 кардиоинтервалов, введенных сразу после команды "Встать", т.е. после перевода пациента в ортоположение;

- 1-я ортостатическая кардиоинтервалограмма - 256 кардиоинтервалов, введенных на шестой минуте ортостаза;

- 2-я ортостатическая кардиоинтервалограмма - 256 кардиоинтервалов, введенных на одиннадцатой минуте ортостаза;

- клиностатическая кардиоинтервалограмма - 256 кардиоинтервалов, введенных через 4 минуты после команды "Лечь" (перевод пациента в клиноположение).

Таким образом, при кардиоинтервалографическом исследовании все обследование происходит следующим образом.

После заполнения паспортной части Вы нажимаете кнопку *Готово*, кнопка *Сбор данных* становится активной. Нажимаете кнопку *Сбор данных*.

В положении лежа на спине снималась фоновая КИГ. Затем одновременно со звуковым сигналом появлялась команда "Встать". Необходимо, чтобы обследуемый встал, и в течение последующих 10 минут с перерывом в 5 минут, т.е. на 6-й и 11-й минутах ортостаза, снимались две ортостатические (1-я и 2-я) КИГ. После съема 2-й ортостатической КИГ одновременно со звуковым сигналом появлялась команда "Лечь", по которой обследуемый ложился и по истечении 4 минут снималась клиностатическая КИГ.

Перед каждым вводом кардиоинтервалограммы включается режим индикации, который позволяет визуально контролировать сердечный ритм. После установки сердечного ритма, характерного для данного режима, необходимо нажать клавишу <ПРОБЕЛ> (или мышкой кнопку «НАЧАТЬ ЗАПИСЬ») для начала регистрации кардиоинтервалограммы.

По окончании исследования на принтер выдаются:

- паспортная часть;
- в графическом виде - введенные КИГ и соответствующие им гистограммы;
- в виде таблицы - результаты расчета показателей сердечного ритма во всех вышеперечисленных режимах ввода КИГ;
- оценка исходного вегетативного тонуса, вегетативной реактивности, вегетативного обеспечения деятельности и периода восстановления в соответствии с методикой их расчета;

- комментарий врача.

Программа также позволяет выполнять отдельные элементы полного цикла исследования:

- вновь ввести или отредактировать паспортную часть;
- ввести и обработать КИГ;
- просмотреть КИГ и результаты их обработки на экране;
- распечатать на принтере документированное заключение;
- ввести или отредактировать комментарий врача;
- просматривать архив на жестком или гибком диске, сохранять КИГ и результаты их обработки в архиве или восстанавливать из него, осуществлять экспорт архивных записей на гибкую дискету и импортировать записи с дискеты.

9. Анализ КИГ.

После ввода всей ритмограммы можно ее проанализировать путем нажатия кнопки *Анализ RR*. Появится окно, в левой части окна - графики RR - интервалов и спектр сегмента, в правой части - статистические показатели сегмента (рис.16).

Кнопки «*Сохранить*» и «*Сохранить все*» позволяют записать результаты анализа сегмента или всей ритмограммы в текстовый файл (рис. 17).

Измеряемые параметры (для каждой из 5 кардиоинтервалограмм):

1. **мода (Mo)** — наиболее часто встречающееся значение кардиоинтервала, характеризующее гуморальный канал регуляции и уровень функционирования системы;
2. **амплитуда моды (AMo)** — число значений интервалов соответствующих Mo, и выраженное в процентах к общему числу кардиоциклов массива; отражает степень влияния симпатического отдела вегетативной нервной системы на сердечный ритм;
3. **вариационный размах длительности кардиоинтервалов (ΔX)** — разница между максимальным и минимальным значениями длительности интервалов R-R в секунду, отражает степень влияния парасимпатического отдела вегетативной нервной системы на сердечный ритм;

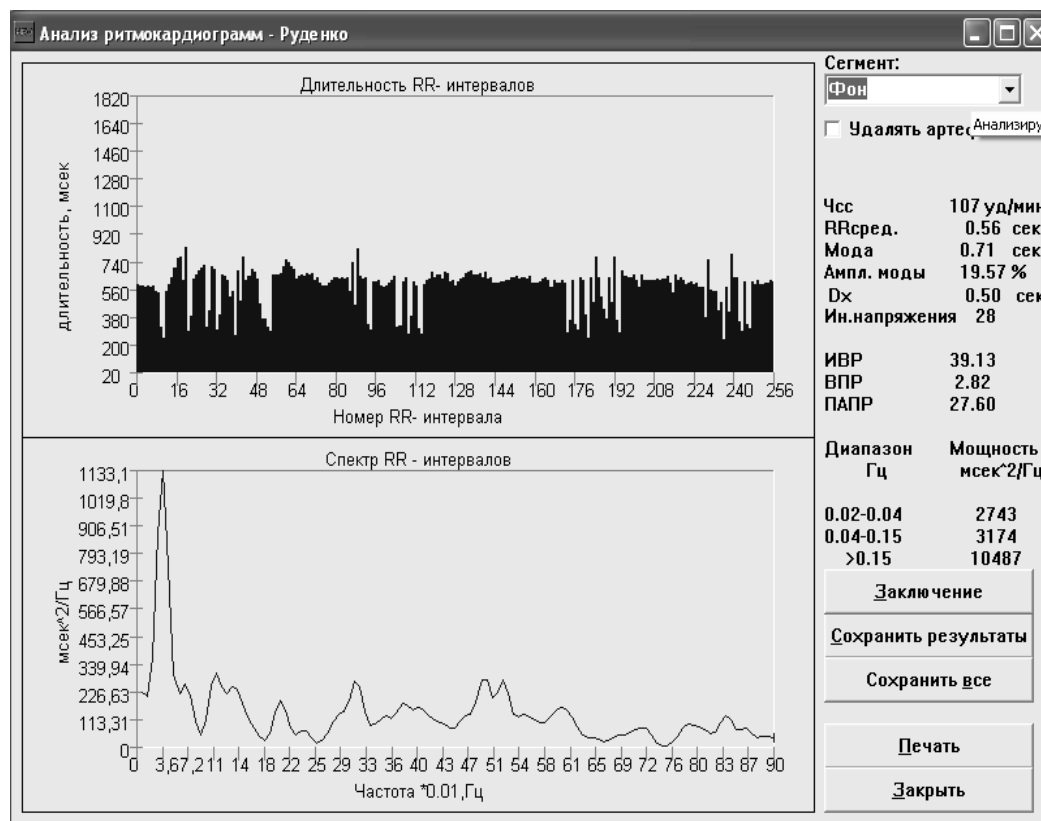


Рис. 16. Анализ ритмограммы

4. **отношение $A_{mo}/\Delta X$** — баланс симпатических и парасимпатических влияний на сердце;
5. **отношение A_{mo}/Mo** — указывает на реализующий путь центрального стимулирования (нервный или гуморальный);
6. **вегетативный показатель ритма ВПР** = $1/Mo * dX$;
7. **индекс напряжения** (выражается в %) $ИН = A_{mo}/(2 * Mo * dX)$.
Интегральный показатель уровня централизации регуляции сердечным ритмом (в усл.ед.). Характеризует активность механизмов симпатической регуляции, состояние центрального контура регуляции. Информирован о степени напряжения компенсаторных механизмов организма. Был предложен в 1979 г. Р.М. Баевским;

Перечень заключений

Исходный вегетативный тонус:

- Ваготония;
- Эйтония;
- Симпатикотония;

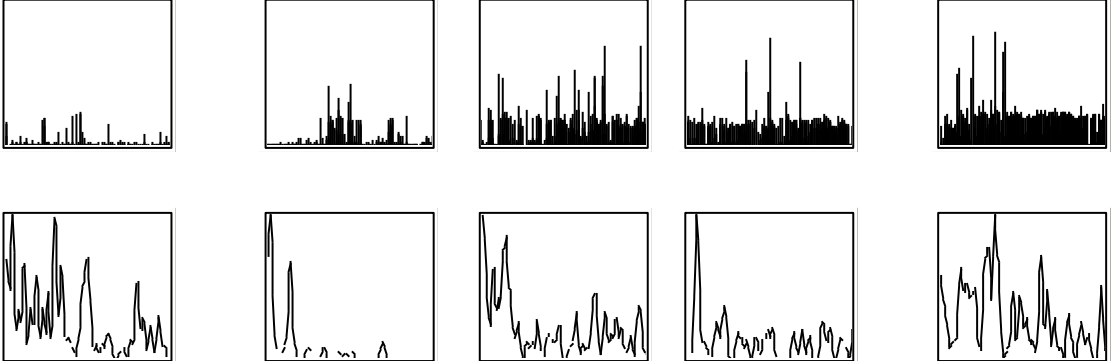
РЕЗУЛЬТАТЫ АНАЛИЗА ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА										
Петров Иван Федорович возраст: 18										
Дата обследования: 17.04.2008										
Время обследования: 8:51:47										
										
Заключение										
Ритмограмма	Мо-да	dX	АМо	ИН	RRcp	ЧСС	ИН/ИНф	Мо/Моф	dX/dXф	АМо/АМоф
Фоновая проба	0.37	0.52	36	92	0.26	230				
Клино-ортостатическая проба	0.37	0.72	51	95	0.31	195	1.03	1.00	1.40	1.44
1-я ортостатическая проба	0.37	1.58	15	13	0.48	124	0.14	1.00	3.06	0.42
2-я ортостатическая проба	0.65	0.71	10	11	0.49	121	0.12	1.73	1.37	0.27
Клино-ортостатическая проба	0.81	1.46	15	6	0.65	93	0.07	2.18	2.83	0.42
Исходный вегетативный тонус:					СИМПАТИКОТОНИЯ					
Вегетативная реактивность:					НОРМОТОНИЧЕСКАЯ					
Вегетативное обеспечение деятельности:					НЕДОСТАТОЧНОЕ					
Тип реакции на ортостатич. нагрузку:					АСТЕНИЧЕСКИЙ					
Восстановительный период:					УДЛИНЕН (РЕАКЦИЯ УТОМЛЕНИЯ)					

Рис. 17. Результаты анализа вариабельности сердечного ритма

- Гиперсимпатикотония;
- Вегетативная реактивность:

- Асимпатикотоническая;
- Нормотоническая;
- Гиперсимпатикотоническая;

Вегетативное обеспечение деятельности и тип реакции на ортостатическую нагрузку:

- Недостаточное (симпато-астеническая, астено-симпатическая, астеническая реакция);
- Достаточное (умеренная симпатикотоническая реакция);
- Избыточное (симпатикотоническая, астено-симпатическая реакция);

Период восстановления:

- Удлинен (реакция утомления);
- Нормальный;
- Удлинен (симпатикотоническая реакция);

Реакция на ортостатическую нагрузку и период восстановления оцениваются путем сравнения математических показателей вариационной пульсометрии для каждой КИГ с их значениями, измеренными по фоновой КИГ.

Нормальная реакция на изменение положения тела – умеренная симпатикотоническая (нормотоническая), то есть умеренное повышение активности симпато-адреналовой системы (уменьшение M_0 , увеличение A_{M_0}) и снижение активности парасимпатического канала регуляции (уменьшение ΔX), в результате чего увеличивается ИН (табл.10).

Таблица 10.

Показатели кардиоинтервалографии у здоровых лиц

Показатели	Возраст (годы)				
	1-3	4-7	8-10	11-14	Старше 15
M_0 , с	0,56-0,60	0,59-0,65	0,70-0,74	0,71-0,75	0,72-0,76
Δx , с	0,19-0,27	0,18-0,28	0,26-0,30	0,25-0,29	0,34-0,42
A_{M_0} , %	25,5-30,5	26,0-28,0	15,1-16,9	21,5-24,5	17,0-19,0
ИН, усл.ед.	116-152	79-109	46-68	72-92	32,4-45,6

Пределы изменения ИН отражены в таблице 10 с учетом исходного (фонового) уровня.

Считается, что к 4-5 минутам ортостаза показатели гемодинамики, а, следовательно, и уровень функционирования регуляторных механизмов, в норме достигают оптимального уровня. Следовательно, по 1-й ортостатической КИГ, регистрируемой на 6-й минуте ортостаза, должна наблюдаться нормотоническая реакция.

При стабильности регуляторных механизмов у здоровых лиц достигнутый оптимум функционирования должен сохраняться с небольшими колебаниями в пределах нормотонической реакции в течение всей ортостатической пробы, то есть показатели 2-й ортостатической КИГ, регистрируемые на 11-й минуте ортостаза, также не должны выходить за пределы нормотонической реакции.

При нарушении вегетативного гомеостаза реакция на изменение положения тела или другой стимул отличается от выше описанной. При этом могут иметь место различные варианты, связанные со снижением, либо чрезмерным увеличением вегетативного реагирования и дисбалансом активности каналов регуляции – гуморального, нервного (симпатического, парасимпатического).

Восстановительный период в норме характеризуется нормализацией (восстановлением фоновых) показателей гемодинамики и вегетативной регуляции через 3-4 минуты после перевода пациента из орто- в клиноположение. При нарушении вегетативной регуляции может наблюдаться удлинение восстановительного периода, связанного либо с сохраняющейся симпатикотонической реакцией, либо с развитием выраженной вагальной (парасимпатической) реакции (поздняя реакция утомления). Эти изменения свидетельствуют о снижении адаптивных возможностей и функциональных резервов организма.

Таким образом, программное обеспечение комплекса позволяет при проведении клино-ортостатической пробы по данным кардиоинтервалографии исследовать исходный вегетативный тонус (ИВТ), вегетативную реактивность (ВР), вегетативное обеспечение деятельности (ВОД) и период восстановления (ПВ), как в отдельности, так и в комплексе.

Исходный вегетативный тонус (ИВТ) характеризуется ритмологическими показателями в период относительного покоя в горизонтальном положении пациента и оценивается по фоновому индексу напряжения (ИНф) как ваготония (от 1 до 29 усл. ед.), эйтония (от 30 до 90 усл.

ед.), симпатикотония (от 91 до 160 усл. ед.) и гиперсимпатикотония (выше 160 усл. ед.). Структура сердечного ритма у здоровых детей представлена в таблице 1. Для взрослых ритмологические показатели оцениваются аналогично детям старшей возрастной группы.

Вегетативная реактивность (ВР) оценивается после перевода пациента в вертикальное положение и характеризуется отношением ИН на 1-й минуте ортостаза (ИН_о) к ИН_ф как «нормотоническая», «гиперсимпатикотоническая» и «асимпатикотоническая» с учетом закона исходного уровня Уайлдера (табл. 11).

Вегетативное обеспечение деятельности (ВОД) исследуется при дальнейшем положении пациента в ортостазе в течение 10 минут (с регистрацией кардиоинтервалограмм на 6-й и 11-й минутах). ВОД оценивается как достаточное, избыточное и недостаточное. При этом учитывается реакция на ортостатическую нагрузку, аналогично тому, как определялась вегетативная реактивность, т.е. по таблице 5. По отношению ИН на 6-й минуте ортостаза к фоновому (ИН₁/ИН_ф) и ИН на 11-й минуте ортостаза к фоновому (ИН₂/ИН_ф) определяется тип реакции на ортостатическую нагрузку соответственно по 1-й и 2-й ортостатическим КИГ.

ВОД оценивается следующим образом:

1. «Избыточное» – при двух типах реакции на ортостатическую нагрузку:
 - астено-симпатический тип:
 - асимпатикотоническая реакция на 6-й и гиперсимпатикотоническая реакция на 11-й минутах ортостаза.
 - симпатикотонический тип:
 - нормотоническая реакция на 6-й и гиперсимпатикотоническая на 11-й минутах.
 - гиперсимпатикотоническая на 6-й и нормотоническая на 11-й минутах.
 - гиперсимпатикотоническая реакция и на 6-й и на 11-й минутах ортостаза.
2. Достаточное»:
 - умеренный симпатикотонический тип реакции (нормотоническая реакция и на 6-й и на 11-й минутах ортостаза).
3. «Недостаточное» – при трех типах реакции на ортостатическую нагрузку:
 - астено-симпатический тип:

Таблица 11

Оценка вегетативной реактивности в зависимости от ИВТ

ИВТ по ИНф	ВР по ИН/ИН _ф		
	Асимпатикотоническая	Нормотоническая	Гиперсимпатикотоническая
ваготония ИНф<30	<1,1	1,1-3	>3
эйтония 30<ИНф<60 61<ИНф<90	<1	1-2,5	>2,5
	<0,9	0,9-1,8	>1,8
симпатикотония 91<ИНф<160	<0,7	0,7-1,5	>1,5
гиперсимпатикотония ИНф>160	<0,7	симпатикотоническая >0,7	

4. «- асимпатикотоническая реакция на 6-й и нормотоническая реакция на 11-й минутах.

- симпато-астенический тип:
 - гипер- или симпатикотоническая реакция на 6-й и асимпатикотоническая реакция на 11-й минутах.
- астенический тип:
 - асимпатикотоническая реакция и на 6-й и на 11-й минутах ортостаза.

Через 4 минуты после перевода в клиноположение оценивается период восстановления по отношению ИН в клиноположении к фоновому ИН (ИНк/ ИНф) на основании таблицы 12.

В спортивной физиологии переутомление/перетренировка - это прежде всего "разлад" в сложившейся гармонии вегетативного обеспечения. Для практики наиболее существенно то, что расстройства нейрогуморального оптимума значительно опережают по времени метаболические и структурные нарушения в исполнительных органах. При уже имеющемся ухудшении регуляции, организм в состоянии ещё в течение 1-2 недель поддерживать высокую специальную работоспособность (на фоне нарастающего напряжения регуляторных систем). Затем наступает срыв адаптации в виде глубокой перетренировки.

Таблица 12

Оценка периода восстановления в зависимости от ИНф

ИНф	Период восстановления по ИНк/ИНф		
	удлинен (реакция утомления)	нормальный	удлинен (симпатикотоническая реакция)
<30	<0,5	0,5-1,2	>1,2
30-60	<0,7	0,7-1,1	>1,1
61-90	<0,8	0,8-1,1	>1,1
>91	<0,9	0,9-1,1	>1,1

Хорошо сбалансированная вегетативная регуляция мышечной деятельности позволяет спортсмену при наличии должного уровня мотивации максимально использовать свои функциональные возможности, обеспечивает необходимую экономию функций и определяет быстроту восстановительных процессов.

3.3. Спектральный анализ вариации сердечного ритма

Структура сердечного ритма включает не только колебательные компоненты в виде дыхательных и недыхательных волн, но и непериодические процессы (так называемые фрактальные компоненты). Происхождение этих компонентов сердечного ритма связывают с многоуровневым и нелинейным характером процессов регуляции сердечного ритма, наличием переходных процессов, и обусловлено задержкой в петле обратной связи системы вегетативного управления сердцем, что связано с особенностями деятельности регуляторных центров нервной системы.

Ритм сердца не является строго стационарным случайным процессом с эргодическими свойствами, что подразумевает повторяемость его статистических характеристик на любых произвольно взятых отрезках. Простота съема информации сочетается с возможностью извлечения из полученных данных обширной и разнообразной информации о нейрогуморальной регуляции физиологических функций и адаптационных реакциях целостного организма.

Вариабельность сердечного ритма хорошо отражает степень напряжения регуляторных систем, обусловленную возникающей в ответ на любое стрессорное воздействие активацией системы гипофиз – надпочечники и реакцией симпатoadреналовой системы. Текущая активность симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы по существу является результатом системной реакции механизмов многоконтурной и многоуровневой регуляции.



Рис. 18. Методы анализа variability сердечного ритма

Более современным и точным методом количественной оценки периодических процессов в сердечном ритме служит спектральный анализ (power spectrum analysis), методические основы которого были разработаны в конце 60-х годов (рис. 18). Анализ спектральной плотности мощности колебаний дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты колебаний. Применение спектрального анализа позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и наглядно графически представить соотношения разных компонентов сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма. Выделяют параметрические и непараметрические методы спектрального анализа. В основе непараметрического метода лежит быстрое преобразование Фурье и периодограммный метод Уэлча.

Колебания ритма сердца включают в себя как детерминированные, так и случайные составляющие. Функцию зависимости интервала между последовательными систолами (R-R) от времени мы можем представить в виде суммы ряда случайных синусоид, отражающих влияние реально существующих генераторов колебаний ритма сердца и случайной составляющей, учитывающей влияние измерительных шумов и других артефактов на процесс в целом:

$$RR(t) = \sum_{i=1}^N (\bar{A}_i + \alpha_i) \cdot \sin[(\bar{\omega}_i + \theta_i) \cdot t] + \xi(t), \quad (1)$$

где t – текущее время; Σ – знак суммирования; \bar{A}_i и $\bar{\omega}_i$ – средние значения амплитуды и частоты, а α_i и θ_i – случайные переменные, отражающие отклонение от средних значений соответственно амплитуды и частоты i -той гармонической составляющей; N – общее число гармонических составляющих; $\xi(t)$ – случайная составляющая процесса.

Случайный процесс можно представить в виде суммы детерминированной и случайной составляющей:

$$RR(t) = \sum_{i=1}^N \bar{A}_i \cdot \sin(\bar{\omega}_i \cdot t) + F(t, \bar{\omega}_i, \theta_i, \alpha_i) + \xi(t), \quad (2)$$

$$\begin{aligned}
F(t, \bar{A}_i, \bar{\omega}_i, \theta_i, \alpha_i) = & \sum_{i=1}^N \alpha_i \cdot \sin(\bar{\omega}_i \cdot t) + \\
& + \sum_{i=1}^N \theta_i \left\{ (\bar{A}_i + \alpha_i) \cdot \left[\cos(\bar{\omega}_i \cdot t) - \frac{(\theta_i \cdot t) \cdot \sin(\bar{\omega}_i \cdot t)}{2!} - \right. \right. \\
& \left. \left. - \frac{(\theta_i \cdot t)^2 \cdot \cos(\bar{\omega}_i \cdot t)}{3!} + \frac{(\theta_i \cdot t)^3 \cdot \sin(\bar{\omega}_i \cdot t)}{4!} + \dots \right] \right\} .
\end{aligned}$$

Фурье-преобразование позволяет представить отрезок практически любой функции в виде суммы гармонических функций (рис. 8). Но чтобы гармонические функции Фурье отражали характеристики реальных периодических составляющих исследуемого процесса, фрагмент, выбираемый для спектрального анализа должен соответствовать определенным требованиям:

1. случайные величины α_i и θ_i имеют нулевые средние значения;
2. случайная составляющая $\xi(t)$ процесса имеет нулевое среднее значение (условие стационарности).

Таким образом, после статистического усреднения уравнения (2) остается только сумма детерминированных синусоид, которые совпадают с реальными периодическими составляющими исследуемого процесса. Следовательно \bar{A}_i , $\bar{\omega}_i$, определенные по формулам преобразования Фурье, будут соответствовать амплитуде и частоте реальных воздействий на ритм сердца.

Его физиологический смысл состоит в том, что мы можем оценить взаимодействие отдельных уровней управления ритмом сердца. Одна из гипотез заключается в том, что активность соответствующих уровней регуляции тем выше, чем больше мощность соответствующих медленноволновых составляющих спектра сердечного ритма. Чем выше уровень, тем больший объем информации он должен перерабатывать, тем длиннее период колебаний, связанный с его деятельностью. Поэтому смещение периода спектральной составляющей в сторону увеличения можно интерпретировать как передачу управления на более высокие уровни, как включение в процесс управления дополнительных звеньев.

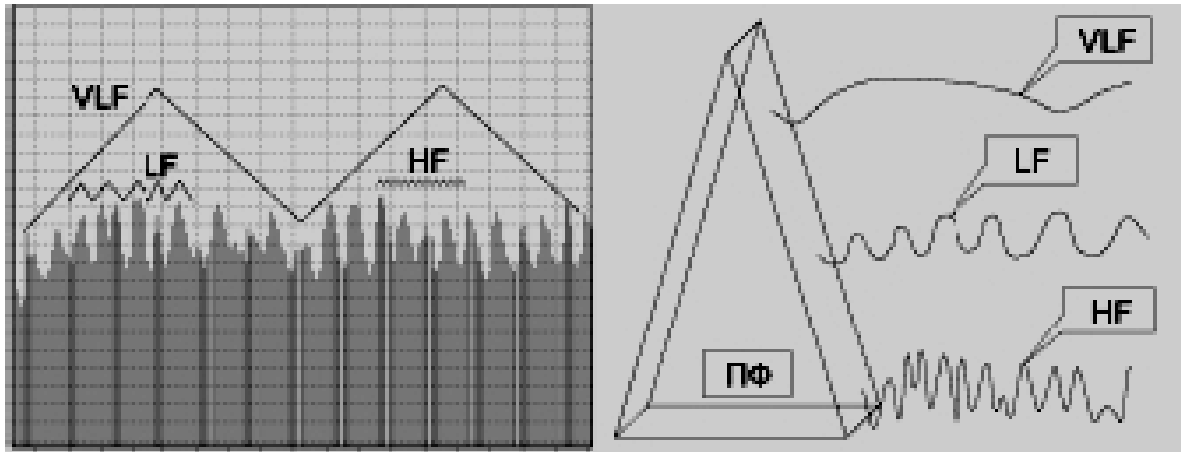


Рис. 19. Схема волновой структуры кардиоинтервалограммы и формирования спектрограммы.

Примечание. VLF (Very Low Frequency) – очень низкочастотные компоненты, LF (Low Frequency) – низкочастотные компоненты, HF (High Frequency) – высокочастотные компоненты, ПФ – преобразование Фурье.

Для проведения спектрального анализа использовалась запись 256 кардиоинтервалов (3-5 мин., Short-term Recordings) в состоянии относительного покоя на кардиоритмологическом комплексе «ЭКГ-триггер-МКА-02». Это позволяет использовать для вычисления составляющих спектра алгоритм быстрого преобразования Фурье, так как число точек дискретизации функции времени представляет степень двух ($256 = 2^8$). Полученная периодограмма сглаживалась временным окном Хемминга (синусоидальное окно) с шириной пять точек. Основное назначение окна (Windowing) – минимизация искажений, уменьшение величины смещения в периодограммных спектральных оценках. Применение временных окон позволяет увеличить динамический диапазон спектрального анализа. Но при этом расширяется полоса частот, которым соответствует одна составляющая спектра, и происходит их взаимоналожение. Самый заметный эффект – постоянный уровень ритмограммы (R-R средний) начинает определять не только первую дискрету спектра, но и частично вторую, которую тоже необходимо отбрасывать при вычислении величины VLF. При коротких записях в спектре колебаний частоты сердечных сокращений выделяют три группы волн (рис. 19, табл. 13), которые характеризуются частотой и мощностью (дисперсия R-R-интервалов).

Мощность медленных волн первого порядка (вазомоторных волн или LF-компонент) характеризует состояние системы регуляции сосудистого тонуса, так как время, необходимое вазомоторному центру на операции приема, обработки и передачи информации колеблется от 7 до 20 секунд; в среднем оно равно 10 секундам. Вазомоторные волны еще определяют как маркер симпатической модуляции. Вопрос о природе VLF-колебаний до сих пор не решен. По мнению многих зарубежных авторов, мощность медленных волн второго порядка (VLF-компонент) характеризует активность симпатического отдела вегетативной нервной системы и определяет влияние высших вегетативных центров на сердечно-сосудистый подкорковый центр.

Таблица 13

Анализ волновой структуры ритма сердца

			Диапазон частот, Гц	Период, с
Высокочастотные компоненты	High Frequency (HF)	Дыхательные волны	0,4-0,15	2-6,6
Низкочастотные компоненты	Low Frequency (LF)	Медленные волны 1-го порядка, вазомоторные волны	0,15-0,04	6,6-20
Очень низкочастотные компоненты	Very Low Frequency (VLF)	Медленные волны 2-го порядка	0,04-0,015	20-66

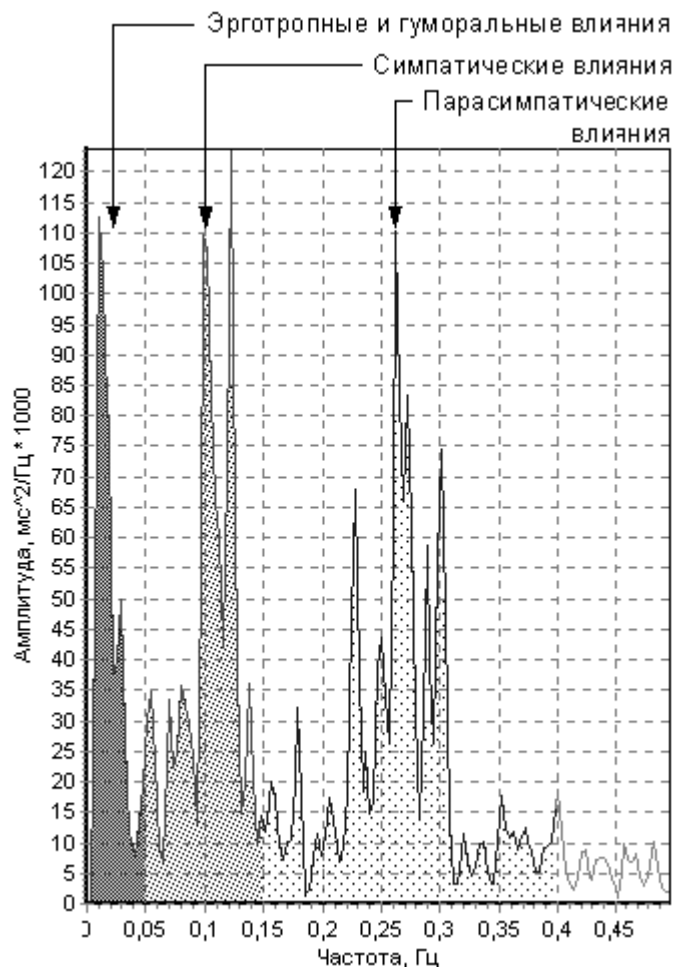


Рис. 20. Спектры флуктуаций R-R-интервалов сердечного ритма

Что позволяет использовать его в качестве надежного маркера степени связи автономных (сегментарных) уровней регуляции кровообращения с надсегментарными, в том числе с гипофизарно-гипоталамическим и корковым уровнем. VLF-колебания ритма сердца связаны с модуляционными колебаниями силы симпатических и парасимпатических влияний на ритм сердца. Положение спектрального пика VLF на оси частот в спектре variability сердечного ритма определяется частотой, а амплитуда пика – глубиной модуляции числа импульсов в пачках, следующих к синоатриальному узлу по парасимпатическим и симпатическим волокнам. Но при анализе коротких записей (2-5 мин.) необходимо исключить этот диапазон, так как высокая активность VLF является негармоничным компонентом, и физиологическая интерпретация полученных результатов будет некорректной. Мощность

дыхательных волн (HF-компонент) характеризует активность парасимпатического отдела вегетативной нервной системы (эфферентная активность блуждающих нервов (рис. 20). Дыхательные волны являются маркером модуляции блуждающего нерва.

При спектральном анализе обычно для каждого из компонентов вычисляют абсолютную суммарную мощность в диапазоне, среднюю мощность в диапазоне и относительное значение в процентах от суммарной мощности во всех диапазонах (Total Power – TP). При этом TP определяется как сумма мощностей в диапазонах HF, LF и VLF (табл. 14). По данным спектрального анализа сердечного ритма вычисляются индекс централизации (ИЦ, Index of Centralization – IC) и индекс вагосимпатического взаимодействия (ИВСВ):

$$IC = \frac{(HF + LF)}{VLF} ;$$
$$ИВСВ = \frac{LF}{HF} .$$

3.4. Показатели вариации сердечного ритма у спортсменов

У спортсменов высокой квалификации симпатические влияния на регуляцию сердечного ритма являются сниженными вследствие относительного повышения парасимпатических влияний на ВРС. Чем выше степень парасимпатических влияний на сердце в покое, тем большими являются резервные возможности сердца при максимальных симпатических влияниях (спортивных соревнованиях).

Известно, что вариабельность сердечного ритма уменьшается по мере увеличения ЧСС или возрастания интенсивности физической нагрузки. Чем больше значение ЧСС, на которой исчезает вариабельность сердечного ритма, тем лучше текущее функциональное состояние спортсмена. В таком состоянии спортсмен способен без ущерба для своего здоровья преодолевать физическую нагрузку повышенной интенсивности и/или продолжительности.

Таблица 14

Перечень основных спектральных показателей variability сердечного ритма

Краткие обозначения показателей	Наименования показателей	Физиологическая интерпретация
TP	Суммарная мощность спектра variability сердечного ритма в ms^2	Суммарный уровень активности различных звеньев регуляторного механизма
HF (%)	Мощность спектра высокочастотного компонента variability, % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности парасимпатического звена регуляции
LF (%)	Мощность спектра низкочастотного компонента variability, % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности подкоркового симпатического сосудистого (вазомоторного) центра
VLF (%)	Мощность спектра очень низкочастотного компонента variability, % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности энергометаболического звена регуляции
IC	Индекс централизации	Степень централизации управления ритмом сердца (преобладание активности центрального контура регуляции над автономным)

Наоборот, если вариабельность сердечного ритма исчезает на значительно меньших значениях ЧСС, то у спортсмена имеется определенная степень напряжения нервной, гормональной и других систем организма, что связано с имеющимся физическим или психологическим перенапряжением. В таком состоянии не рекомендуется проведение продолжительных или интенсивных тренировочных занятий, а тем более участие в соревнованиях.

Для примера рассмотрим результаты кардиоинтервалографического обследования двух групп студенток – занимающихся спортивно-оздоровительной аэробикой и посещающих занятия по общефизической подготовке (ОФП) в пределах вузовской программы.

При анализе показателей КИГ фоновой пробы в исследуемых группах (см. табл. 15) достоверное различие наблюдалось по ИН, Мо и АМо/dX. Это свидетельствует о высокой экономичности автономной регуляции ССС у девушек, которые занимаются аэробикой.

ИВТ в исследуемых группах представлен различными состояниями. На себя обращает внимание, что в группе девушек, которые занимаются оздоровительной аэробикой, ИВТ представлен эйтонией (40,6%) и ваготонией (59,4%), резких отклонений (гиперсимпатикотония, симпатикотония) не наблюдается. В отличие от группы ОФП: ваготония – 58%, эйтония – 31,9%, гиперсимпатикотония – 1,4%, симпатикотония – 8,7%.

Таблица 15

Характеристика сердечного ритма фоновой пробы по группам

Показатели фоновой пробы	Группы девушек	
	Оздоровительная аэробика	Общая физическая подготовка
Мо, с	0,816±0,019	0,862±0,022*
dX, с	0,589±0,045	0,573±0,068
АМо, %	17,217±0,643	18,100±1,069
ИН, усл. ед.	26,667±2,108	31,000±5,001*
RRcp	0,719±0,016	0,716±0,019
ЧСС	87±2	86±3
АМо/dX	41,847±3,203	49,543±7,889*
АМо/Мо	22,372±1,135	22,899±1,732

* - достоверное различие между группами, $p < 0,05$.

Сопоставление результатов математического анализа сердечного ритма при проведении клино-ортостатической пробы позволило выявить характерные особенности ритмограмм, присущие студенткам с высоким и низким уровнем функциональных резервов организма.

В первой подгруппе: вегетативный гомеостаз не нарушен, наблюдается адекватное реагирование сердечно-сосудистой системы на нагрузку, адаптивные возможности и функциональные резервы организма в пределах нормы.

Во второй: вегетативный гомеостаз также не нарушен, но функциональные возможности организма позволяют увеличить нагрузку.

В третьей: признаки вегетативной дисфункции, связанные с сохраняющейся симпатикотонической реакцией, снижение адаптивных возможностей и функциональных резервов организма, развитие состояния «напряжения» механизмов регуляции сердечного ритма.

Поэтому при прогностической оценке уровня функциональных резервов и адекватной ей физической нагрузки следует учитывать, что в первой подгруппе уровень функциональных резервов и адаптации соответствует получаемой нагрузке, во второй подгруппе есть возможность увеличить нагрузку, а в третьей необходимо ее снизить.

У девушек с высоким уровнем отмечается сдвиг вегетативного баланса, как в покое, так и в ортостазе в сторону преобладания парасимпатических влияний, более высокая степень автономизации регуляции вегетативной нервной системы. Во второй группе (с низким уровнем) увеличивается степень воздействия центральных механизмов, вегетативный баланс у девушек смещается в сторону преобладания влияний симпатического отдела вегетативной нервной системы.

Студентки из первой подгруппы имеют более высокий уровень функционального состояния организма, о чем свидетельствуют низкие фоновые значения индекса напряжения, амплитуды моды, частоты сердечных сокращений, более высокие значения вариационного размаха, более оптимальная динамика значений индекса напряжения в процессе выполнения клино-ортостатической пробы.

Таким образом, использование автоматизированных систем позволяет объективно оценить по математическому анализу сердечного ритма и другим показателям сердечно-сосудистой системы функциональное состояние, особенности вегетативного обеспечения функциональных резервов организма, выявить состояния утомления и перетренированности; провести объективное прогнозирование и коррекцию функ-

циональной готовности к соревнованиям; разрабатывать наиболее благоприятный режим тренировки и восстановления после физических нагрузок.

Вариабельность ритма сердца в условиях адаптации к напряженной мышечной деятельности отражает физиологический механизм мобилизации функциональных резервов. Функциональный резерв системы при адаптации к непрерывной мышечной деятельности увеличивается двумя путями. Первый проявляется при срочной адаптации и характеризуется ростом резервного уровня. Второй является результатом долговременной адаптации, которая достигается физическими тренировками и характеризуется снижением исходного уровня функционирования. Мобилизация функциональных резервов срочной адаптации к физической деятельности характеризуется периодом функционального напряжения. Как известно, мобилизация функциональных резервов при напряженной мышечной деятельности находится в прямой зависимости от уровня функционирования организма, и в обратной от уровня мобилизации функциональных резервов. При этом снижение variability ритма сердца характеризует возрастание степени мобилизации функциональных резервов организма.

Контрольные вопросы

1. Образование и проведение возбуждение по сердцу. Синоатриальный узел.
2. Что такое метод кардиоинтервалографии? В чем его физиологический смысл?
3. Какие показатели рассчитываются при анализе ритмограммы в первую очередь?
4. О каких процессах в организме информирует индекс напряжения?
5. Какие цели использования в спорте кардиоинтервалографической методики с применением клино-ортостатической пробы?
6. Назовите основные этапы КИГ исследования.
7. Назовите основные положения проведения КИГ исследования.
8. Как в норме изменяются показатели КИГ на изменение положения тела?
9. Что такое исходный вегетативный тонус, вегетативная реактивность и вегетативное обеспечение деятельности?
10. Виды частотного анализа КИГ, Ю преобразование Фурье.
11. Виды и диапазоны волновой структуры КИГ.

12. Особенности показателей КИГ при спортивной тренировке, их трактовка и практическое значение.

Литература к 3 главе

1. Баевский Р.М., Мотылянская Р.Е. Ритм сердца у спортсменов. М.: ФиС, 1986. – 157 с.
2. Калантар В.А. Матвеев Е.В. Особенности применения методики кардиоинтервалографии в спортивной медицине. // Влияние современной системы подготовки спортсменов на состояние здоровья и динамику тренированности: Сб. трудов ВНИИФК. – М., 1977. – с.19-27.
3. Михайлов В. М. Вариабельность сердечного ритма. Опыт практического применения – Иваново, 2000. – 200 с.
4. Нечаев В. И. ,Сарсания С. К. Диагностика функционального состояния спортсменов на основе сердечного ритма – введение в проблему // Юбилейный сборник трудов ученых РГАФК, посвященный 80-летию академии. – 1998. - №. 5. – С. 160-164.
5. Ноздрачев А. Д. , Ю. В. Щербатых. Современные способы оценки функционального состояния автономной (вегетативной) нервной системы // Физиология человека. – 2001. – Т. 27, № 6. — С. 95-101.
6. Покровский В.М. Формирование ритма сердца в организме человека и животных.- Краснодар: Кубань-книга, 2007.- 144 с.
7. Рябыкина Г. В. Анализ вариабельности ритма сердца // Кардиология. – 1996. – №10. – С. 87-97.
8. Тихомирова Л. М. , Тен Г. К. Прогнозирование динамики функционального состояния организма студентов при адаптации к физическим нагрузкам // Гигиена и санитария. – 1991. – № 10. – С. 59-61.

ГЛАВА IV

ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ И ЭЛЕКТРОНЕЙРОМИОГРАФИЯ

ЭМГ (ЭНМГ) - это комплекс методов оценки функционального состояния нервно-мышечной системы, основанный на *регистрации и качественно-количественном анализе различных видов электрической активности нервов и мышц*. Впервые электромиографию для диагностики патологий нервной системы у человека в 1907 году применил немецкий ученый В. Пиппер.

С того с появлением компьютерной техники этот метод диагностики получил значительное развитие в разных направлениях. Появились новые подходы к диагностике и новые направления исследования нервной системы с помощью электромиографии.

Электромиография как метод диагностики изучает, прежде всего, электрическую активность периферического аппарата нервной системы. При этом, в зависимости от целей исследования, оценивается как произвольная, так и вызванная путем стимуляции активность нейромышечного аппарата.

4.1. Основы физиологии нервно-мышечной системы

Потенциал действия мембраны

Физиологической основой ЭМГ, как и многих других методов функциональной диагностики, является *изменение электрического потенциала биологических мембран*, в данном случае - мембран мышечных волокон (МВ), аксонов, входящих в состав смешанных периферических нервов, а также структур нервно-мышечного синапса.

Исходный уровень поляризации мембраны МВ в состоянии покоя составляет около 60-90 мВ. Поддержание этой разности потенциалов происходит за счет энергии метаболизма мышечной клетки, которая обеспечивает функционирование калий-натриевого (К-Na) насоса, осуществляющего выведение ионов Na^+ из клетки и транспорт ионов K^+ в

нее. Возникающая ионная асимметрия приводит к формированию потенциала мембраны нервной клетки.

Аналогичен механизм обеспечения *потенциала покоя (ПП)* мембраны аксона. Разность потенциалов между внутриклеточной жидкостью, заряженной отрицательно относительно внеклеточной среды, и экстрацеллюлярным пространством составляет 60-90 мВ.

Наличие ПП биологических мембран является условием их нормального функционирования и генерации электрической активности. При прекращении обмена веществ или грубом его угнетении ПП стремится к нулю. С этим связано угасание биоэлектрической активности в случае гибели тканей.

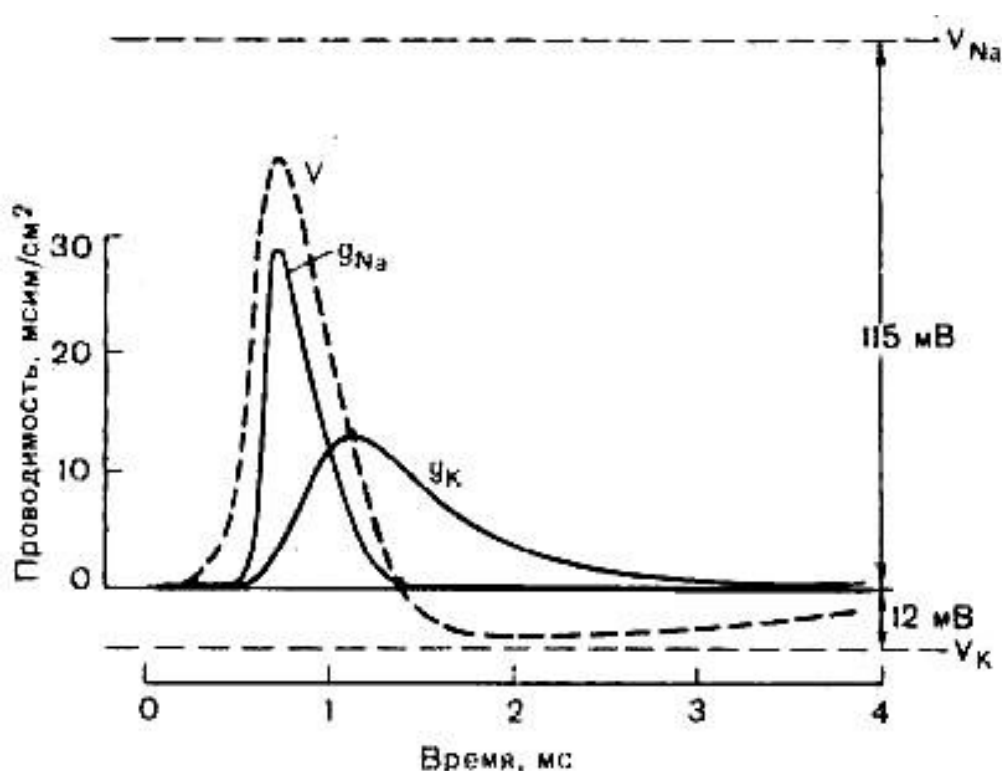


Рис. 21. Потенциал действия мембраны и динамика ионной проницаемости.

Исходно от уровня потенциала покоя (-90 мВ) начинается I-я фаза деполяризации, сменяющаяся на уровне нулевого (0 мВ) мембранного потенциала противоположным знаком овершутом (+ 40 мВ) и затем переходящая в II-ю фазу реполяризации по пути возвращения значений мембранного потенциала к потенциалу покоя. Отклонения от пути возвращения называют III-й фазой – следовым потенциалом:

- а) положительным – при продолжающейся реполяризации.
- б) отрицательный – при развитии деполяризации.

Основное участие в развитии фазы деполяризации принимает входящий в клетку поток положительных ионов натрия (Na^+), перезаряжающих внутреннюю поверхность мембраны. На смену быстрой активации натриевой проницаемости пороговым раздражителем приходят процессы инактивации входа Na^+ и активации выхода из клетки ионов калия (K^+), что проявляется фазой реполяризации – возвращения зарядов на внутренней поверхности мембраны к отрицательным значениям (рис. 21).

При возбуждении нервной клетки, в частности мотонейрона, в наиболее возбудимом месте (аксональный холмик) возникает ПД, который распространяется вдоль аксона. Распространение нервного импульса по аксону происходит за счет последовательной деполяризации соседних участков мембраны с образованием ПД (Рис. 22) со скоростью около 0.5-5 м/с.

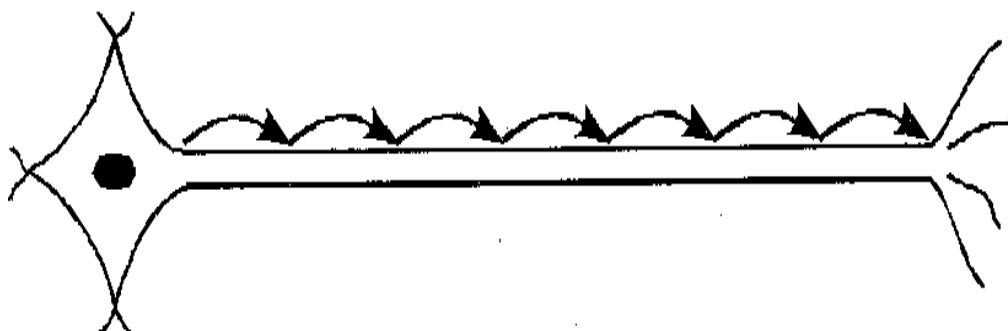


Рис. 22. Схема движения возбуждения по немиелинизированному волокну.

Данный механизм проведения характерен для *немиелинизированного нервного волокна*.

В *миелинизированном нервном волокне* аксон окружен особой оболочкой, называемой миелином. Миелин по своей структуре - мембранное образование, состоящее преимущественно из фосфолипидов и по электрическим свойствам являющееся диэлектриком. Функции миелиновых оболочек в периферических нервах и в нервных волокнах головного и спинного мозга разнообразны и до конца не изучены. Это изолирующая, опорная, барьерная, возможно, трофическая функция, участие в передаче импульсов.

На всем протяжении нервного волокна через определенные промежутки (около 1 мм) миелиновая оболочка имеет перерывы. Данные немиелинизированные участки называют *перехватами Ранвье*. Отмечено, что в перехватах Ранвье возбудимость мембраны выше и больше плотность К-На насосов, чем на миелинизированных участках мембраны аксона. При прохождении возбуждения деполяризуется мембрана в зоне перехвата Ранвье и возникает потенциал действия, который по своей электрической природе является переменным током. Благодаря электрическим особенностям миелина, локальные токи возбуждения не выходят в межперехватном участке, а деполяризуют следующий перехват Ранвье. Таким образом, электрический импульс движется как бы "скачками" (*сальтаторно*) между перехватами или даже через 2-3 соседних перехвата (Рис. 23), поэтому скорость проведения импульса по этим волокнам значительно выше (70-80 м/с).

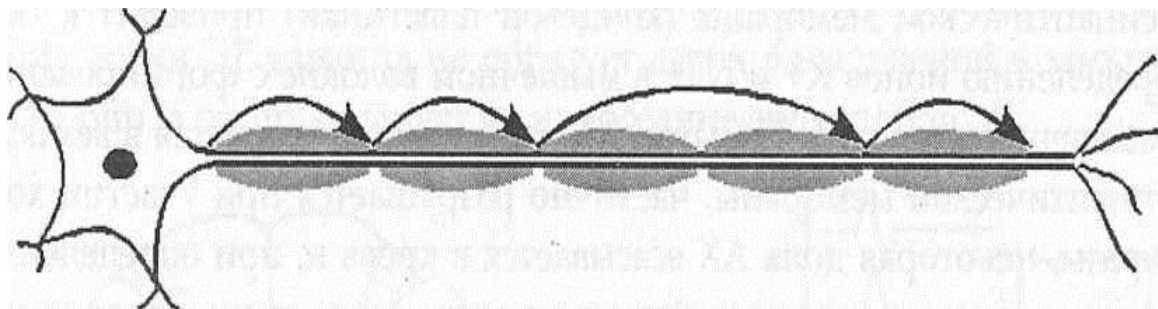


Рис. 23. Схема движения импульса по миелинизированному волокну.

Важным фактором, определяющим скорость проведения по миелинизированному волокну, является отношение амплитуды ПД к пороговой величине деполяризации мембраны перехвата Ранвье. Данное соотношение имеет величину порядка 7. Уменьшение этого фактора безопасности любыми воздействиями приводит к снижению скорости проведения.

Известно, что аксон, идущий от мотонейрона, при входе в мышцу делится на терминали соответственно количеству иннервируемых им мышечных волокон. При этом суммарный диаметр данных терминалей не превышает диаметр аксона. Для обеспечения проведения импульса по этим волокнам они теряют миелиновую оболочку.

Синаптическая передача

При подходе к мышечному волокну терминаль аксона образует систему, позволяющую переходить ПД на мышечное волокно. Данный аппарат называют *нервно-мышечным синапсом* (рис. 24).

Передача импульса в нервно-мышечном синапсе происходит с участием важнейшего *нейромедиатора* - *ацетилхолина* (АХ), выделение которого в синаптическую щель происходит в результате прихода импульса к нервному окончанию. Взаимодействие АХ с холинорецепторами постсинаптической мембраны (концевой пластинки) приводит к перераспределению ионов K^+ и Na^+ в мышечном волокне с формированием ПД мышечного волокна. Избыток АХ частично возвращается в везикулы пресинаптической мембраны, частично разрушается при участии холинэстеразы, некоторая доля АХ всасывается в кровь и, при определенных условиях, оказывает свое воздействие на мышечную ткань гуморальным путем.

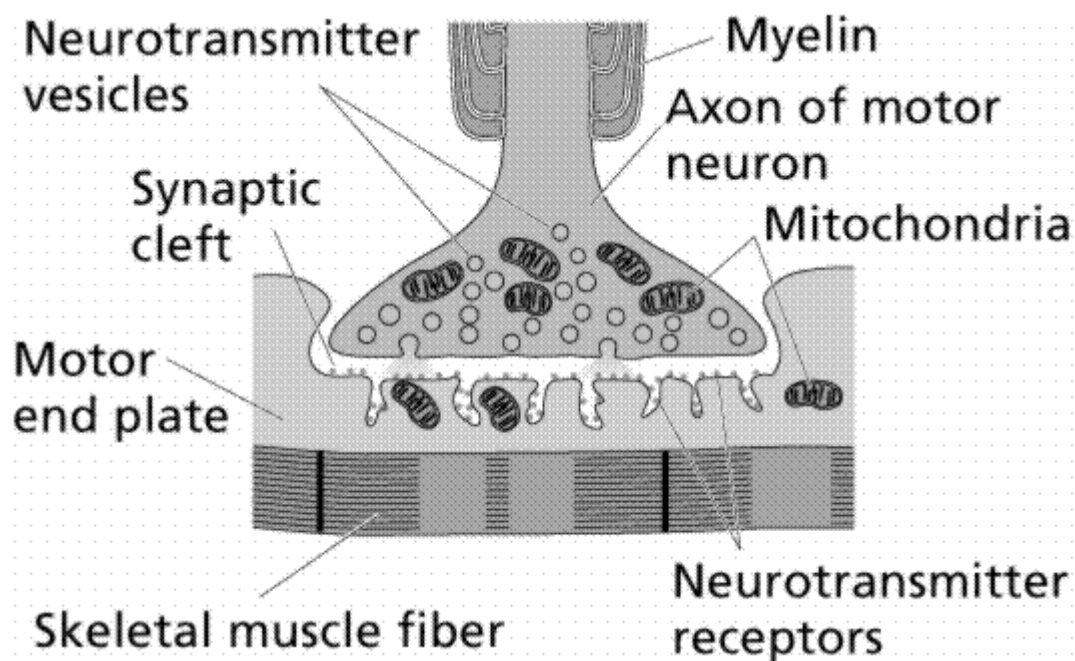


Рис. 24. Схема организации нервно-мышечного синапса.

Время синаптической передачи (нервно-мышечная синаптическая задержка) варьирует от 0.5 до 1 мс.

Концевые пластинки концентрируются в так называемых "двигательных точках", располагающихся чаще в месте максимального выбухания мышцы при произвольном сокращении. Знание этого факта необходимо, в частности, при исследовании прямой электровозбудимости

мышц, так как при нанесении раздражения в данных точках можно получить максимальный моторный ответ при минимальной интенсивности стимуляции.

ПД мышечного волокна распространяется с небольшой скоростью (3-5 м/с) за счет постепенного вовлечения соседних участков мембраны.

Структурная организация нервно-мышечной системы

Главенствующая роль в данной системе принадлежит *мотонейронам*, которые в пределах сегментов спинного мозга и ствола головного мозга объединяются в ядра. Каждое ядро содержит определенное количество функционально неоднородных мотонейронов, иннервирующих одну мышцу. Учитывая данную неоднородность, все мотонейроны ядра можно назвать пулом, так как они выполняют одну функцию. Пул мотонейронов подчиняется системе супрасегментарных влияний, воздействию межсегментарных, рефлекторных и внутрисегментарных связей.



Рис. 25. Организация нервно-мышечной системы

В пределах передних рогов спинного мозга мотонейроны объединены в моторные ядра, которые имеют форму вытянутых пластин, расположенных на уровне нескольких сегментов.

Выходя из ядер *передних рогов спинного мозга*, аксоны объединяются, образуя *передний корешок* (рис.25). При этом одно ядро передних рогов может давать аксоны, которые проходят в нескольких корешках. В то же время в одном корешке могут проходить аксоны от нескольких ядер.

Далее в межпозвоночном канале передний корешок соединяется с задним чувствительным корешком, образуя *смешанный спинномозговой нерв*. Ветви спинномозговых нервов в пределах шейного отдела, плечевого пояса, тазового пояса образуют нервные сплетения. По своей структуре нервные сплетения являются системой перераспределения аксонов различных ядер спинного мозга. В результате дополнительной коммутации происходит обособление отдельных нервов, которые содержат в своем составе аксоны от нескольких ядер, выполняющих однотипную функцию.

От нервных сплетений отходят *нервные стволы*, часть из которых является смешанными нервами, часть - чувствительными. Смешанные нервы имеют в своем составе двигательные аксоны разных моторных ядер и чувствительные волокна.

Среди двенадцати пар черепных нервов лишь три пары (I; II; VIII) являются "чисто" чувствительными. Остальные черепные нервы могут быть отнесены к двигательным и смешанным нервам. Система чувствительных нервов представляет собой аналог сегментарной чувствительности, а система двигательных - часть нервно-мышечной системы. Поэтому черепно-мозговая иннервация подчиняется общему структурному и функциональному принципу организации нервно-мышечной системы.

Скелетные мышечные волокна

Структурно-функциональной единицей скелетной мышцы является *мышечное волокно* – многоядерная клетка, образовавшаяся из мезодермы слиянием нескольких сотен, а иногда и тысяч клеток. Длина мышечного волокна достигает 100-1000мкм., толщина 20-80 мкм. Покрыто мышечное волокно двухслойной мембраной – *сарколеммой*. Непосредственно к цитоплазме прилежит плазмалемма – обычная плазматическая мембрана толщиной 7,5нм. Через некоторое пространство, заполненное соединительно-тканными волокнами, располагается базальная мембрана (5,5нм), которая является общей для пучка из 20-40 мышечных волокон (рис. 26).

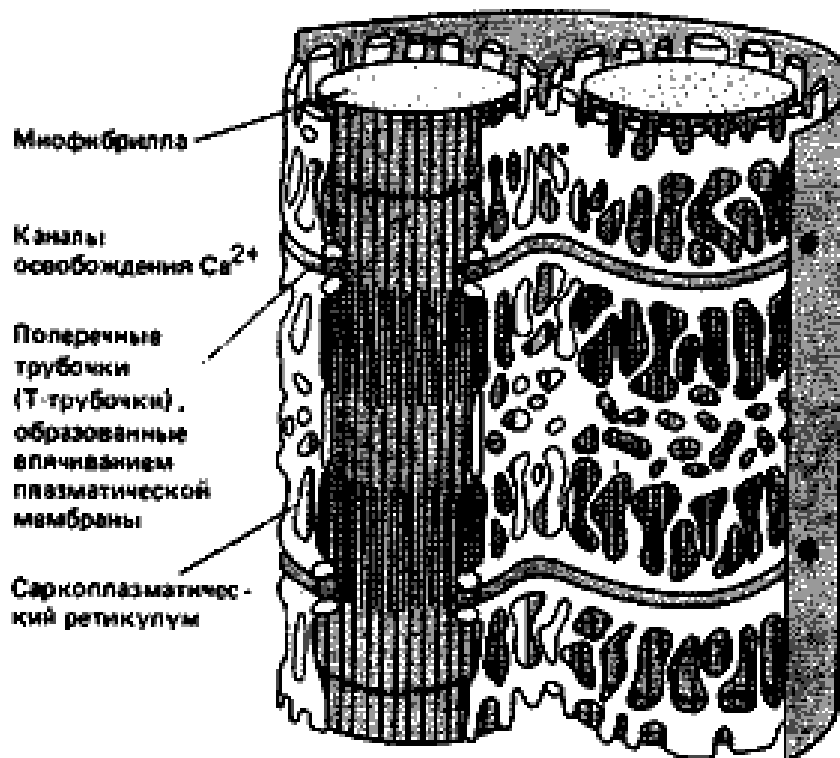


Рис.26. Строение скелетного мышечного волокна.

Саркомер скелетных мышц. Особенностью скелетной, как и всех поперечно-полосатых мышц, является поперечная исчерченность внутренней содержимого цитоплазмы характерными структурами саркомерами (**Ошибка! Источник ссылки не найден.**).

Длина саркомера (от Z- пластины до Z-пластины) в скелетных мышцах составляет 2,2 мкм. В этих структурах располагаются основные сократительные белки актин и миозин. Строгая упорядоченность их в саркомерах приводит с чередованию оптически более плотных и менее плотных структур.

К Z-пластинам саркомера симметрично по обе стороны прикрепляются нити актина. Между ними в оптически менее плотной (изотропной) зоне I-дисков расположены нити миозина. Посредине каждого I-диска имеется M-полоса – особая мембрана, на которой фиксируются нити миозина. Частично нити актина и миозина перекрываются, образуя оптически более плотную (анизотропную) зону или A-диск. Светлую

часть А-диска Н-полосу, содержащую только нити актина, посередине пересекает Z-пластина.

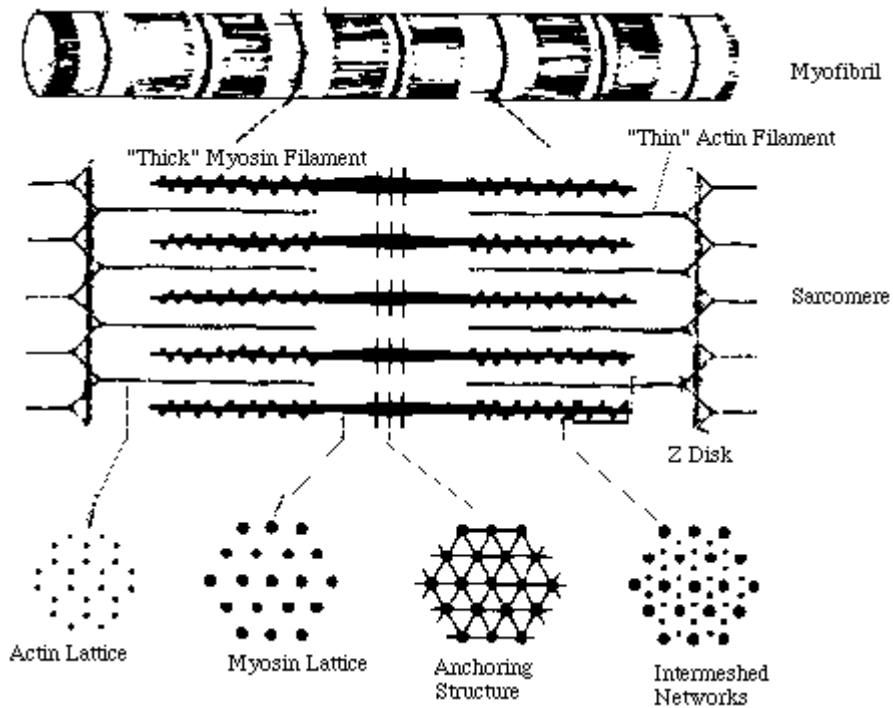


Рис. 27. Структура саркомера скелетных мышечных волокон.

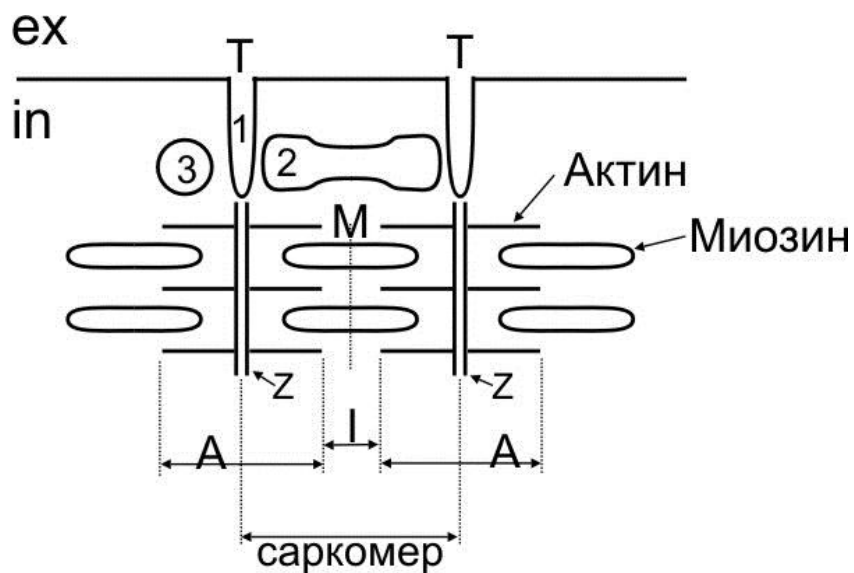


Рис. 28. Триада скелетного мышечного волокна.
1- T-трубочки; 2 – концевые цистерны СРР, 3 – продольные цистерны СРР.

Триада скелетных мышц представляет собой совокупность структур, обеспечивающих запуск сокращения в ответ на раздражение сарколеммы. Она образована тремя структурами (см.Рис 28):

1. Т-системой – впячивания плазматической мембраны внутрь мышечного волокна диаметром около 0,03 мкм.
2. Концевыми цистернами саркоплазматического ретикулума (СПР).
3. Продольными каналами СПР.

Обычно триада располагаются вблизи Z-пластин саркомера.

Структура и функция сократительных белков

Основную сократительную функцию во всех видах мышц осуществляют тонкие и толстые нити-миофиламенты (миофибриллы) актин и миозин.

Вспомогательную – регуляторную осуществляют тропомиозин (TrM, ММ:68 кD) и комплекс тропонина (Tr, ММ:70 кD), который состоит из субъединиц (Рис. 29)

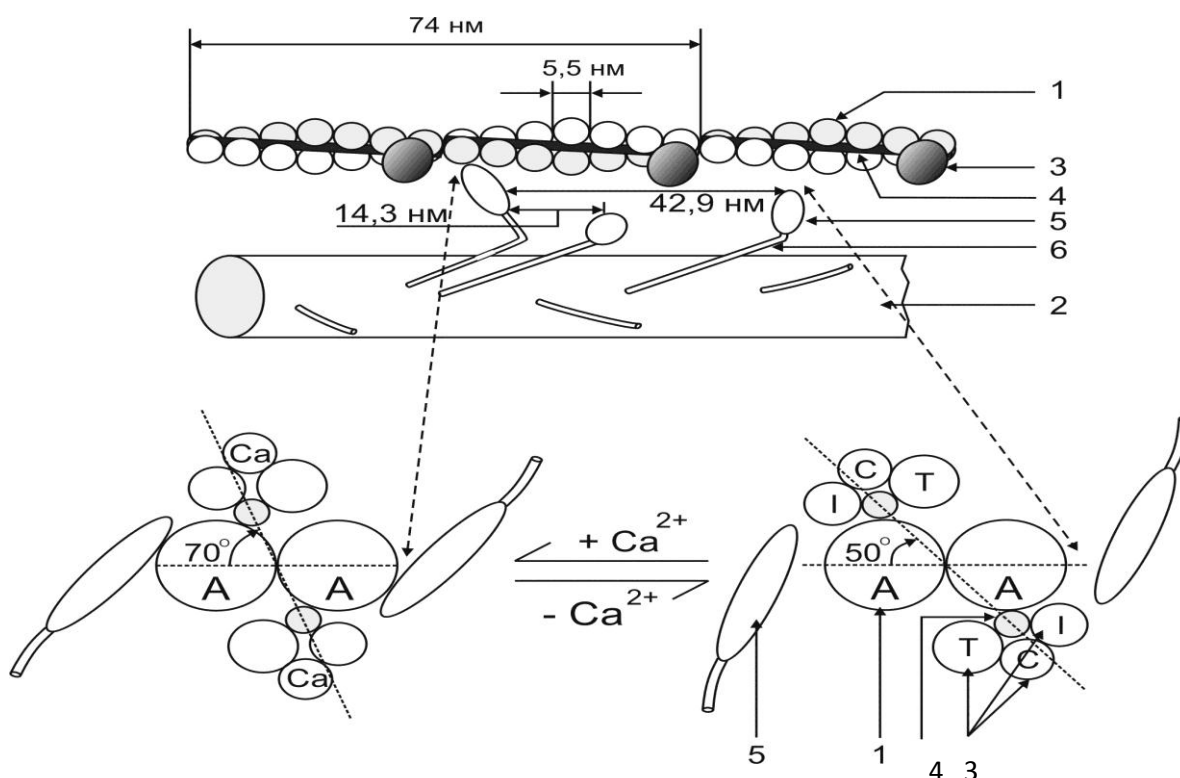


Рис. 29. Структура сократительных и регуляторных белков
 1 - Молекула актина, 2 – толстая протофибрилла, 3 – тропонин, 4 - тропомиозин, 5 – головка миозина, 6- шейка миозина.

1. Ингибиторный тропонин – TrI, ММ:21 kD;
2. Тропонинсвязывающий тропонин – TrT ММ:31 kD;
3. Кальций-связывающий тропонин – TrC, ММ:18 kD.

Молекула актина встречается в двух формах: *глобулярной (G)* и *фибриллярной (F)*. Переход из G- в F-форму происходит в присутствии АТФ и ионов кальция непосредственно перед сокращением. G-форма представляет собой глобулу ММ 48 kD. Полимеризованная F-форма собирается на тропомиозине вместе с тропониновым комплексом: на одной молекуле TrM+ Tr(I,T,C) обнаруживается 7 G-глобул актина. Кроме того, в окончательном варианте две таких структуры закручиваются относительно друг друга, образуя суперспираль – миофибриллу актина, непосредственного участника сокращения.

Молекула миозина (ММ:480 kD) состоит из 2-х тяжелых (2x200 kD) и 4-х легких цепей. Две из них (18,5 kD) –отщепляются при обработке миозина 5,5-дитиобис-2-нитробензойной кислотой (ДТНБ цепи). Две другие (20,7 kD и 16,5 kD) диссоциируют в щелочной среде и названы щелочными. Легкие цепи формируют головку молекулы миозина, обладающей способностью к АТФ-азной активности (щелочные цепи) и изменению конформации под воздействием ионов кальция (ДТНБ-цепи). Толстая миофибрилла содержит около сотни молекул миозина, закрученных относительно друг друга тяжелыми цепями от центра к краям. В результате, центральная область толстых нитей миозина не содержит головок легких цепей, обладающих АТФ-азной активностью.

Молекулярные механизмы мышечного сокращения

Для осуществления сокращения мышечного волокна требуется ряд условий:

1. Развитие потенциала действия на сарколемме.
2. Повышение внутриклеточной концентрации ионов кальция выше 0,1 мкМ.
3. Наличие в цитозоле молекул АТФ.

Повышение внутриклеточной концентрации ионов кальция происходит в результате его высвобождения из концевых цистерн СПР после развития ПД.

Взаимодействие электрических процессов на сарколемме (ПД) и непосредственно сократительных белков осуществляется с помощью процесса электромеханического сопряжения (ЭМС). В настоящее время существует несколько гипотез развития ЭМС:

После повышения внутриклеточного уровня выше критического (0,1 мкМ) *ионы кальция* соединяются с TrC, в результате чего весь тро-

пониновый комплекс изменяет конформацию и снимается ингибиторное влияние TiI на молекулу актина. К открывающимся на молекуле актина участкам прикрепляются легкие цепи головки миозина. Формирующийся актин-миозиновый комплекс в присутствии АТФ осуществляет перемещение тонких и толстых миофиламентов относительно друг друга – *теория скользящих нитей Хилла*.

АТФ-азная активность миозина не подчиняется простой кинетике ферментативного катализа, так как протекает через ряд стадий, скорость которых зависит от структурных перестроек молекулы в присутствии актина и ионов кальция.

Лимитирующей стадией процесса становится распад фосфорилированной формы миозина в отсутствие актина (диссоциация актин-миозинового комплекса). Наоборот, после взаимодействия актина с миозином фосфорилированный миозин распадается очень быстро (скорость реакции увеличивается на несколько порядков). В результате распада молекула миозина становится свободной для очередного фосфорилирования, необходимого для перемещения нитей актина относительно миозина – собственно процесса сокращения.

Процесс расслабления начинается со снижения уровня внеклеточного кальция за счет работы системы активного транспорта СПР – Mg^{2+} -зависимой Ca^{2+} -АТФазы. Считается что этот процесс закачки внутрь СПР, в большей мере, происходит в его продольных трубочках.

Понятие двигательной единицы

Нервно-мышечная система представляет собой функционально тесно связанный комплекс скелетных мышц и периферических образований нервной системы: мотонейронов и их аксонов. Функциональным элементом системы является *двигательная единица (ДЕ)*. Данное понятие впервые было введено Шеррингтоном Х.С. (1925) и до сих пор является физиологической основой ЭМГ. Под двигательной единицей подразумевают комплекс, состоящий из двигательной клетки (мотонейрона), ее аксона и группы иннервируемых этим аксоном мышечных волокон.

Все элементы одной ДЕ функционально одинаковы и действуют по принципу "*все или ничего*", когда каждый импульс, превышающий определенный порог, приводит к сокращению всех мышечных волокон одной ДЕ. Территории, занимаемые ДЕ, и количество мышечных волокон в них зависят от размера мышцы, ее функции. Анатомически в одном мышечном пучке могут находиться мышечные волокна от разных

ДЕ. Мышечные волокна разного типа располагаются мозаично по всему поперечнику мышцы, и рядом может лежать не более 2-3 мышечных волокон одного гистохимического типа. Таким образом, в области одного пучка представлены мышечные волокна разных ДЕ. В то же время ДЕ никогда не образует своих разветвлений в замкнутой территории, а распространяет их на соседние области (Рис. 30).

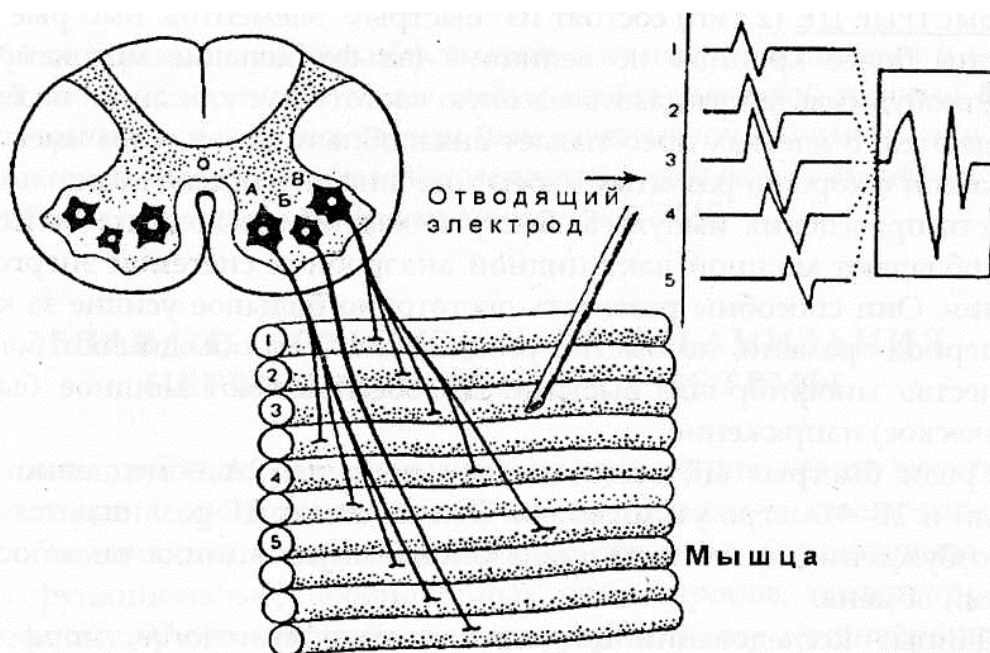


Рис. 30. Схема ДЕ. Принцип генерации потенциала двигательной единицы (ПДЕ). А, Б, В - мотонейроны переднего рога спинного мозга; 1-5 - мышечные волокна, относящиеся к территории иннервации мотонейрона В.

Как видно из схемы, зоны отдельных ДЕ перекрываются, но каждая имеет свою специализацию и содержит мышечные волокна одного типа.

В функциональном плане ДЕ можно разделить на два основных типа: быстрые и медленные. Существуют и переходные формы.

МЕДЛЕННЫЕ ДЕ (1 тип) включают медленный мотонейрон, медленный аксон, медленные мышечные волокна. Медленные мотонейроны малые по величине (альфа-малые мотонейроны), имеют высокую возбудимость, низкую частоту генерации импульса, высокую выносливость, неустойчивость. Обмен в них преимущественно аэробный. Аксон этих клеток тонкий, слабо миелинизирован, и скорость проведения воз-

буждения по нему невелика, но он более возбудим при непрямой электрической стимуляции. Медленные мышечные волокна тоньше, состоят из меньшего количества миофибрилл и поэтому развивают меньшее усилие, однако они более выносливые и могут длительное время давать стабильное напряжение, имеют богатую сеть капилляров, что обеспечивает высокую степень окисления. В целом, медленные ДЕ обеспечивают длительное (тоническое) напряжение мышцы.

БЫСТРЫЕ ДЕ (2 тип) состоят из "быстрых" элементов. Быстрые мотонейроны более крупные по величине (альфа-большие мотонейроны), менее возбудимы, могут давать высокую частоту импульсации, но быстро истощаются. В клетках преобладает анаэробный обмен. Они имеют толстый аксон с хорошо развитым слоем миелина, что обеспечивает высокую скорость проведения импульса. Быстрые мышечные волокна более толстые, обладают мощной лактацидной анаэробной системой энергообеспечения. Они способны развивать достаточно большое усилие за короткий период времени, но быстро утомляются. Они объединяют большее количество миофибрилл. Быстрые ДЕ обеспечивают мощное быстрое (фазическое) напряжение.

Среди быстрых ДЕ выделяют два подтипа: 2А - медленно утомляемый и 2В - быстро утомляемый. Эти подтипы ДЕ различаются порогом возбуждения, частотным диапазоном импульсации, а также особенностями обмена.

4.2. Виды электромиографических исследований

Электромиографическое обследование является примером прикладной нейрофизиологии и, следовательно, функциональным исследованием, отвечающим на определенные клинические вопросы. Прежде всего, это касается патологического состояния нервно-мышечного аппарата в целом с преобладанием поражения тех или иных элементов ДЕ.

ЭМГ (ЭНМГ) - полимодальный метод исследования, включающий в себя большое количество методик. По способу получения данных, характеру исследования и методам обработки данных в ЭМГ выделяют следующие методики обследования:

1. Интерференционная поверхностная ЭМГ.
2. Стимуляционная ЭМГ.

- Исследование М-ответа и скорости распространения волны по моторным волокнам (СРВм).
 - Исследование потенциала действия нерва и скорости распространения волны по сенсорным волокнам (СРВс).
 - Исследование поздних нейрографических феноменов (F-волна, H-рефлекс, A-волна).
 - Ритмическая стимуляция и определение надежности нервно-мышечной передачи (декремент-тест).
 - Игольчатая ЭМГ (Исследование потенциалов двигательных единиц (ПДЕ)).
3. Магнитная, стимуляция.
- Исследование центрального времени моторного проведения.
 - Исследование М-ответа и СРВм по глубоко расположенным нервным стволам.

Электромиографическое исследование не следует проводить после физиотерапевтических и других лечебных процедур (например, электротерапии), а также после приема сильнодействующих лекарств, изменяющих функциональное состояние нервной системы.

Интерференционная поверхностная ЭМГ

Интерференционная поверхностная ЭМГ или глобальная ЭМГ позволяет получить информацию о состоянии мышцы, количестве мышечных волокон. Сущность методики состоит в *регистрации биоэлектрической активности мышцы при помощи накожных электродов*. При данной методике проводится регистрация произвольной (спонтанной) активности мышц поверхностными электродами. Если межэлектродное расстояние небольшое, потенциал отводится от определенного (ограниченного) участка мышцы. Получаемую кривую можно называть "*суммарной*", так как в конечном итоге она представляет суммарную активность тех ДЕ, которые в настоящее время возбуждены и активность которых достаточна, чтобы быть зарегистрированной поверхностными электродами.

При достаточно большом межэлектродном расстоянии необходимо учитывать, что в случае установки активного электрода на моторную точку мышцы регистрируется ЭМГ со всего мышечного массива. Часть потенциалов фиксируется непосредственно с данной мышцей, часть с соседних, прилегающих мышц. Особенно это актуально при регистрации ЭМГ с многослойных мышечных групп (предплечье, бедро).

Стимуляционная ЭМГ (ЭНМГ)

Сущность метода заключается в наложении отводящих электродов на мышцу, иннервируемую исследуемым нервом, и последующей *стимуляцией нерва* с точек, где нерв близко подходит к поверхности.

Данная методика является наиболее распространенной, поскольку позволяет:

- 1) оценивать состояние нерва на разных его участках;
- 2) определять состояние терминалей аксонов;
- 3) оценивать состояние самой мышцы.

В основе метода ЭНМГ лежит применение электрической стимуляции нервного ствола с последующей регистрацией и анализом ВП, отводимых с иннервируемой им мышцы или непосредственно с самого нервного ствола. Современная аппаратура позволяет регистрировать ПД нерва, а также мышечные потенциалы — М-ответ, Н-рефлекс, F-волну и некоторые другие.

Исследование проводится *с помощью накожных электродов*. Кожа в месте наложения электродов обезжиривается спиртом. Активный электрод накладывают на моторную точку мышцы, референтный - на область сухожилия этой мышцы или на костный выступ, расположенный дистальнее активного электрода ("мышца-сухожилие" - "bellitendon"). Заземляющий электрод размещается между отводящим и стимулирующим электродами. Импеданс под электродами рекомендуется установить от 5 до 10 кОм.

Стимулирующий биполярный электрод накладывают в проекции нерва, иннервирующей данную мышцу, в месте наиболее поверхностного его расположения. При этом катод (-) располагают дистальнее, а анод (+) проксимальнее, так как протекающий под анодом процесс деполяризации может вызывать "анодический блок", препятствующий распространению возбуждения к мышце.

Стимуляцию проводят прямоугольными импульсами обычно длительностью 0.2 мс, частотой 1 Гц, постепенно увеличивая силу тока, пока амплитуда получаемого М-ответа не перестанет нарастать. Определенная таким образом сила тока является максимальной. Для правильной оценки амплитудных и скоростных показателей используется супрамаксимальное (на 25-30% больше максимального) значение стимула. Необходимо получить стойкий по амплитуде и латентности вызванный ответ мышцы.

Анализ параметров М-ответа

М-ответ — вызванный потенциал (ВП) мышцы, являющийся суммарным синхронным разрядом двигательных единиц мышцы в ответ на электрическое раздражение нерва. В норме он представляет собой двухфазную кривую: первая фаза отрицательная (направлена вверх), вторая положительная (направлена вниз) (Рис. 31). При выполнении методики надо следить, чтобы артефакт стимуляции был направлен вверх, что указывает на правильное расположение анода и катода М-ответ очень стабилен по своим параметрам, что отличает его от других волн

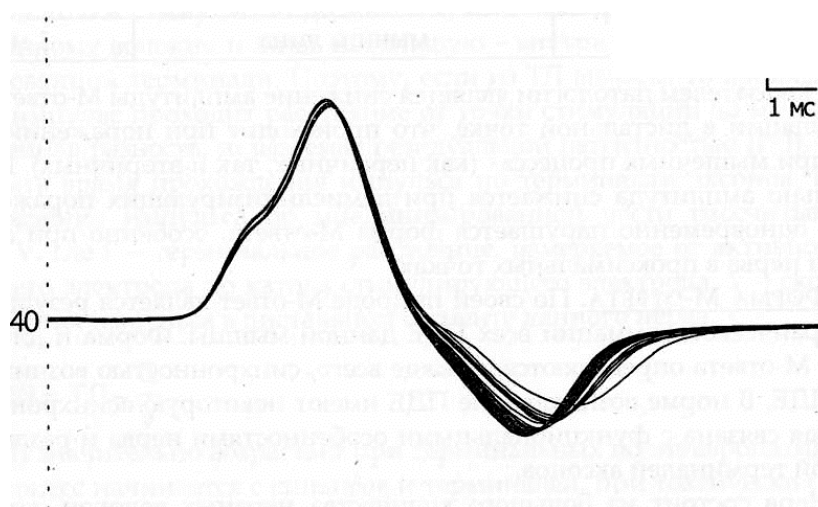


Рис. 31. М-ответ мышцы.

При анализе результатов исследования учитываются следующие показатели:

- порог раздражения - минимальная сила тока, при которой возникает М-ответ;
- амплитуда негативной фазы М-ответа при стимуляции в разных точках (у длинных нервов), длительность и площадь негативной фазы;
- форма М-ответа при стимуляции в разных точках;
- терминальная и резидуальная латентность;
- СРВм на разных участках;
- динамика показателей СРВм и амплитуды М-ответа при стимуляции в разных точках по длиннику исследуемого нерва.

Порог раздражения (порог М-ответа) — минимальное электрическое раздражение, способное вызвать М-ответ. Исследование проводят при усилении 100 мкВ/дел при шаге изменения стимула не более 0.1

мА. В норме порог раздражения составляет 4-6 мА (до 10 мА) при плотном прижатии стимулирующего электрода к коже.

Определяют также интенсивность раздражения, вызывающего М-ответ максимальной амплитуды (максимальный М-ответ).

Основной электрод должен размещаться на брюшке исследуемой мышцы перпендикулярно ходу мышечных волокон, а индифферентный — на сухожилии. При перемещении брюшкового электрода форма М-ответа существенно изменяется. Этим определяется необходимость до начала исследования подобрать такое положение отводящего электрода относительно мышцы, при котором форма мышечного потенциала была бы правильной двухфазной. Лишь при невозможности получить двухфазный М-ответ следует рассматривать его как трех-, четырех- или полифазный. Изменение формы мышечного потенциала может выявляться также при патологии части нервных или мышечных волокон как проявление избирательного выключения некоторых двигательных единиц (ДЕ).

Динамику М-ответа при постепенном увеличении амплитуды стимулирующего тока (с шагом нарастания тока нет более 0.5 мА) можно использовать как метод для определения числа ДЕ.

Для подсчета числа ДЕ в мышце используют следующую формулу:

$$n = (A * 10)/a$$

Где: n - число ДЕ в мышце,

A - амплитуда негативной фазы максимального М-ответа,

a - амплитуда негативной фазы примерно десяти градаций М-ответа.

Показатель "a" определяют следующим образом. При усилении 100 мкВ/дел, постепенно повышая силу тока с шагом не более 0.1 мА, вызывают первые 10 дискретных уровней (ступеней) нарастания М-ответа. Определяют амплитуду негативной фазы десятой ступени. Данное значение принимается за амплитуду ответа примерно десяти ДЕ.

Оценивая расчетные данные, необходимо помнить, что при стимуляции нерва потенциал отводится лишь от участка мышцы, находящегося под электродом, поэтому максимальное количество ПДЕ может достоверно фиксироваться только на мелких, компактных мышцах.

Амплитуду М-ответа определяют как от негативного до позитивного пика, так и от негативного пика до изолинии. Считается, что негативная фаза М-ответа возникает в момент сокращения мышцы и обусловлена процессами деполяризации, позитивная фаза определяется

преимущественно процессами реполяризации, которые менее синхронизированы. Поэтому в настоящее время считается целесообразным проводить анализ амплитуды М-ответа по негативному пику.

ФОРМА М-ОТВЕТА. По своей природе М-ответ является результатом алгебраической суммации всех ПДДЕ данной мышцы. Форма и длительность М-ответа определяются, прежде всего, синхронностью возникновения ПДЕ. В норме возникающие ПДДЕ имеют некоторую асинхронность, которая связана с функциональными особенностями нерва и различной длиной терминалей аксонов.

Нерв состоит из большого количества нервных волокон, которые различаются скоростью проведения, что закономерно вызывает асинхронность возникновения ПД в разных ДЕ. При большем удалении точки стимуляции от мышцы степень асинхронности возрастает, что приводит к некоторому изменению формы М-ответа и в норме. Но в целом форма ответа не меняется, и при правильном наложении электродов он имеет вид двухфазной кривой, первый пик которой негативный.

ТЕРМИНАЛЬНАЯ И РЕЗИДУАЛЬНАЯ ЛАТЕНТНОСТЬ. Терминальная латентность (ТЛ) - временная задержка от момента стимуляции до возникновения М-ответа при стимуляции нерва в дистальной точке. Методически ТЛ зависит от расстояния между стимулирующим и активным отводящим электродами. Поэтому для унификации исследования введено понятие резидуальной латентности (РЛ).

Анатомо-физиологической *основой* данного понятия служит то, что нерв при входе в мышцу распадается на терминали. Терминали не имеют миелиновой оболочки, и скорость проведения импульса по ним относительно невелика. Следовательно, основную часть расстояния (от дистальной точки стимуляции до мышцы) импульс проходит по миелинизированному волокну и лишь небольшую - внутри мышцы по немиелинизированной терминали. Поэтому, если из ТЛ вычесть то время, за которое импульс проходит расстояние от точки стимуляции до мышцы, то полученная разность, называемая резидуальной латентностью (РЛ), будет отражать время прохождения импульса по терминалям аксонов. Время прохождения импульса по миелинизированной части рассчитывается как S/V , где S - терминальное расстояние, измеряемое от активного отводящего электрода до катода стимулирующего электрода, V - скорость проведения импульса в дистальном сегменте данного нерва.

Анализ параметров Н-рефлекса

Впервые, Н-рефлекс был описан Хоффманом в 1918 году. Н-Рефлекс является *моносинаптическим рефлекторным ответом мышцы при электрическом раздражении нервного ствола* (его афферентных нервных волокон) и отражает синхронный разряд значительного числа ДЕ.

По своей природе Н-рефлекс является аналогом ахиллова рефлекса и в норме у взрослых наблюдается только в мышцах голени – икроножной и камбаловидной – при стимуляции большеберцового нерва в подколенной ямке. В отличие от М-ответа, являющегося прямым мышечным ответом на раздражение двигательных волокон нерва, Н-рефлекс — ответ рефлекторный, вызываемый раздражением чувствительных волокон нерва, с распространением возбуждения центростремительно ортодромно к спинному мозгу, синаптическим переключением сигнала с аксона чувствительной клетки на мотонейрон и затем проведением импульса по двигательным волокнам к иннервируемым ими мышечным волокнам .

При постепенном увеличении интенсивности раздражения нерва выявляется своеобразное соотношение в динамике изменения амплитуды рефлекторного (Н-рефлекс) и прямого (М-ответ) ответов мышцы. *Н-Рефлекс появляется при силе раздражения, подпороговой для М-ответа.*

По мере возрастания амплитуды Н-рефлекса появляется минимальный по амплитуде М-ответ. *В дальнейшем при усилении раздражения амплитуда Н-рефлекса достигает максимума и начинает уменьшаться, а амплитуда М-ответа увеличивается.* При силе раздражения, супрамаксимальной для М-ответа, Н-рефлекс, как правило, уже не определяется (рис. 32).

При ЭНМГ-исследовании изучаются следующие параметры Н-рефлекса: латентный период, порог и динамика изменения амплитуды при увеличении силы стимуляции (кривая рекрутирования Н-рефлекса), кривая восстановления Н-рефлекса при стимуляции парными стимулами с меняющимся межстимульным интервалом, соотношение максимальных амплитуд Н-рефлекса и М-ответа, форма и длительность Н-рефлекса.

Латентный период Н-рефлекса соответствует времени пробега луча от артефакта раздражения до первого отклонения от изолинии в начале потенциала.

Порог Н-рефлекса – минимальная сила стимула, вызывающего Н-рефлекс, минимальный по амплитуде. Учитывая, что Н-рефлекс, как правило, ниже порога М-ответа, для его определения требуется очень постепенное увеличение силы стимуляции нерва.

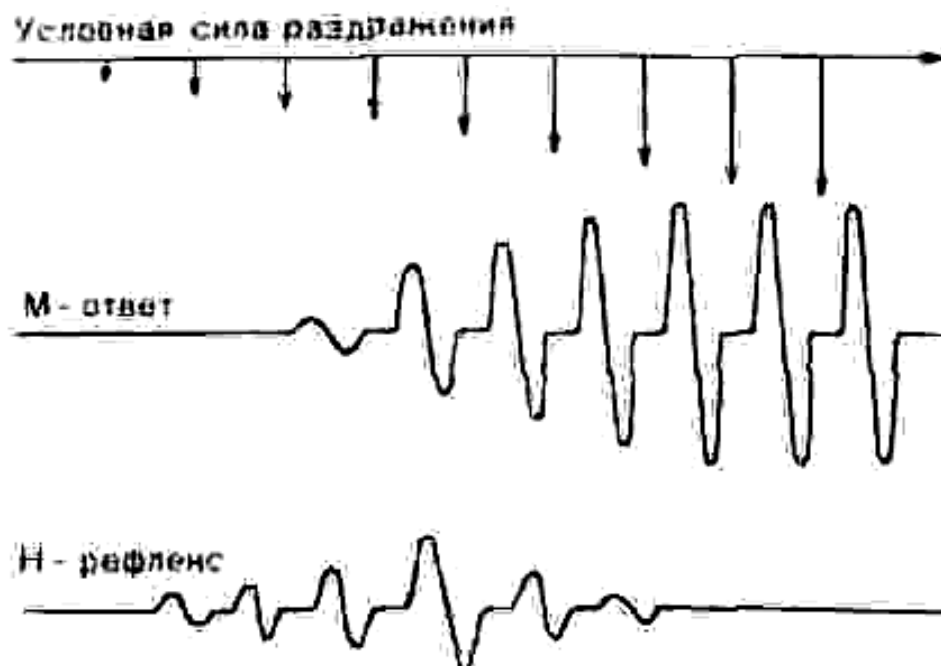


Рис. 32. М-ответ и Н-рефлекс.

Длительность Н-рефлекса определяется как время пробега луча от первого отклонения от изолинии в начале потенциала до возвращения к изолинии в его конце. Увеличение длительности Н-рефлекса может свидетельствовать об избирательном поражении отдельных волокон нерва.

Скорость распространения возбуждения по нерву

Методика определения скорости проведения импульса (СПИ) по нервному стволу, его двигательным или чувствительным волокнам основана на сопоставлении длительностей латентных периодов ВП при электрическом раздражении двух точек нерва, находящихся на некотором расстоянии друг от друга. *По существу СПИ определяется делением расстояния между двумя точками стимуляции нерва (выраженного в миллиметрах) на время прохождения нервного импульса между этими точками (выраженное в миллисекундах), т. е. на разность латент-*

ных периодов потенциалов действия (ПД), вызванных стимуляцией нервного ствола этих точек (Рис. 33).

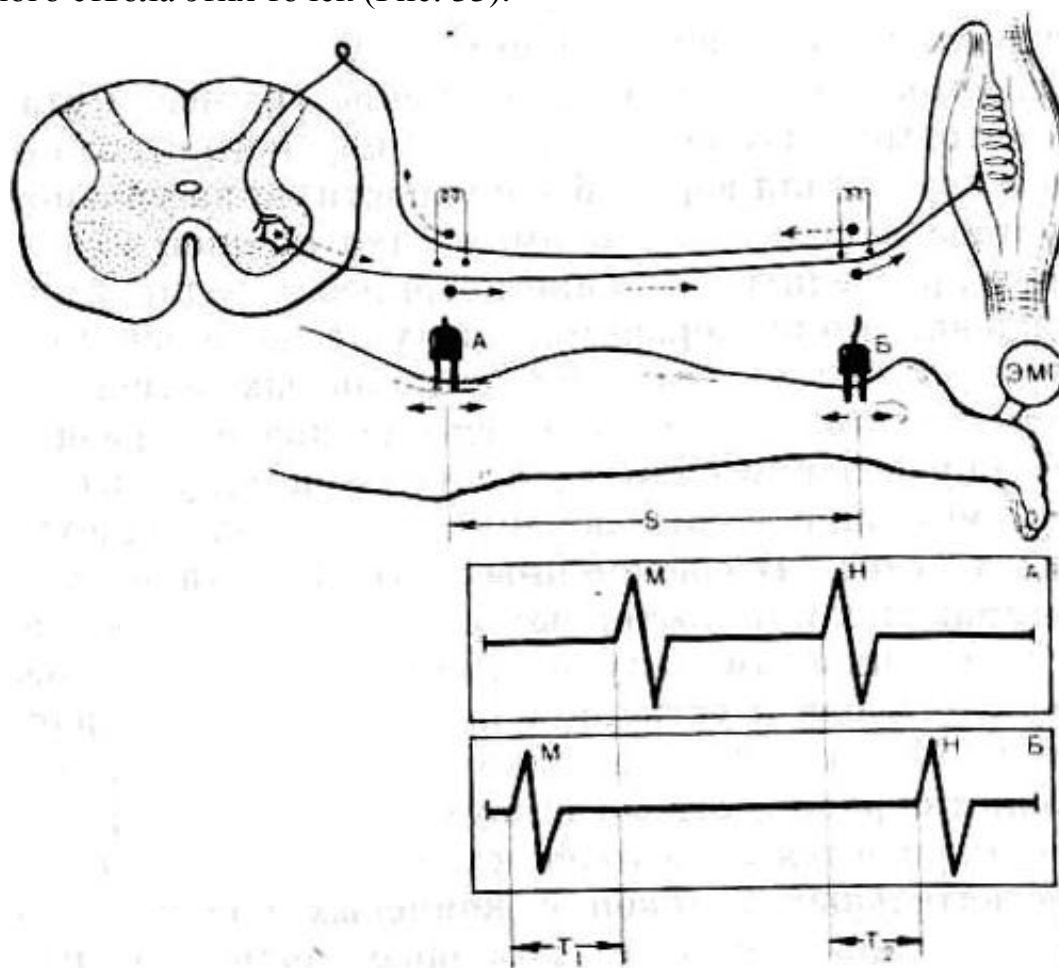


Рис. 33. Принцип определения CPB

Расчет скорости распространения возбуждения по двигательным волокнам (CPBм) проводится по формуле:

$$CPB_m = S / (T_p - T_d)$$

где: CPBм - скорость распространения возбуждения по моторным волокнам в м/с,

S - расстояние между точками стимуляции в миллиметрах (все расстояния рекомендуется измерять с точностью до 5 мм),

T_p - латентность М-ответа при проксимальной стимуляции в миллисекундах,

T_d - латентность М-ответа при дистальной стимуляции

Для обеспечения достоверности исследования расстояние между двумя точками должно быть не менее 9 см.

Исследование потенциала действия нерва и скорости проведения возбуждения по сенсорным волокнам (СРВс) технически более сложное и требует точного соблюдения методики. Оно позволяет оценить проводимость по сенсорным волокнам, амплитуду потенциала действия нерва. Исследование сенсорного ответа проводится с применением усреднения (до 100-500 стимулов) при частоте стимуляции 3-4 Гц.

Скорость распространения возбуждения по сенсорным волокнам определяют двумя способами: вызывая антидромное или ортодромное распространение возбуждения по нерву.

$$СРВс = S / Л$$

где: СРВм - скорость распространения возбуждения по чувствительным волокнам в м/с,

S - расстояние между стимулирующим и отводящим электродами (при их размещении вдоль основного нервного ствола) или между двумя стимулирующими электродами (при антидромной методике регистрации невральное ПД с концевых пальцевых ветвей нерва), или между двумя отводящими электродами (при стимуляции с концевых пальцевых ветвей нерва и регистрации невральное ПД в двух точках по ходу нервного ствола) в мм;

Л — латентный период вызванного сенсорного ПД нерва (при стимуляции с одной точки) или разность латентных периодов ПД нерва, вызванных стимуляцией с проксимальной и дистальной точек нервного ствола или зарегистрированных в двух разных точках нервного ствола при его ортодромной стимуляции с концевых пальцевых ветвей, в мс.

Ортодромное измерение СРВс считается более точным, но оно требует высокого качества применяемого оборудования, тщательного соблюдения методики и высокого качества наложения электродов.

Ритмическая стимуляция

Ритмическая стимуляция является одним из методов ЭМГ, который применяется для определения надежности нервно-мышечной передачи.

Методика проведения исследования следующая. На тестируемые мышцы накладывают электроды, как для исследования М-ответа, и воздействуют на нерв в дистальной точке ритмическими супрамаксимальными стимулами разной частоты длительностью 0.2 мс. В зависимости от поставленной задачи серии стимулов могут повторяться. Для полу-

чения точного и достоверного результата необходимо исключить смещение отводящего электрода вследствие сокращения мышцы (зафиксировать конечность, палец), закрепить стимулирующий электрод.

Рекомендуемыми частотами стимуляции при определении надежности нервно-мышечной передачи являются 3 и 5 Гц. Стимулы повторяют через каждые 10 с в течение 1-2 минут. Измеряют амплитуду негативной фазы каждого М-ответа как более стабильную, длительность негативной фазы и площадь. Определяют степень изменения амплитуды и площади М-ответа от первого стимула к пятому (в процентах).

М-ответ является суммарным ответом максимального количества ДЕ при супрамаксимальной силе стимула. *В норме при межимпульсном интервале 0.33 с в ответ на второй стимул количество медиатора, выделяемого пресинаптической мембраной, снижается в среднем на 20% и амплитуда потенциала концевой пластинки (ПКП) падает.* На третий стимул количество выделяемого ацетилхолина снижается еще на 20%. Далее включаются компенсаторные механизмы, и ацетилхолин быстрее подходит к пресинаптической мембране. В обычных условиях ацетилхолина достаточно, чтобы обеспечить сохранность уровня ПКП для возбуждения мышечного волокна в ответ на последующие стимулы.

Падение амплитуды М-ответа от стимула к стимулу, выраженное в процентах, называют декрементом.

Несмотря на кажущуюся простоту методики ритмической стимуляции она имеет ряд своих особенностей проведения. Одной из сложностей является нестабильность декремента при повторных сериях стимуляции, в результате чего сложно выбрать достоверно значение. Это связано с несколькими причинами:

- Напряжение пациента (его настрой на обследование).
- Недостаточное закрепление отводящих электродов.
- "Плавание" импеданса под электродами.
- Смещение стимулирующего электрода.
- Недостаточная амплитуда стимула.

Для мелких мышц кисти допустим декремент амплитуды М-ответа до 3-5% (часто связан с погрешностью проведения исследования). Для дельтовидной мышцы он может достигать 5-7% (до 10%). Для мышц лица декремент в норме составляет 3-5%.

При повышенной утомляемости мышц возникает более заметное снижение амплитуды М-ответа от стимула к стимулу.

Магнитная стимуляция

Магнитная стимуляция используется для исследования проводящей функции кортико-спинальных (пирамидных) путей и проксимальных участков нерва..

Метод является *бесконтактным*, что позволяет возбуждать глубоко залегающие ткани. Отсутствие прямого воздействия делает метод достаточно безопасным и безболезненным. Но при бесконтактном воздействии в возбуждение вовлекается большой объем тканей. Поэтому при магнитной стимуляции *невозможно точечное, локальное воздействие*. При стимуляции возникает возбуждение большого объема ткани, часто на расстоянии до 200 мм от места воздействия. Это касается, прежде всего, корешков спинного мозга, что необходимо учитывать при проведении исследования.

Для проведения магнитной стимуляции используют специальные приборы. Основой магнитного стимулятора является конденсатор высокой мощности и катушка индуктивности, которая непосредственно является стимулятором. Различием между магнитными стимуляторами разных производителей является способность развивать большие величины магнитной индукции за короткий период времени. Для эффективного воздействия данное импульсное магнитное поле должно иметь очень быстрый фронт нарастания. Данный момент, наряду с высокой интенсивностью магнитного потока, является основным для генерации электрических импульсов в возбудимых тканях. В настоящее время созданы магнитные стимуляторы, способные генерировать импульсное магнитное поле интенсивностью от 2.0 до 3.5 тесла.

Второй особенностью стимуляторов является способность достаточно долгое время поддерживать высокую частоту стимуляции. Данная возможность ограничивается температурой катушки индуктивности. При прохождении импульсного тока высокой интенсивности она нагревается. При высокой частоте происходит быстрый нагрев катушки, что становится опасным для пациента. Поэтому все стимуляторы имеют защиту от нагревания.

Магнитный поток, генерируемый катушкой индуктивности (койлом), имеет определенную структуру, которая определяется формой стимулятора. На практике используют катушки трех видов: плоские катушки 150 и 100 мм в диаметре и катушку в виде бабочки (восьмерки) (Рис. 34).

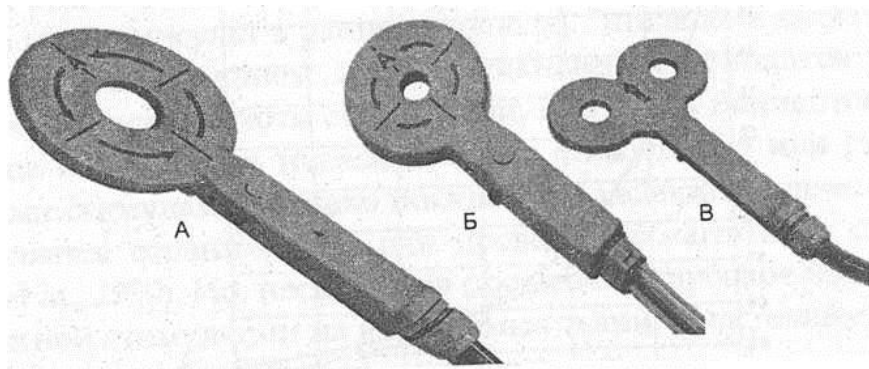


Рис. 34. Используемые магнитные индукторы: А - диаметр 150 мм, Б - диаметр 100 мм, В - магнитный индуктор в виде бабочки. Стрелками указано направление электрического импульса.

При обследовании пациент находится в положении сидя, на исследуемую мышцу накладываются поверхностные электроды. Стимуляция коры головного мозга и спинного мозга проводится с помощью магнитного койла. Ощущения могут быть слегка болезненными. Исследование одного нерва длится около 15-20 минут. Болевых ощущений пациент не испытывает, отмечается сокращение мышц стимулируемых конечностей. .

Основным показателем является *время центрального проведения* – время, необходимое на проведение импульса от головного мозга до мотонейронов спинного мозга.

4.3. Аппаратура, применяемая в ЭМГ и ЭНМГ -исследовании

Аппаратура, применяемая в ЭМГ и ЭНМГ - исследовании, состоит из двух важнейших блоков — электрического стимулятора и электромиографа, работа которых синхронизирована. К современным электронейромиографам предъявляются следующие требования: высокий коэффициент усиления с широким диапазоном регулировки, низкий уровень шумов.

Современные электронейромиографы являются компактными компьютеризованными системами, которые производят стимуляцию по определенной заданной программе, усреднение кривых и оперативный автоматический обсчет латентных периодов, амплитуд, СПИ, а также спектральный частотный анализ ЭНМГ. Программное обеспечение позволяет записывать и обрабатывать вызванный потенциал и электромио-

графию, сопровождать их текстом и выводить на печать, хранить сигналы и данные о пациентах в электронной картотеке на винчестере или другом устройстве для хранения информации.

Запись *интерференционной ЭМГ* проводится с помощью поверхностных электродов, которые представляют собой металлические диски или пластины площадью до 1 см^2 , чаще вмонтированные в фиксирующую колодку для обеспечения постоянного расстояния между ними (15-20 мм); если применяются электроды со свободными пластинами, желательно сохранять рекомендуемое межэлектродное расстояние. Использование электродов с фиксированным расстоянием более предпочтительно, т.к. позволяет стандартизировать проведение методики (Рис. 35).

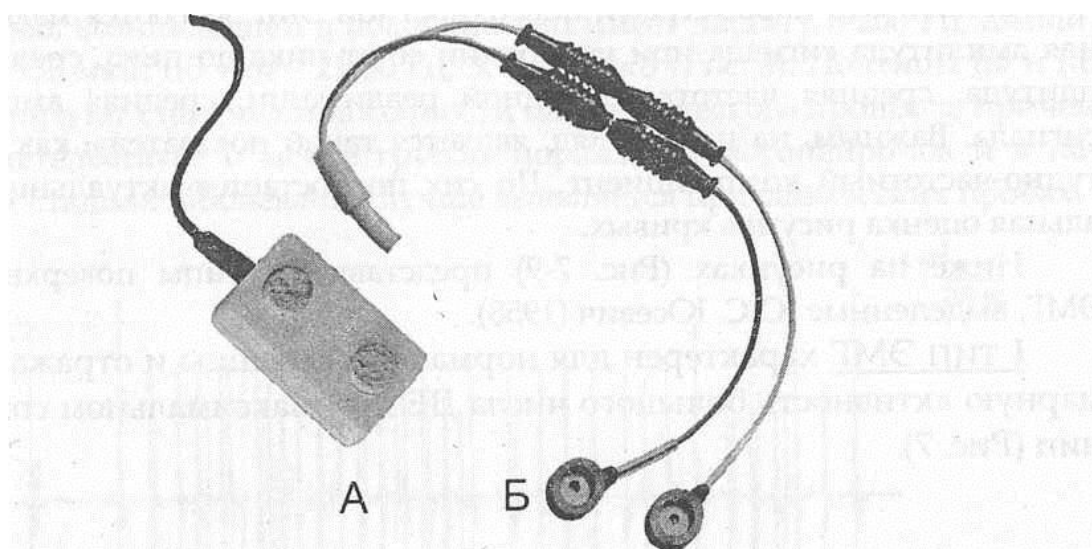


Рис. 35. Виды поверхностных электродов: А - электродная колодка с фиксированным расстоянием, Б - электроды с нефиксированным межэлектродным расстоянием

При использовании электродов с произвольным межэлектродным расстоянием активный электрод располагается над брюшком мышцы (в проекции двигательной зоны), референтный - над сухожилием или костным выступом. Заземляющий электрод можно помещать на противоположной стороне конечности.

При использовании электродов с фиксированным расстоянием их располагают в проекции моторной зоны мышцы, помещая вдоль мышечных волокон. Заземляющий электрод располагают дистальнее места исследования или на противоположной конечности.

Изучение поверхностной ЭМГ начинают с оценки спонтанной активности мышцы в покое, затем анализируют активность произвольного движения (при тоническом напряжении и максимальном мышечном сокращении), иногда используют пробы на синергии или проводят регистрацию ЭМГ в момент максимального вдоха.

Для ЭМГ-исследования необходим электрический стимулятор, способный продуцировать одиночные, спаренные или ритмичные прямоугольные стимулы длительностью от 0,05 до 2 мс и регулируемой интенсивностью от 0 до 250—500 В. Частота стимулов может меняться от 0,5 до 30—100 Гц.

Для стимуляции нервных стволов используют вилочковые электроды (рис. 36). Игольчатые раздражающие электроды применяют реже поверхностных и преимущественно в тех случаях, когда исследуемый нерв расположен глубоко и труднодоступен стимуляции. Игольчатый электрод вводят вблизи нервного ствола.

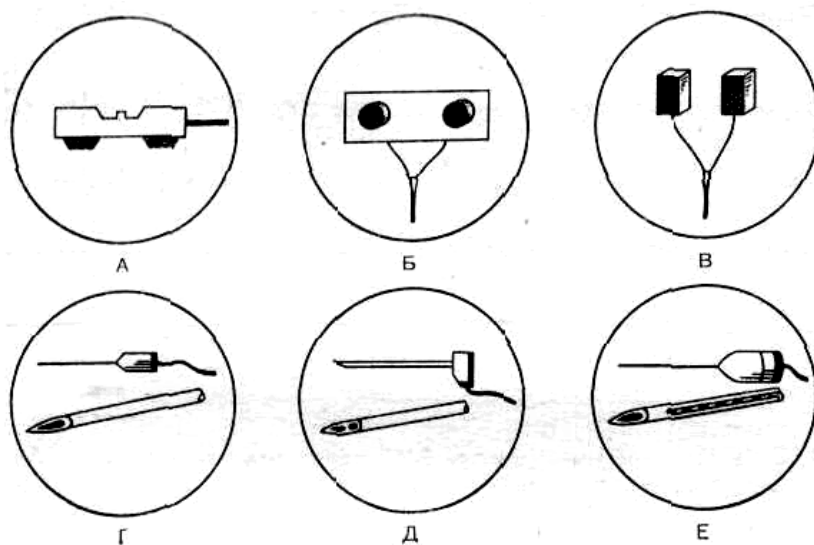


Рис. 36. Виды ЭМГ электродов

А,Б – электроды с постоянным межэлектродным расстоянием, В – электроды с переменным межэлектродным расстоянием, Г,Д,Е - коаксиальные игольчатые электроды.



Рис. 37. Нейромиограф «Нейрософт Нейро ЭМГ Микро»

Отводящие электроды также делятся (рис. 36) на поверхностные (а, б, в) и игольчатые (г, д, е). С целью получения наиболее простого по форме мышечного потенциала рекомендуется помещать основной электрод на брюшко исследуемой мышцы, а индифферентный — на ее сухожилие. В качестве отводящих электродов используют миографические электроды- электрод поверхностный ЭП-1. Заземляющий электрод- при работе с анализатором обязательно устанавливается заземляющий ЭЗ-1 или ЭЗ-2.

2-канальный полнофункциональный миниатюрный электро-нейромиограф «Нейрософт Нейро ЭМГ Микро» (рис. 37) позволяет проводить базовые нейромиографические методики в поликлинике, стационаре и на выезде у постели больного. Аппарат может быть подключен к ноутбуку и использоваться врачами на выезде у постели больного, в полевых условиях экстремальной или военной медицины.



Рис. 38. Нейромиограф Нейрософт Нейро МВП 2

Нейромиограф Нейрософт Нейро МВП 2 (рис. 38) - многофункциональный нейромиографический комплекс, обладающие высокими техническими характеристиками. Предназначен для проведения электронейромиографических исследований, регистрации и анализа зрительных (на вспышку и обращаемый паттерн), слуховых, соматосенсорных и когнитивных (P_{300}) вызванных потенциалов мозга и электроретинограммы.

4.4. Типовой порядок проведения исследования элестромиографии.

Исследование ЭМГ включает: ввод исходных сведений в карточку пациента, выбор сценария записи, наложение электродов, запись ЭМГ, создание протокола, сохранение исследования в файле.

1.Создание в картотеке новой карточки пациента при первом исследовании или выбор уже существующей при повторном обследовании. Карточка пациента содержит паспортные и медицинские (диагноз) данные (Рис. 39).

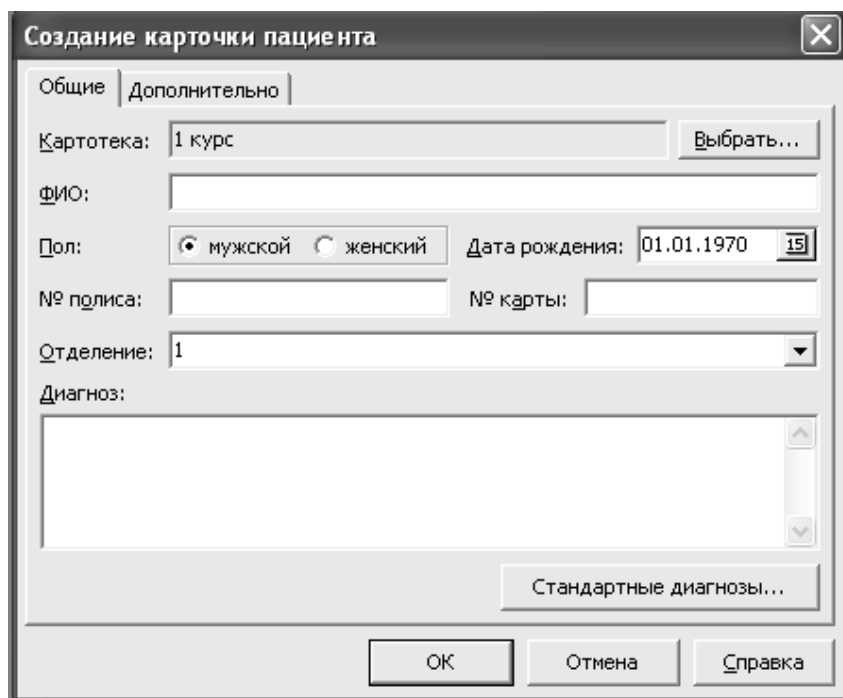


Рис.39. Панель «Карточка пациента»

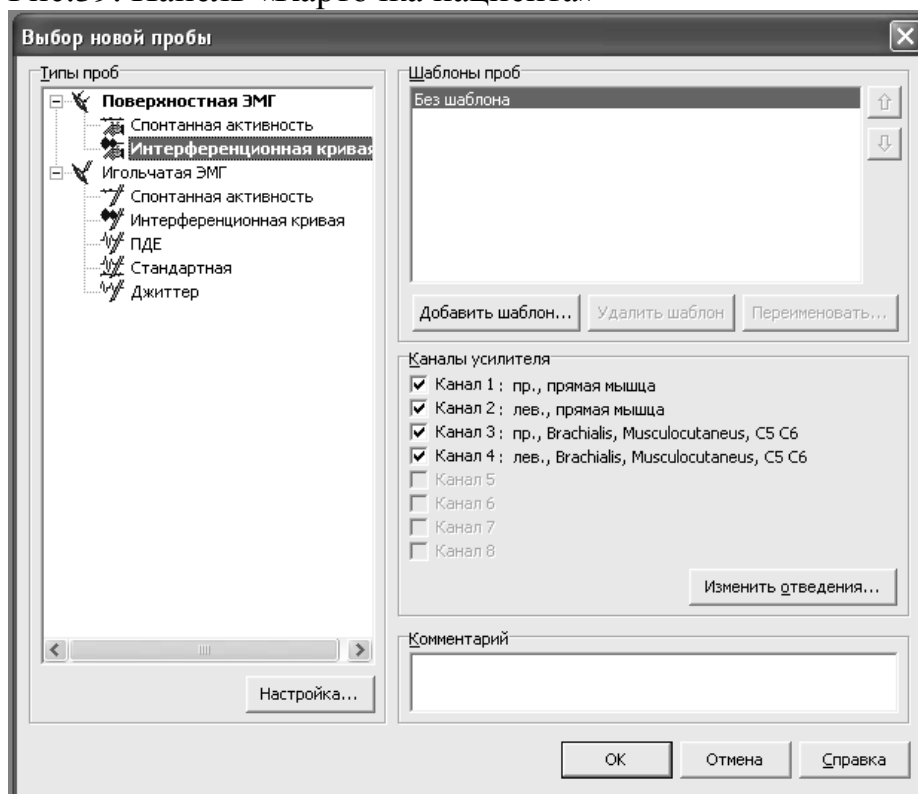


Рис.40. Панель «Выбор тип пробы»

2. Из справочника конфигураций съёма необходимо выбрать тип пробы, количество и расположение используемых электродов (Рис. 40). Выбрав конфигурацию съёма, можно просмотреть изображение наложения электродов (Рис. 41).

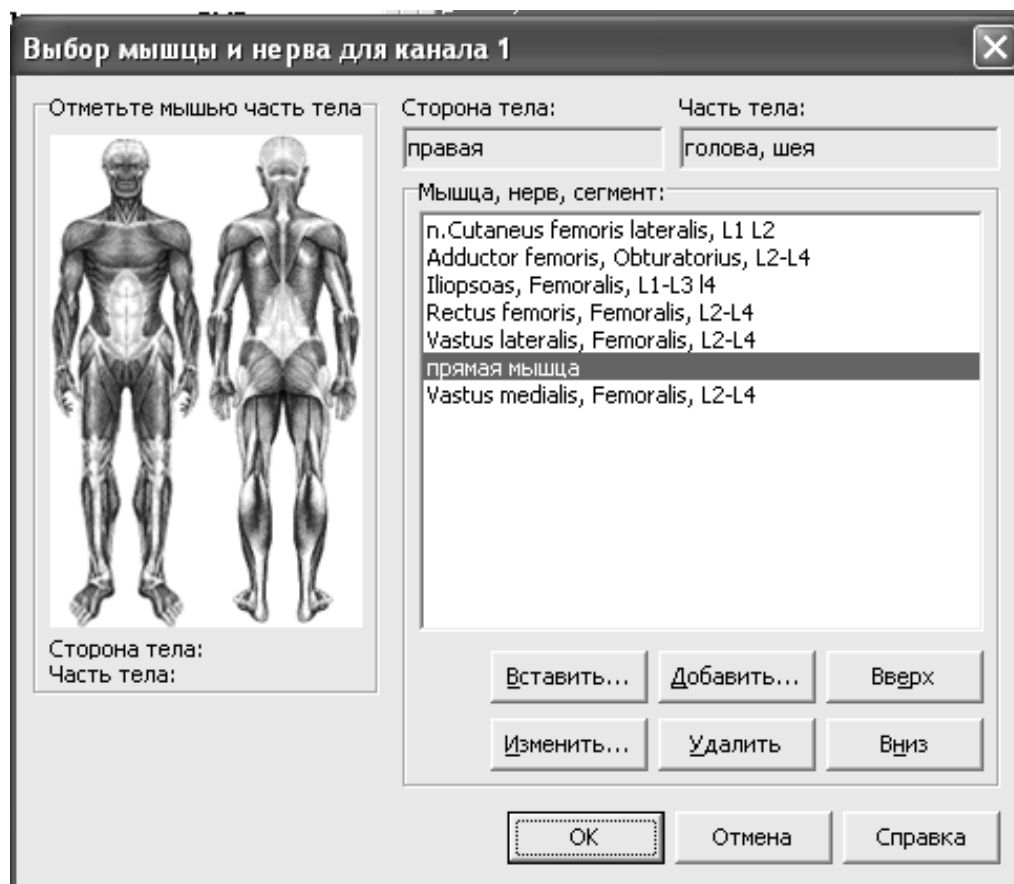


Рис.41. Панель «Выбор мышцы и нерва»

3. Установка электродов.

Расположение электродов зависит от выбранных для обследования мышц.

Места наложения электродов предварительно обрабатываются спиртом, а на поверхность электродов, которая находится в контакте с кожей наносится электродный гель с целью снижения межэлектродного сопротивления. Заземляющий электрод смачивается в физиологическом растворе и располагается на противоположной конечности.

После наложения электродов необходимо проверить подэлектродные сопротивления, которое определяется как противодействие потоку переменного тока через границу между электродом и скальпом. Измеряется между отдельным электродом и всеми остальными электродами и выражается в килоомах (кОм). Значения подэлектродного сопротивления напрямую влияют на качество записи ЭМГ и не должны превышать допустимого значения – обычно до 10 кОм.

4. Методика регистрации ЭМГ.

Регистрация ЭМГ может происходить в покое, при напряжении мышц, со стимуляцией или без неё.

5. Создание протокола исследования.

Для создания протокола исследования в меню необходимо выбрать «создать протокол» (см. рис. 42).

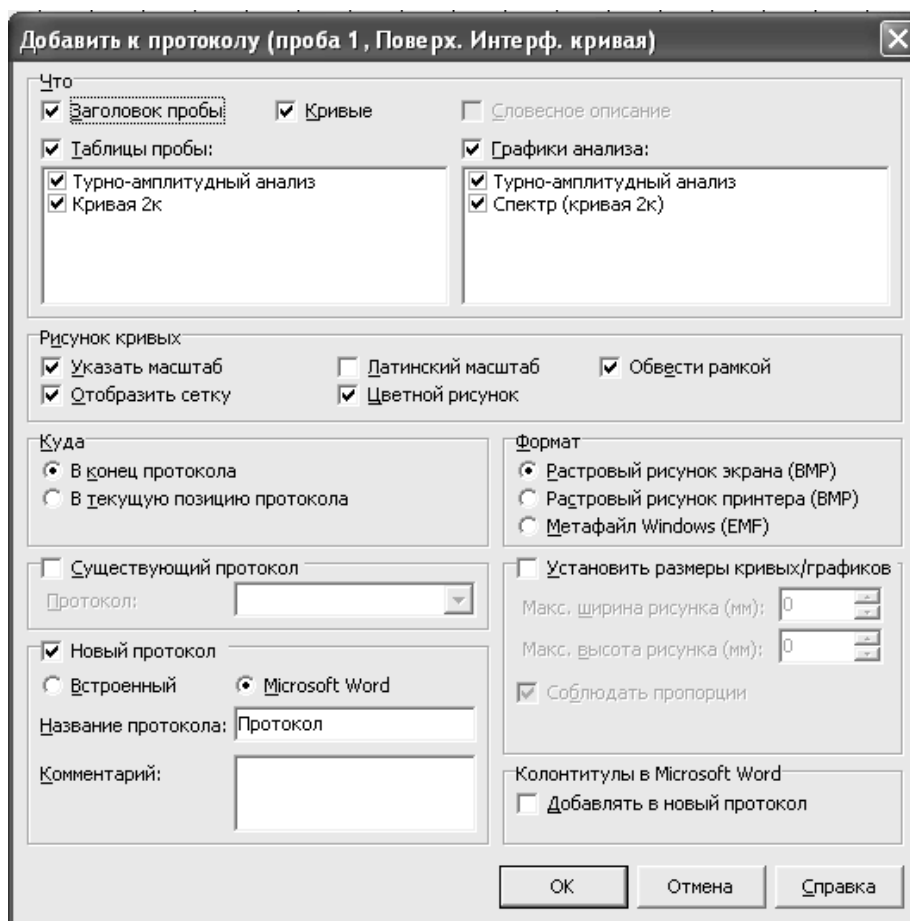


Рис.42. Создание протокола исследования.

Протокол будет содержать информацию о амплитуде, частоте ЭМГ (Рис. 43).

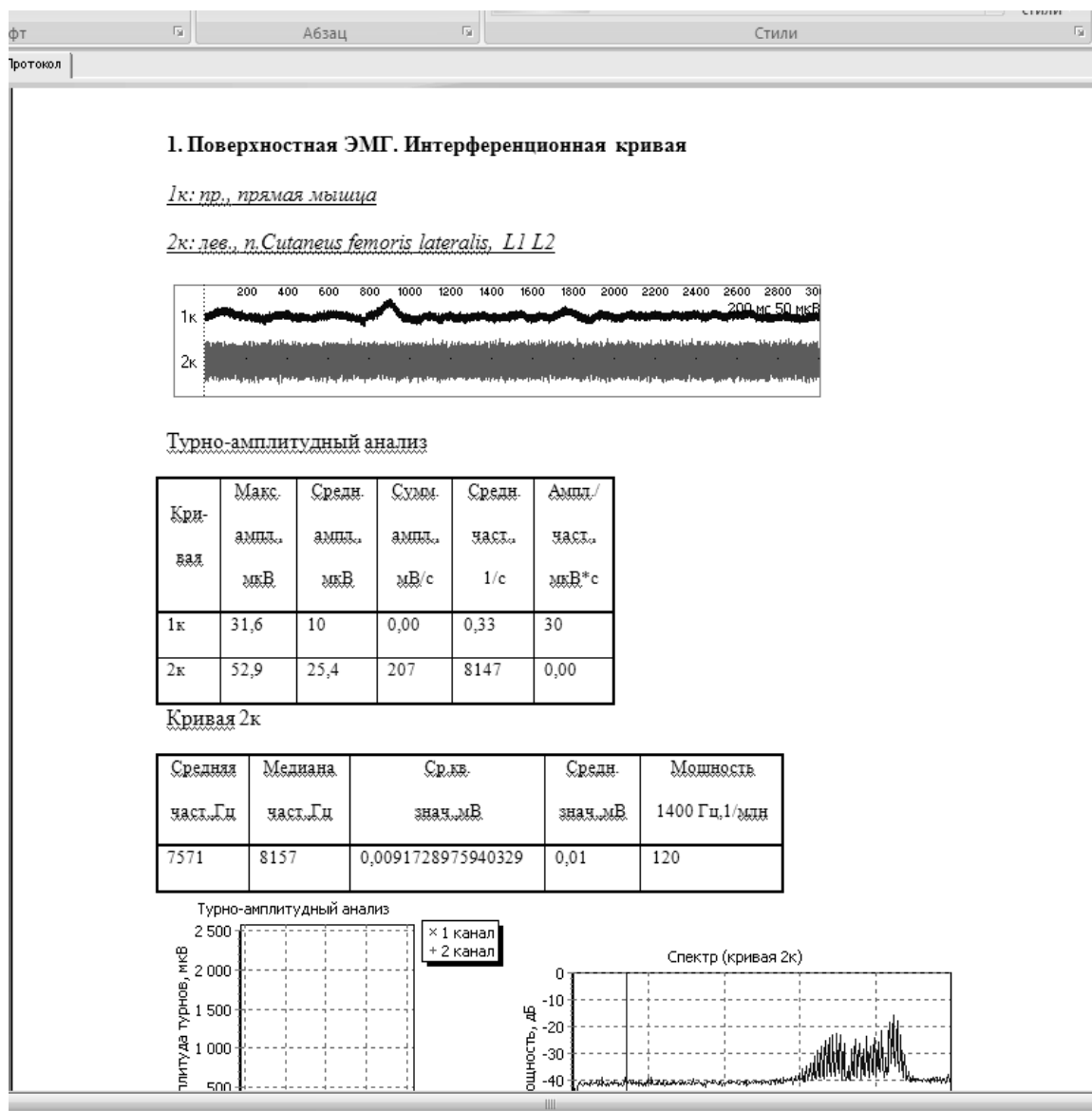


Рис.43. Протокол исследования.

6. Сохранение исследования. После завершения записи ЭМГ, его необходимо сохранить в ранее созданное в картотеке исследований. Для этого исследование закрывается, при этом на экран выводится сообщение «Сохранить исследование в картотеке?», нажимается кнопка «Да».

Оценка результатов электромиографического исследования.

Основные параметры интерференционной ЭМГ очень переменны и зависят от большого количества причин. Прежде всего - способ наложения электродов. При увеличении межэлектродного расстояния нарастает амплитуда сигнала. До настоящего времени четко не определен способ наложения электродов относительно хода мышечных волокон. Это важно, особенно для мышц сложного строения. Определенное значение имеет импеданс кожи, температура воздуха. Для адекватной трактовки полученных данных необходимо учитывать соматическое состояние пациента, его волевою установку, его способность продемонстрировать "максимальное" мышечное напряжение. Наличие болевого синдрома может значительно ограничить функцию мышц конечности при сохранном строении нервно-мышечного аппарата.

Исследование поверхностной ЭМГ позволяет ориентировочно оценить сократительную способность группы мышцы. Достоинством метода является его неинвазивность, простота исследования, возможность суммарной оценки одновременно нескольких мышц (агонистов и антагонистов) в процессе движения. Данная методика широко используется в различных системах анализа движения, для оценки выраженности тремора, в динамике восстановительного лечения при травматических поражениях конечностей.

Основными параметрами поверхностной ЭМГ являются максимальная амплитуда сигнала при измерении ее от пика до пика, средняя амплитуда, средняя частота секундной реализации. До сих пор остается актуальной визуальная оценка рисунка кривых.

Представленная на рис. 44 кривая записана при динамическом напряжении и расслаблении мышцы (поднятие груза 4 кг) в течение 7 секунд. Отмечается постепенное нарастание частоты и амплитуды с подобным спадом в конце сокращения (таблица 16).

Таблица 16.
Параметры участков ЭМГ при постепенном напряжении и расслаблении
мышцы

Время	Макс, ампл., мкВ	Средн. ампл., мкВ	Средн. част., Гц	Ампл./част., мкВхс
1 сек	1667	280	457	0.614
3 сек	3498	674	628	1.07
5 сек	1471	238	347	0.686

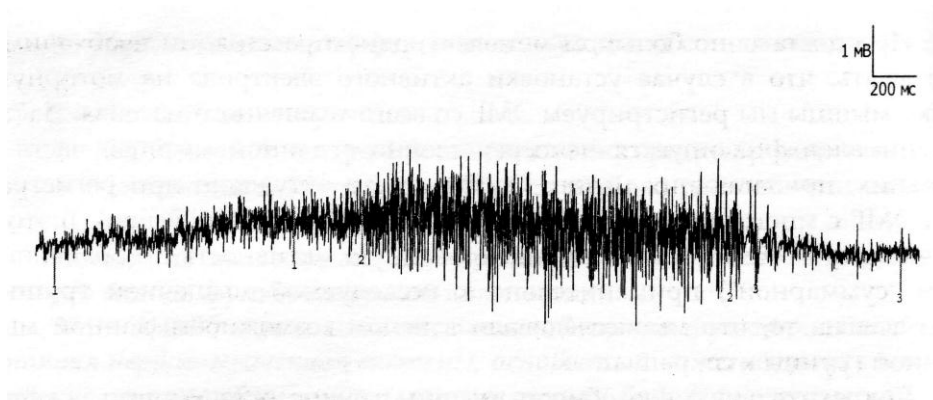


Рис. 44. Интерференционная ЭМГ, зарегистрированная при отведении поверхностным электродом с левой m. Extensor digitorum.

В 1958 году М.Юсевич выделила 4 типа основных ЭМГ (рис. 45).

I ТИП ЭМГ характерен для нормальной мышцы и отражает суммарную активность большого числа ДЕ при максимальном сокращении. Частота интерференционной кривой в норме около 50 Гц, амплитуда 1-2 мВ. Выраженное их снижение свидетельствует о выпадении части мышечных волокон из ДЕ и наблюдается при первичных мышечных или аксональных процессах.

II ТИП ЭМГ характеризуется относительно редкой (от 5 до 35 Гц) ритмической активностью, возникающей в покое. Выделяют два подтипа: Па тип имеет частоту 6-200 Гц, амплитуду 50-150 мкВ, Пб тип - 21-50 Гц, 300-500 мкВ. Подтипы Па и Пб характеризуют степень выраженности патологического процесса, причем Пб свидетельствует о менее грубом поражении мотонейронов и в начальных стадиях заболевания лучше выявляется при тонических пробах.

III тип – залпы частых осцилляций (длительность залпа 80 - 100 мс, частота следования – 4 – 10 Гц). В интервалах между залпами может отмечаться медленная активность. Данный тип характерен для поражения на уровне двигательных отделов спинного мозга.

IV тип – электрическое молчание мышц при попытке мышечного сокращения, отражающее паралич мышц. Полный паралич может быть связан с острой невропатией, вялой стадией пирамидного паралича, атрофией мышечной ткани различного генеза.

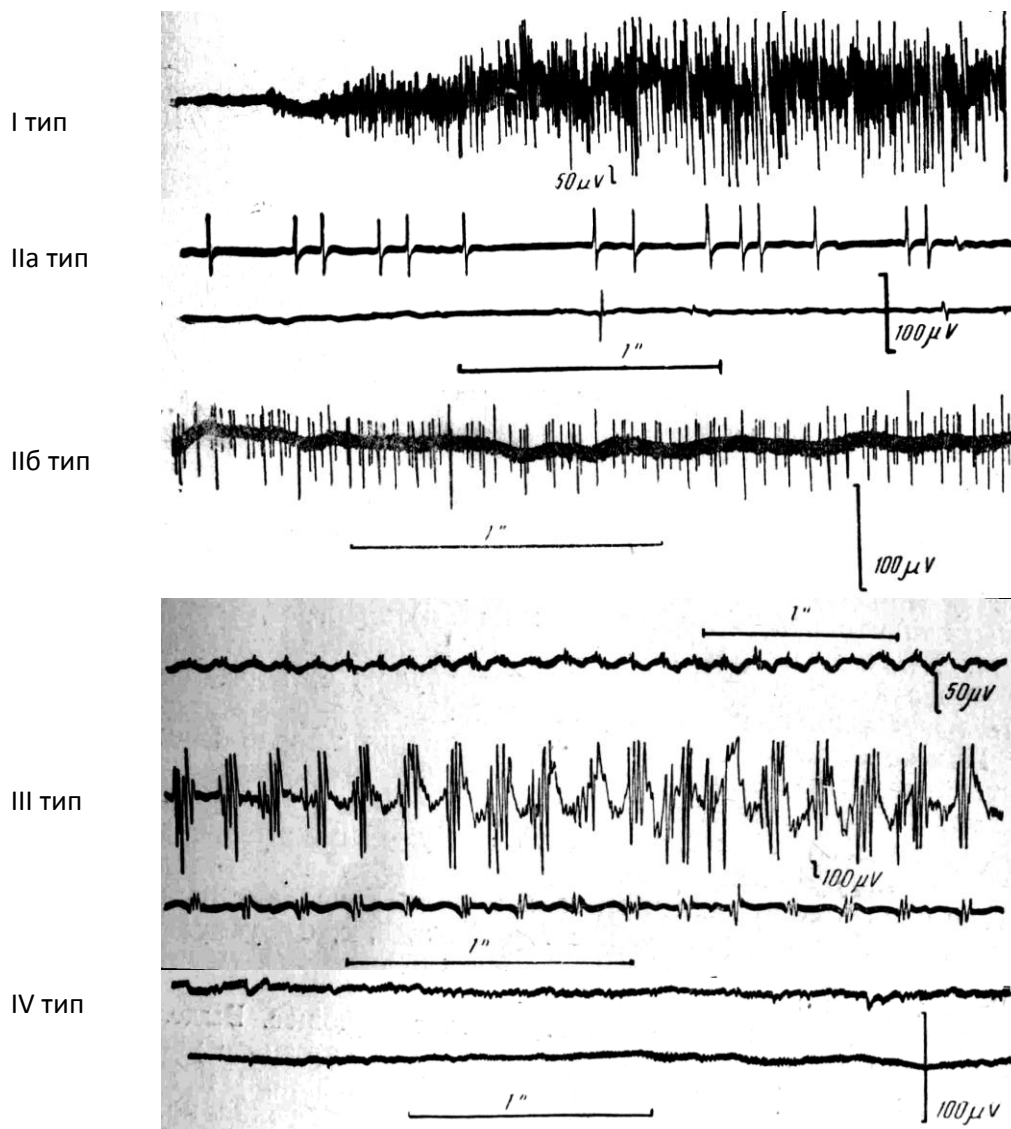


Рис. 45. Типы электромиограмм.

Нормальные величины ЭНМГ-показателей при исследовании срединного, локтевого, большеберцового и малоберцового нервов у взрослых представлены в табл. 17.

Анализ нормальных ЭНМГ-показателей позволяет остановить внимание т.п. следующем:

1) СПИ по двигательным и чувствительным волокнам нервов верхних конечностей примерно на 10—11 м/с выше, чем по нервам нижних конечностей;

Таблица 17.

Электронейромиографические показатели у здоровых людей

ЭНМГ-показатель	Верхняя конечность		Нижняя конечность		
	срединный нерв	локтевой нерв	большеберцовый нерв	малоберцовый нерв	
СПИ _{эфф} , м/с	61,0±1,5	61,3 + 0,7	49,6 ±2,1	50,9 ±0,6	
СПИ _{афф} , м/с	66,7±1,5	65,3±0,8	Б5,3 + 2,5	55,3 ±0,6	
К _{э/а} , м/с	91,5±1,8	93,5 + 1,2	89,5 ±1,9	92,8 ±0,6	
М-ответ	A _{макс} , МКВ	6266,0± 263,0	7482,0 + 415,3	7422,0 ±782,5	6900,0 ±546,8
	A _{мин} , МКВ	25,1 ±2,0	26,8±0,8	22,5 ±2,0	19,5±1,1
	Длительность, мс	19,6±1,2	20,5 ±0,8	17,2±1,1	20,7 ±1,4
Число ДЕ	245, ±9,1	281,0±14,3	361,0±46,3	351,0±17,1	
Амплитуда ПД нерва, МКВ	51,2±5,8	38,4 ±1,2	17,8±2,6	20,0 ±1,0	

2) СПИ по разным нервам верхних конечностей (срединному и локтевому) практически идентичны, так же как и СПИ по нервам нижних конечностей (большеберцовому и малоберцовому);

3) СПИ по двигательным волокнам всех исследованных нервов примерно на 5 м/с ниже, чем до чувствительным волокнам этих же нервов;

4) амплитуда ПД нервов верхних конечностей примерно в 2-2,5 раза больше, чем нервов нижних конечностей;

5) максимальная амплитуда М-ответа в мышцах кистей и стоп при стимуляции срединного, локтевого, малоберцового и большеберцового нервов не имеет достоверных различий прежде всего из-за значительного разброса величин отдельных показателей в вариационных рядах;

6) амплитуда минимального М-ответа (амплитуда отдельной функционирующей ДЕ) несколько выше в мышцах кистей, чем в мышцах стоп;

7) число функционирующих ДЕ в мышцах кистей при стимуляции срединного и локтевого нервов на 70—115 меньше, чем в мышцах стоп при стимуляции малоберцового и большеберцового нервов;

8) длительность максимального М-ответа в мышцах кистей и стоп примерно одинакова.

Таким образом, неоднородная в качественном и количественном отношении функциональная активность верхних и нижних конечностей человека, связанная с новой вертикальной установкой тела, ходьбой и творческой трудовой деятельностью рук, находит отражение на ЭНМГ и, по-видимому, обеспечивается строгой дифференциацией ЭНМГ-показателей при стимуляции нервов рук и ног, ЭНМГ-характеристика верхних конечностей по сравнению с нижними отличается более высокими величинами СПИ по двигательным и чувствительным волокнам нервов, амплитуд невральных ВП, амплитуд минимального М-ответа (т. е. отдельной ДЕ) и относительно меньшим числом функционирующих ДЕ в мышцах кистей и стоп примерно одинакова.

В своей работе специалист по физической культуре и спорту может столкнуться с проявлениями последствий травматического повреждения нервно-мышечного аппарата.

Метод ЭНМГ имеет наибольшую диагностическую эффективность при распознавании патологии периферической нервной системы и скелетной мускулатуры (табл. 18), поскольку основные ЭНМГ-показатели— СПИ по нервам, невральные и мышечные потенциалы — прежде всего отражают состояние нервно-мышечной системы. Вместе с тем исследования последних лет показали возможность регистрировать с помощью ЭНМГ изменения в функциональном состоянии нервов и мышц, наступающие под влиянием нарушения регулирующих воздействий со стороны надсегментарных пирамидных и экстрапирамидных структур, а также при патологии сегментарного аппарата спинного мозга. В настоящей главе представлены обобщенные сведения об изменениях ЭНМГ-показателей при поражении пирамидной и стриопаллидарной систем, мотонейронов переднего рога спинного мозга, структур периферической нервной системы и скелетной мускулатуры, а также ЭНМГ-критерии распознавания этих форм патологии и их дифференциальной диагностики.

Количественные отклонения комплекса ЭНМГ-показателей могут быть однонаправленными (в сторону снижения или повышения) и диссоциированными. Встречаются различные варианты диссоциированных отклонений:

- а) диссоциация всего комплекса показателей между верхними и нижними конечностями (кранио-каудальная диссоциация);
- б) отклонение показателей изолированно со стороны одной конечности или при стимуляции отдельного нервного ствола;

в) диссоциированное отклонение СПИэфф и СПИафф по нерву (мотосенсорная диссоциация);

г) диссоциация между изменением величин СПИ и амплитуды соответствующего ПД (чаще — снижение амплитуды ПД при нормальной СПИ);

д) диссоциация отклонений амплитуд минимального и максимального М-ответов (чаще снижение амплитуды максимального М-ответа при одновременном повышении амплитуды минимального).

Таблица 18.

Характер изменения основных показателей ЭНМГ при заболеваниях и повреждениях нервно-мышечной системы

Уровень поражения (синдром)	Верхние конечности						Нижние конечности					
	СПИ эфф	СПИ афф.	амплитуда ПД нерва	амплитуда М-ответа		число ДЕ	СПИ эфф	СПИ афф.	амплитуда ПД нерва	амплитуда М-ответа		число ДЕ
				макс.	мин.					макс.	мин.	
Поражение мышцы	≈	≤	≤	<	>	<	≈	<	≤	<	>	<
Поражение нерва	«	«	«	«	»	«	«	«	«	«	»	«
Поражение спинного мозга	≥	≥	»	«	»	«	≤	≤	≥	«	»	«
Вегетативный нервно-мышечный синдром	≥	≥	≈	«	≤	<	≤	≤	«	«	≈	<
Поражение проводящих путей ЦНС	≤	≤	<	«	>	«	<	<	<	«	>	<
Поражение головного мозга	≥	>	≤	<	>	<	≤	≤	≤	<	>	<

Изменения показателя:

< - уменьшение;

> - увеличение;

« - резкое уменьшение

» - резкое увеличение.

≥, ≤ - незначительные сдвиги;

≈ - не изменяется.

4.5. Электромиографический контроль спортивных упражнений

Классификация электромиограммы в спорте

Рассмотренные выше классификации поверхностной ЭМГ, разработаны для клинических исследований, успешно используются в теоретической и практической медицине. Эти классификации базируются на проявлениях и симптомах той или иной патологии, поэтому они малоприемлемы для электромиографического анализа при оценке состояний здорового человека, возникающих при спортивной деятельности (предстартовые реакции, вработывание, утомление, восстановление и т.д.), а также анализа самих спортивных движений. Для решения задач, стоящих перед спортивной электронейромиографией, необходима другая классификация, построенная на отличительных признаках, характерных именно для спортивной деятельности. Р.М. Городничев предлагает использовать в качестве основных классификационных признаков:

- 1) наличие и характер двигательной активности;
- 2) возможность идентификации потенциалов отдельных двигательных единиц (ДЕ) исследуемой мышцы.

В связи с этим предлагается следующая классификация рисунка (паттерна) ЭМГ:

- суммарная ЭМГ при полном расслаблении мышц;
- биоэлектрическая активность для обеспечения поз (лежание, сидение, стояние);
- рефлекторная суммарная активность (рефлексы: "нагрузки", "разгрузки", сухожильный, вибрационный);
- интерференционная ЭМГ при статических усилиях;
- залповидная ЭМГ при циклической (ритмической) деятельности;
- гиперсинхронизированная ЭМГ (при утомлении и треморе);
- селективная (избирательная) ЭМГ отдельных ДЕ (1-3) мышцы.

На рис.46 представлены типичные образцы названных выше электромиограмм.

Рассмотрим более подробно типы ЭМГ в данной классификации.

1. Суммарная ЭМГ при полном расслаблении мышц - регистрируется обычно в положении лежа при выполнении обследуемым инструкции "максимально расслабить определенную мышцу". Амплитуда такой ЭМГ не превышает 4 - 8 мкВ и в основном отражает активность концевых пластинок мышц.

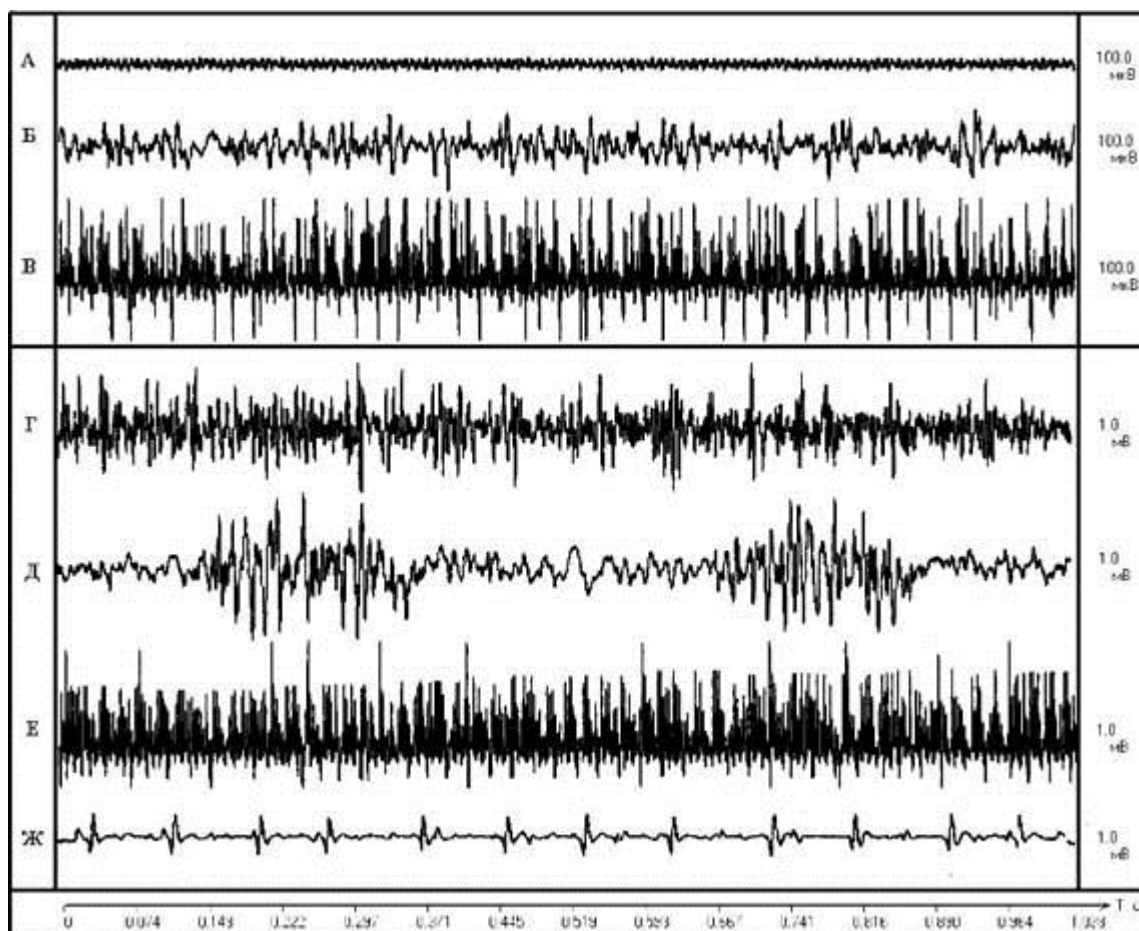


Рис. 46. Виды биоэлектрической активности скелетных мышц (на примере камбаловидной мышцы):

- А - суммарная ЭМГ при полном расслаблении мышц;
- Б - биоэлектрическая активность для обеспечения поз (стояние);
- В - рефлекторная суммарная активность (при вибрационном рефлексе);
- Г - при статическом усилии;
- Д - залповидная ЭМГ;
- Е - гиперсинхронизированная ЭМГ;
- Ж - селективная (избирательная) ЭМГ

2. Биоэлектрическая активность для обеспечения поддержания поз (лежание, сидение, стояние) - характеризуется относительно небольшими по амплитуде потенциалами действия и умеренной частотой их импульсации. Величина амплитуды и частоты разрядов зависит от степени напряжения мышцы, участвующей в поддержании той или иной позы. Наибольшая амплитуда обычно наблюдается в мышцах нижних конечностей, несущих основную нагрузку при сохранении вертикальной позы. В этом случае амплитуда в среднем составляет 20 - 110 мкВ.

3. Рефлекторная суммарная активность - электроактивность, регистрируемая в мышцах при сухожильном и вибрационном рефлексам, а также при рефлексам "нагрузки" и "разгрузки". Амплитуда основных колебаний при этом варьируется в диапазоне 15 - 140 мкВ, а их частота равна 30 - 85 колебаниям в секунду. Конкретные величины определяются параметрами внешнего воздействия.

4. Интерференционная ЭМГ при статических усилиях - вид суммарной поверхностной ЭМГ, регистрируемой при развитии изометрического мышечного напряжения и поддержании его на достигнутом уровне. Значения амплитуды и частоты ЭМГ зависят от величины статического усилия. Наиболее высокие значения отмечаются при максимальном мышечном напряжении. Амплитуда может достигать 1,5 мВ, а частота - 160 колебаний в секунду.

5. Залповидная ЭМГ при циклической (динамической) деятельности характеризуется высокоамплитудными и высокочастотными потенциалами, генерируемыми в момент активных фаз многократно повторяемых двигательных действий. Залповидные вспышки активности особенно отчетливо проявляются при выполнении локомоторных движений (бег, спортивная ходьба). Амплитуда и частота потенциалов действия определяются величиной мышечного напряжения, развиваемого в активных фазах движения. Так, у бегунов-спринтеров в момент фазы отталкивания амплитуда потенциалов достигает 1-2 мВ, а частота - 140-190 колебаний в секунду. В неактивные фазы движения отмечается незначительная фоновая биоэлектрическая активность.

6. Гиперсинхронизированная ЭМГ - вид поверхностной ЭМГ, регистрируемой в стадии явного утомления, а также при отчетливо выраженном треморе, наступающем в период резкого снижения работоспособности скелетных мышц. Этот тип ЭМГ характеризуется наличием высокоамплитудных гиперсинхронных потенциалов, наслаивающихся на фоновую насыщенную ЭМГ и превышающих ее по амплитуде. Амплитуда таких потенциалов колеблется в диапазоне 1 - 3 мВ, а частота составляет 6 - 18 колебаний в секунду.

7. Селективная (избирательная) ЭМГ - отражает электроактивность нескольких (1-3) различающихся по амплитуде и форме отдельных ДЕ мышц. Такая ЭМГ регистрируется с помощью электродов, имеющих малую отводящую поверхность, а также при введении искусственно созданной биологической обратной связи об активности ДЕ в виде звуковых или зрительных сигналов. В этом случае амплитуда потенциалов отдельных ДЕ составляет 130 - 600 мкВ, а частота - 6 - 50

импульсов в секунду. Величины амплитуды и частоты потенциалов зависят от степени мышечного напряжения.

Отнесение зарегистрированной ЭМГ к определенному типу классификации позволяет провести качественный визуальный анализ биоэлектрической активности исследуемой скелетной мышцы.

Электромиографический анализ активности скелетных мышц при выполнении технических приемов и специальноподготовительных упражнений, используемых в борьбе самбо.

В качестве модельных движений были выбраны сложные по координации технические приемы - удержания, болевые, броски, являющиеся базовыми в общей системе технической подготовки в борьбе самбо. Выполнение этих технических приемов в реальных условиях противоборства соперников всегда связано с развитием значительных усилий мышцами, обеспечивающими реализацию данных двигательных действий.

Параметры ЭМГ скелетных мышц при выполнении различных видов удержаний в борьбе самбо.

Изучалось 4 вида удержаний: сбоку, со стороны головы, верхом и поперек слева. Обследуемые были разделены на пары с учетом весовой категории и спортивной квалификации. Один из самбистов выполнял удержание без права смены захвата, другой - уход от удержания. Накожные электроды для отведения ЭМГ накладывались на мышцы атакующего спортсмена. Результаты электромиографических исследований показали, что выполнение всех видов удержаний обеспечивается активностью следующих мышц: передних пучков дельтовидной правой руки, задних пучков дельтовидной левой руки, двуглавой плеча, трехглавой плеча правой руки, поверхностного сгибателя пальцев левой руки, трапециевидной спины (правой стороны), широчайшей спины (левой стороны), длиннейшей спины, большой грудной (правой стороны).

Турн-амплитудный анализ зарегистрированных ЭМГ выявил, что при выполнении разных видов удержаний электромиографический рисунок имеет специфические особенности. Своеобразие рисунка ЭМГ проявляется в различных величинах средней амплитуды и количестве турнов, а также в порядке активации исследуемых мышц при выполнении того или иного вида удержания. Так, при выполнении удержания поперек слева первой в 50% случаев вовлекается в работу двуглавая мышца левой руки, в 28% - двуглавая мышца правой руки. Самой последней в большинстве случаев (73%) активируются задние пучки дель-

товидной левой. При других видах удержаний порядок активации мышц меняется.

Как можно видеть на рис. 47, паттерны интерференционной ЭМГ содержат эпизодически появляющиеся высокоамплитудные вспышки активности. Этот факт косвенно указывает на коррекционный механизм регуляции активности мышц в данном двигательном действии.

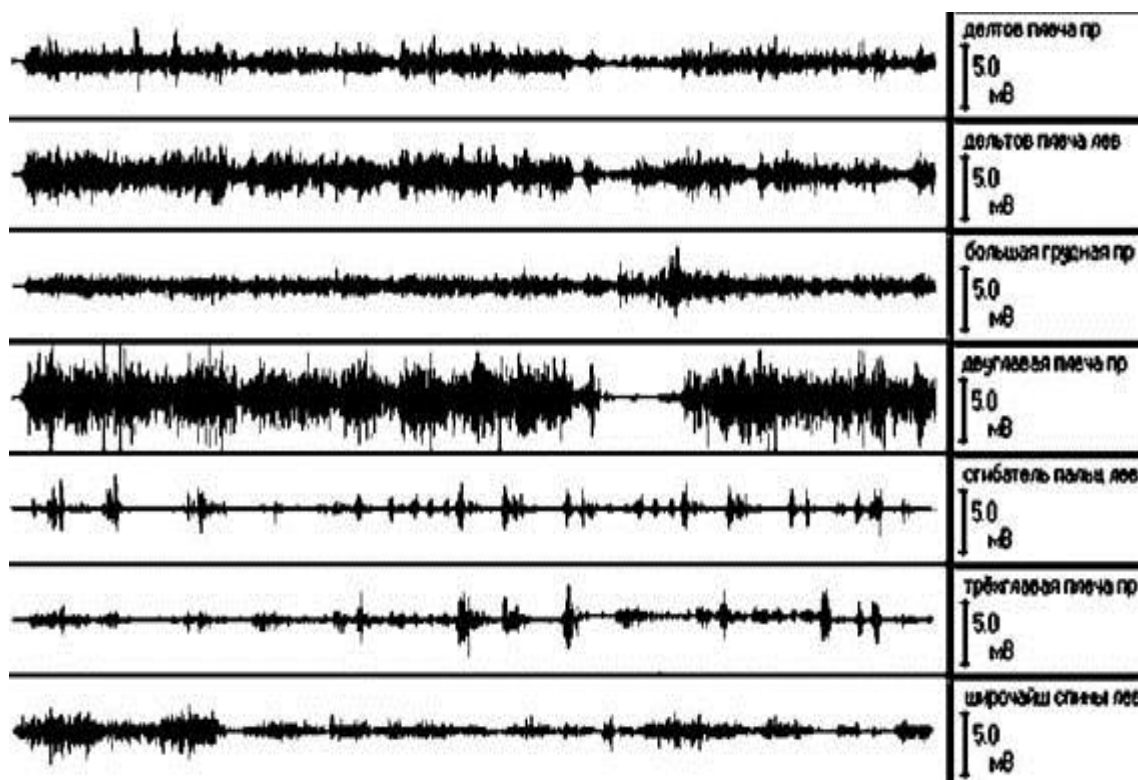


Рис. 47. Интерференционная ЭМГ мышц, обеспечивающих выполнение удержания поперек слева у испытуемого З.Д., 20 лет

Наиболее значительные величины средней амплитуды ЭМГ в большинстве исследуемых нами мышц регистрировались в процессе осуществления технического приема удержания поперек слева. Самая высокая амплитуда в этом случае отмечалась в двуглавой мышце плеча правой руки и составила в среднем по группе 677,5 мкВ. Довольно значительные величины амплитуды ЭМГ наблюдались в двуглавой мышце плеча левой руки и в трапециевидной мышце (правой стороны). Наиболее низкая амплитуда электроактивности при выполнении удержания поперек зарегистрирована в большой грудной мышце (правой стороны) - 197 мкВ.

Анализ количества турнов ЭМГ, зарегистрированных при реализации исследуемых четырех видов удержаний, выявил, что *мышцы с высокой амплитудой электроактивности характеризуются и большим количеством турнов ЭМГ*. Максимальное количество турнов наблюдалось в мышце, амплитуда электрической активности которой была самой высокой. Так, например, при выполнении удержания поперек наибольшее число турнов регистрировалось в двуглавой мышце плеча правой руки - 167,9 в секунду, амплитуда ЭМГ которой была достоверно больше по сравнению с другими исследуемыми мышцами. Аналогичные результаты по взаимосвязи средней амплитуды и числа турнов ЭМГ скелетных мышц получены и при исследовании других видов удержаний.

В специальной серии исследований изучались электромиографические характеристики мышц, обеспечивающих выполнение сложного технического приема "удержание сбоку" при использовании противодействующим соперником различных видов уходов. Оказалось, что параметры биоэлектрической активности мышц при реализации того или иного вида ухода существенно отличаются (рис. 48).

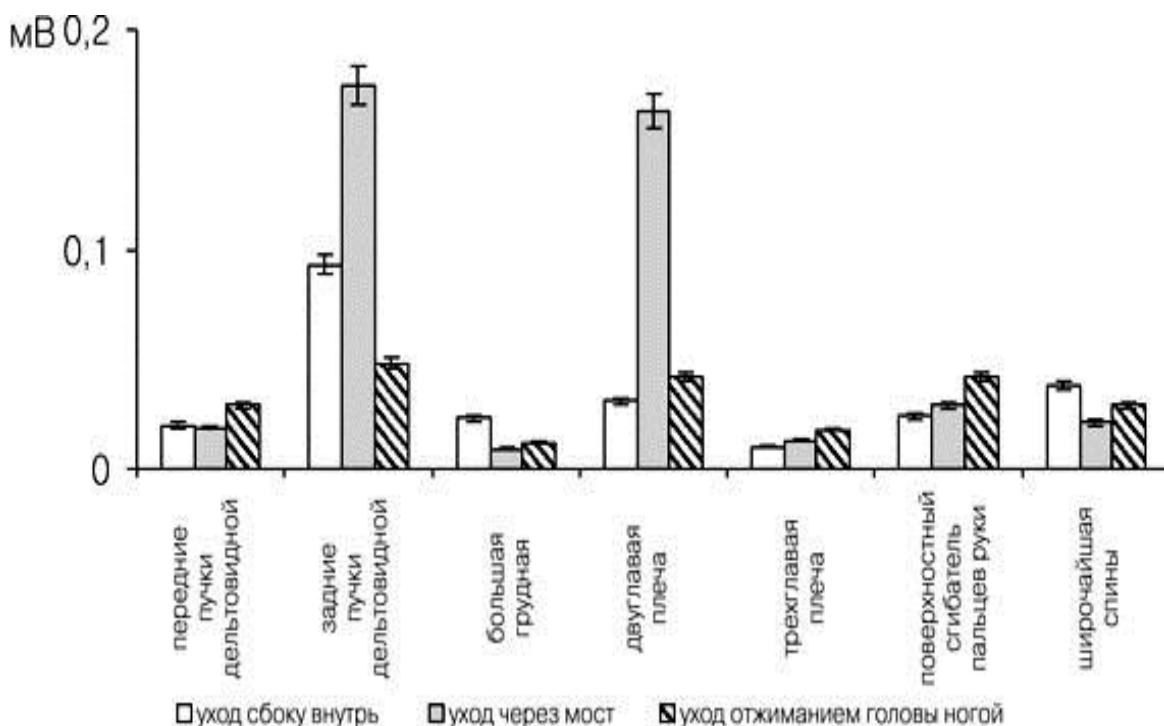


Рис. 48. Средние значения интегрированной ЭМГ мышц, обеспечивающих выполнение приема "удержание сбоку" у самбистов при различных способах уходов

Так, передние пучки дельтовидной мышцы правой руки атакующего наиболее активны при выполнении соперником ухода способом "отжимание головы ногой". Средняя амплитуда ЭМГ этой мышцы при использовании данного вида ухода на 21,2% больше, чем при уходе через "мост", и на 18,4% больше по сравнению с уходом сбоку внутрь. Различия статистически значимы ($p < 0,05$). Аналогичные в качественном отношении изменения амплитуды ЭМГ при выполнении трех вариантов уходов наблюдаются также в поверхностном сгибателе пальцев левой руки и трехглавой мышце плеча правой руки.

Задние пучки дельтовидной мышцы левой руки атакующего самбиста более всего активны при выполнении атакуемым ухода через "мост". В этом случае средняя амплитуда ЭМГ задних пучков дельтовидной мышцы левой руки на 65% больше, чем при использовании ухода отжиманием головы ногой и на 36,5% больше, чем при выполнении ухода сбоку внутрь. В двуглавой мышца плеча правой руки наибольшая активность также регистрировалась при реализации соперником ухода через "мост".

Таким образом, характеристики биоэлектрической активности мышц, обеспечивающих выполнение сложных по координации технических приемов, зависят, с одной стороны, от вида применяемого технического приема, а с другой - от защитных и контратакующих действий соперника.

Параметры биоэлектрической активности скелетных мышц при выполнении болевых приемов.

Выполнение болевого приёма способом "рычаг локтя с захватом руки между ног" обеспечивается активностью следующих мышц: дельтовидной и двуглавой (правой руки), трапециевидной и широчайшей спины (правой стороны), длиннейшей спины (правой стороны), двуглавой бедра (правой ноги), прямой бедра (правой ноги) и большой приводящей бедра (правой ноги). Обобщенные данные о характеристиках, зарегистрированных ЭМГ, обеспечивающих выполнение изучаемого вида болевого приема, представлены в табл. 19.

Наиболее высокая средняя амплитуда ЭМГ при осуществлении болевого приема наблюдается в двуглавой мышце плеча правой руки - 404 мкВ. Такая величина амплитуды электроактивности существенно превышает ее значения, зарегистрированные в других исследуемых

нами мышцах ($p < 0,001$). Названная мышца активировалась первой в 70% случаев.

Таблица 19.

Характеристики биоэлектрической активности мышц при выполнении болевого приема, $M \pm t$

Мышцы	Параметры ЭМГ	
	Амплитуда, мкВ	Количество турнов, с
Дельтовидная	164,9±7,8	76,2±8,5
Двуглавая плеча	404,3±28,7	132,9±12,2
Широчайшая спины	212,1±9,5	110,2±8,2
Трапецевидная спины	255,2±17,9	115,5±10,8
Длиннейшая спины	180,5±8,6	70,8±9,6
Двуглавая бедра	205,4±19,2	84,7±11,2
Прямая головка четырехглавой бедра	144,5±10,8	56,8±7,3
Большая приводящая бедра	172,8±8,1	68,7±5,9

Электромиографические характеристики мышц при выполнении броска через плечо с колен.

Осуществление броска через плечо с колен обеспечивается активностью следующих мышц: дельтовидной и двуглавой правой руки, наружной косой живота, длиннейшей спины, большой грудной (правой), прямой живота (правой стороны), большой ягодичной, прямой головкой четырехглавой бедра. В перечисленных мышцах электроактивность при выполнении броска резко возрастает по сравнению с уровнем ЭМГ в покое. Типичный образец ЭМГ, зарегистрированной при проведении атакующим самбистом броска через плечо с колен, приведен на рис. 49.

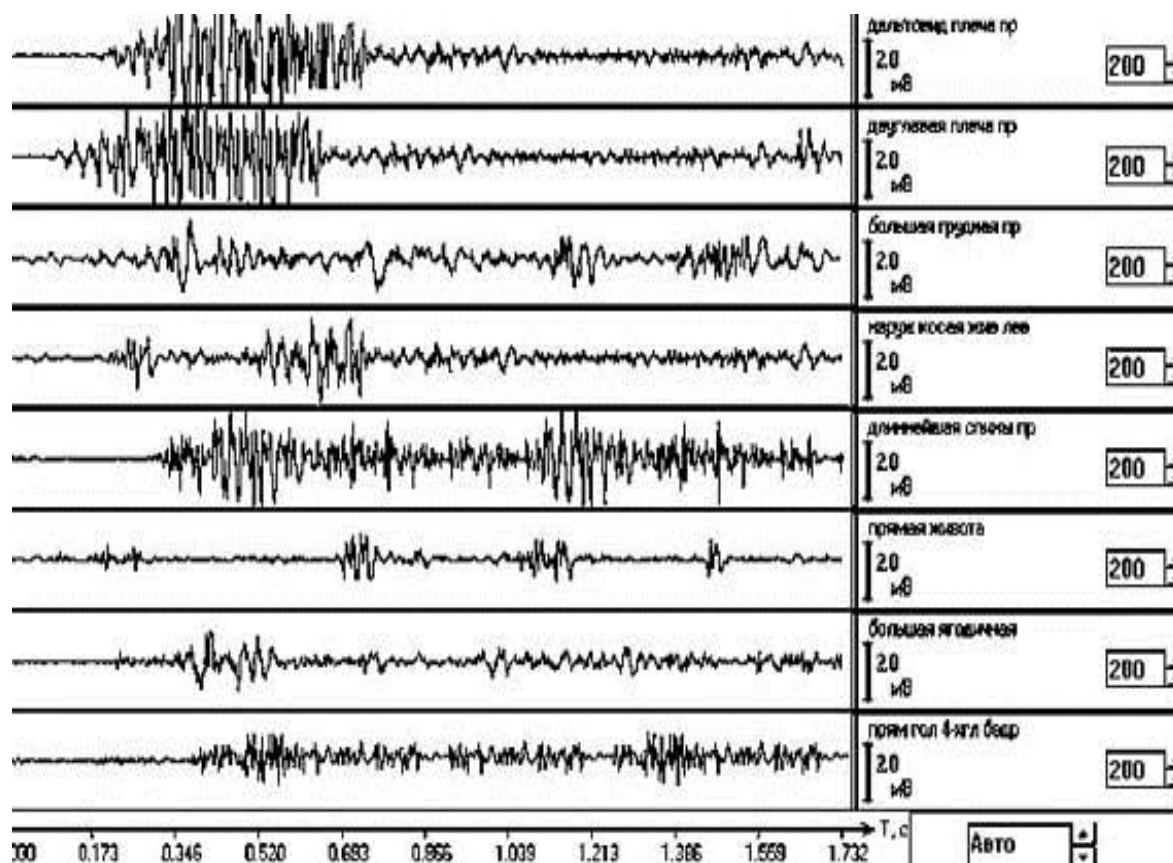


Рис. 49. Интерференционная ЭМГ мышц, обеспечивающих выполнение броска через плечо с колен у испытуемого Б.С., 20 лет

Обращает на себя внимание наличие в первой трети рабочей фазы изучаемого вида броска высокоамплитудной биоэлектрической активности с отчетливо выраженной концентрацией максимумов в дельтовидной мышце и двуглавой мышце плеча правой руки. Такой характер электроактивности косвенно указывает на то, что *управление этими мышцами при осуществлении броска содержит черты программности.*

Наиболее высокая средняя амплитуда ЭМГ при осуществлении броска наблюдается в дельтовидной мышце правой руки - 566,6 мкВ. Эта величина амплитуды электроактивности намного превышает ее значения, характерные для других исследуемых мышц ($p < 0,001$).

Изучение порядка активации мышц при выполнении броска выявило значительную вариативность в последовательности вовлечения в работу всех мышц, обеспечивающих реализацию данного технического приема. В 40% случаев первой из всех активировалась дельтовидная

правой руки, в 29% - двуглавая мышца правой руки, в 22% - длинная мышца спины. Второй по порядку чаще всего активировалась двуглавая мышца плеча (в 49% случаев). Наименее стереотипным было 3-е включение мышц. Позднее всех активировалась прямая мышца живота (правой стороны, 33% случаев) или ягодичная мышца правой ноги (27% случаев). Таким образом, экспериментальные данные свидетельствуют о том, что порядок активации мышц, обеспечивающих реализацию того или иного двигательного действия, наиболее вариативен при выполнении сложного по координации технического приема.

Интересно было сравнить параметры ЭМГ, наблюдаемые в мышцах при выполнении сложнокоординированных технических приемов, с характеристиками электроактивности при максимальном статическом и динамическом сокращении тех же скелетных мышц. Для решения этой задачи была проведена серия экспериментов с участием 12 испытуемых. На динамометрической установке у испытуемых регистрировались ЭМГ дельтовидной мышцы и двуглавой мышцы плеча в процессе выполнения максимального статического усилия и максимального изотонического сокращения. *Оказалось, что амплитуда и количество турнов биоэлектрической активности в исследованных мышцах при максимальном статическом и динамическом сокращении значительно больше, чем в процессе выполнения технических приемов.* Этот факт позволяет заключить, что мышцы, обеспечивающие выполнение изучаемых технических приемов, не развивают максимальной силы в процессе их реализации.

Влияние уровня спортивной квалификации самбистов на характеристики биоэлектрической активности скелетных мышц.

Представляло интерес сопоставить динамику рассмотренных выше электромиографических показателей у лиц, различающихся по уровню спортивной квалификации при выполнении стандартного статического усилия и броска способом через плечо с колен. С этой целью зарегистрированы ЭМГ-параметры в двух группах испытуемых, одну из которых составили 12 самбистов III-II спортивных разрядов, а другую - 12 самбистов, имеющих спортивную квалификацию мастера спорта (5 человек) и кандидата в мастера спорта (7 человек).

Анализ более 180 зарегистрированных участков ЭМГ со стандартной продолжительностью в 30 с показал, что при поддержании одинакового для всех обследуемых груза в течение стандартизированного времени характер электроактивности зависит от уровня спортивно-

го мастерства: уже в первой попытке удержания груза *средняя амплитуда турнов ЭМГ камбаловидной мышцы высококвалифицированных самбистов существенно меньше по сравнению с таковыми у лиц, имеющих низкий уровень спортивного мастерства*. Такая закономерность сохраняется на протяжении всех 10 выполняемых попыток.

При анализе биоэлектрической активности мышц, задействованных при выполнении броска через плечо с колен, выяснено, что у *высококвалифицированных борцов отмечались более короткие периоды импульсации мышц с ярко выраженным пиком активности в основной фазе движения* по сравнению с самбистами низкой спортивной квалификации. Величина амплитуды турнов ЭМГ ведущих мышц высококвалифицированных самбистов была меньше, чем у спортсменов низкой квалификации. Наиболее существенно такое различие выражено в активности двуглавой мышцы плеча правой руки, различия достоверны при $p < 0,05$.

Изложенные выше факты о меньшей длительности периодов активности и амплитуды ее турнов в исследуемых мышцах высококвалифицированных самбистов дают основание думать о повышении экономичности и эффективности выполняемых спортсменами двигательных действий в процессе адаптации к сложнокоординированной мышечной деятельности.

Биоэлектрическая активность мышц руки, выполняющей прямой нападающий удар в волейболе

На рисунке 50 представлены записи биоэлектрической активности мышц руки, выполняющей прямой нападающий удар, начинающего и квалифицированного волейболистов. Наблюдаются существенные различия в организации работы различных групп мышц. У начинающего спортсмена все группы мышц вовлекаются в сокращение одновременно, и продолжительность активной фазы сгибателей и разгибателей различается незначительно.

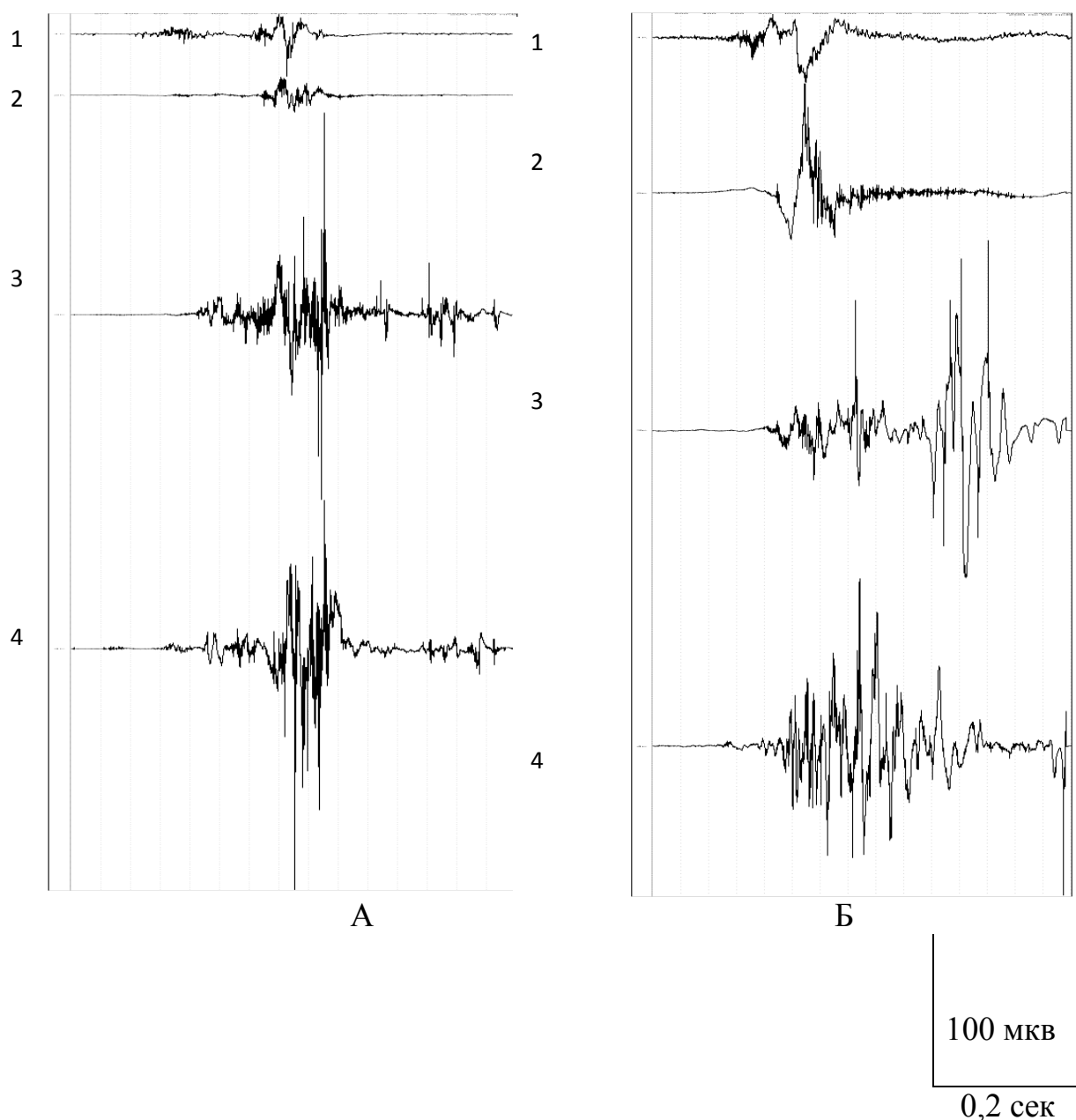


Рис. 50. Электромиограмма мышц бьющей руки при выполнении прямого нападающего удара удара квалифицированным (Б) и начинающим (А) волейболистами.

1.- *m. biceps brachii* (двуглавая мышца плеча),

2 - *m. flexor carpi ulnaris* (локтевой сгибатель запястья),

3 - *m. extensor carpi ulnaris* (локтевой разгибатель запястья),

4 - *m. triceps brachii* (трехглавая мышца плеча).

(Внизу справа – калибровочный сигнал и отметка времени).

Вторая вспышка активности локтевого разгибателя запястья незначительна по амплитуде и длительности, что свидетельствует о слабом вовлечении кисти в завершающей фазе удара – основной вклад в его выполнение вносит разгибание в локтевом суставе.

У квалифицированных волейболистов фаза активности мышц предплечья намного длительнее, а на локтевом разгибателе запястья наблюдается два разряда, причем амплитуда второго гораздо выше, чем первого. Это отражает вовлечение кисти в завершающую фазу ударного движения.

Исследование биоэлектрической активности мышц руки, выполняющей прямой нападающий удар, позволило выявить достоверные различия между группами начинающих и квалифицированных спортсменов. Полученные результаты представлены в таблице 20.

Таблица 20

Биоэлектрическая активность мышц бьющей руки при выполнении прямого нападающего удара у спортсменов различной квалификации

X_{ср} ± m

Мышцы	Квалифицированные		Начинающие	
	Средняя амплитуда, мкВ	Средняя частота, Гц	Средняя амплитуда, мкВ	Средняя частота, Гц
Двуглавая мышца плеча	74,6±*12,5	240,7±11,4*	45,5±9,3	297,3±16,2
Локтевой сгибатель запястья	98,2±9,2*	190,5±11,5*	67,5±8,7	270,03±13,4
Локтевой разгибатель запястья	281,6±14,1*	345,8±15,6*	144,9±18,7	418,3±19,2
Трехглавая мышца плеча	370,2±19,7*	321,5±14,6*	281,4±17,2	378,7±12,7

* - достоверность различий с группой начинающих, $p < 0,05$

Как видно из таблицы, *средняя амплитуда электрической активности всех групп мышц у квалифицированных спортсменов была достоверно выше, чем в контрольной группе.* Частота осцилляций при этом, напротив, в контрольной группе превышала показатели квалифицированных волейболистов. Это свидетельствует о том, что у спортсменов высокой квалификации наблюдается синхронизация работы двигательных единиц, одновременное их вовлечение в выполнение ударного движения. Наибольшая электрическая активность при этом регистрируется на трехглавая мышце плеча и локтевом разгибателе запястья.

Электромиограмма мышц ног при выполнении стандартного танцевального шага time-step в спортивных танцах

При выполнении стандартного танцевального шага time-step ноги максимальная амплитуда электрической активности прямых мышц бедра у студентов основной группы (табл. 21) составила 235,3 мкВ на правой ноге и 846 мкВ на левой ноге. В группе контроля эти показатели составили 69,3 мкВ и 304 мкВ, соответственно. Значимо отличалась и средняя амплитуда сокращений: -28,9 мкВ справа и 62,6 мкВ слева – у спортсменов и 15,2 мкВ справа и 29 мкВ слева - группы контроля.

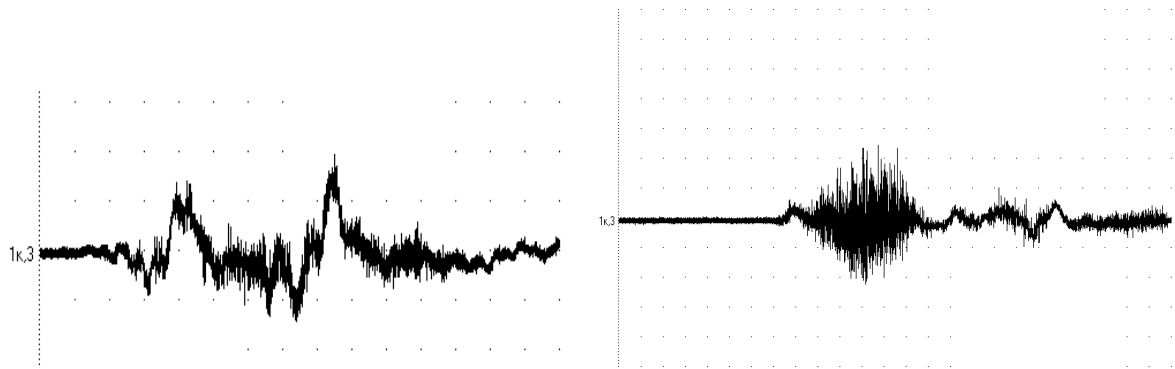
Таблица 21

Биоэлектрическая мышц прямых мышц бедра при выполнении стандартного танцевального шага time-step студентами контрольной и основной групп.

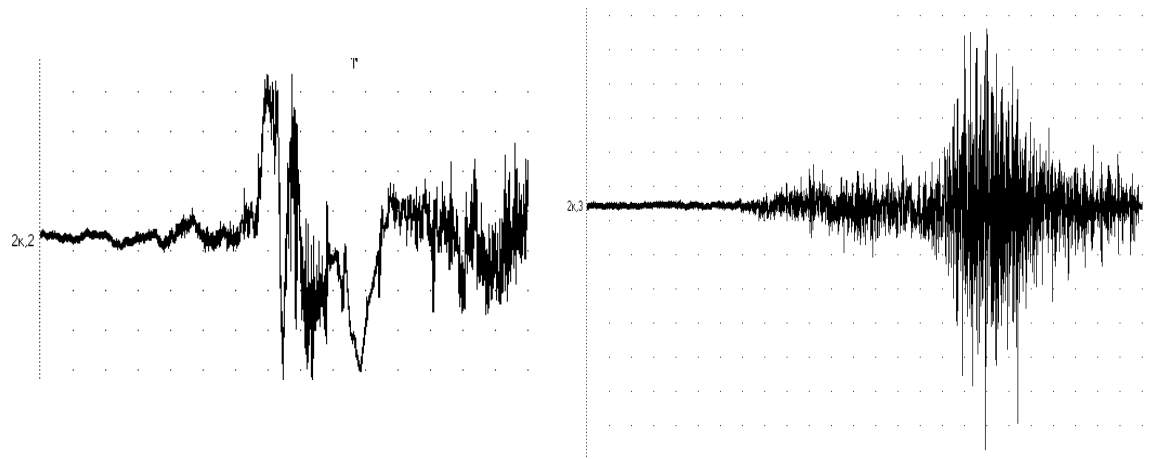
Показатели	Основная		Контрольная	
	Справа	Слева	Справа	Слева
Средняя амплитуда, мкВ	28,9±4,6*	62,6 ±6,8*	15,2 ±3,4*	29,0±5,7*
Средняя частота, Гц	266,7 ±32,8*	305,7 ±45,2*	113,5 ±27,3*	184,3 ±19,6*
Длительность разряда, сек.	0,32±0,04*	0,87±0,11*	1,2±0,13*	0,98±0,09*

* - достоверность различий с контрольной группой, $p < 0,05$

1



2



А

Б

100 мкВ
0,2 сек

Рис. 51. Электромиограмма прямых мышц бедра (1-справа, 2-слева) при выполнении стандартного танцевального шага time-step студентами контрольной (А) и основной (Б) групп. (Внизу справа – калибровочный сигнал и отметка времени).

Суммарная амплитуда составила 1,85 мВ/с справа и 5,5 мВ/с слева, в группе контроля. В группе танцоров суммарная амплитуда составила 7,7 мВ/с справа и 19,1 мВ/с слева. Средняя частота импульсации в группе контроля справа составила 113,5 Гц слева - 184,3 Гц. В группе танцоров - 266,7 Гц и 305,7 Гц соответственно. В основной группе так же достоверно ниже была общая длительность периода электрической активности мышц по сравнению с контролем (табл. 21).

На рисунке 51 видно, что характер электрической активности в группах так же был различен. Если у спортсменов *с обеих сторон наблюдается плавное нарастание и спад электрической активности мышцы*, то в контрольной группе *преобладают дизритмичные вспышки активности*.

Контрольные вопросы

1. Определение ЭМГ. Область применения.
2. Потенциал действия мембраны элетквозбудимых клеток, его ионная природа.
3. Механизмы синаптической передачи.
4. Структурная организация нервно-мышечной системы.
5. Строение скелетного мышечного волокна.
6. Структура саркомера.
7. Сократительные и регуляторные белки.
8. Механизмы мышечного сокращения.
9. Понятие двигательной единицы. Типы ДЕ.
- 10.Класификация и задачи ЭМГ
- 11.Поверхностная ЭМГ. Электроды применяемые для поверхностной ЭМГ. Типы основных ЭМГ по Юсевич.
- 12.Стимуляционная ЭМГ.
- 13.Характеристика М-ответа.
- 14.Характеристика Н-рефлекса.
- 15.Определение СРВм и СРВс.
- 16.Ритмическая стимуляция. Понятие декремента.
- 17.Магнитная стимуляция. Описание методики.
- 18.Аппаратура, применяемая в ЭНМГ-исследовании.
- 19.Порядок выполнения электромиографического исследования.
- 20.Структура интерференционной элеткромиограммы при выполнении простого движения.
- 21.Основные характеристики ЭНМГ здорового человека.

22. Изменения ЭНМГ при повреждениях и заболеваниях различных отделов нервно-мышечной системы.
23. Классификация ЭМГ при выполнении физических упражнений.
24. Электрическая активность мышц при выполнении технических элементов в борьбе самбо.
25. Электрическая активность мышц при выполнении прямого нападающего удара в волейболе.
26. Электрическая активность мышц при выполнении танцевального шага в спортивных танцах.

Литература к 3 главе

1. Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Клиническая электромиография. – М.: Медицина, 1986. – 368 с.
2. Гехт Б.М. Теоритическая и клиническая электромиография. – Ленинград: Наука, 1990. -230 с.
3. Гехт Б.М., Касаткина Л.Ф., Самойлов М.И., Санидзе А.Г. Электромиография в диагностике нервно-мышечных болезней. – Таганрог, 1997. – 370 с.
4. Гнездицкий В. В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. - Таганрог: ТРТУ. - 2000. - 636 с.
5. Гусев Е. И. Методы исследования в неврологии и нейрохирургии. - М.: Медицина. - 2000. - 336 с.
6. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней (руководство для врачей) – 5-е изд. М.: Медицина, 2004. – 607 с.
7. Методы исследования в неврологии и нейрохирургии. М.: «Нолидж», 2000. -336 с.
8. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии. – Ивановская государственная медицинская академия, 2003. – 265 с.
9. Шульговский В.В. Физиология центральной нервной системы: Учебник. М.: МГУ, 1997. -397 с.

ГЛАВА V

КОНТРОЛЬ РАВНОВЕСИЯ И КООРДИНАЦИОННЫХ СПОСОБНОСТЕЙ МЕТОДОМ СТАБИЛОГРАФИИ

5.1. Стабилография как метод исследования равновесия - теоретические основы и принципы

Деятельность человека в значительной степени определяется способностью экономично и с большим рабочим эффектом *удерживать определенные позы, изменять их*, добиваясь гармонии в движениях. Рациональные движения и позы определяют результат деятельности человека и поэтому регуляция позы тела человека является предметом исследований и экспериментов на протяжении многих десятилетий и даже веков.

Еще в середине XIX в. немецкий врач Ромберг ввел в клинику наблюдения за *вертикальным положением тела при стоянии (известная проба Ромберга – оценка колебаний тела и тремора рук при стоянии в сомкнутой стойке с закрытыми глазами, руки вперед)* и им было установлено, что *координация вертикального положения тела при стоянии является индикатором функционального состояния организма человека, уровня его здоровья*. В дальнейшем проблемы сохранения равновесия тела стали предметом детальных исследований и обобщений.

Данные многочисленных исследований позволили установить, что прямостояние – это врожденный рефлекс и установка тела. Однако наряду с условно-рефлекторными предпосылками реализации функции равновесия тела *человеку необходима постоянная тренировка (с самого рождения) органов и систем, обеспечивающих устойчивость тела*. Известны случаи, когда дети, выросшие среди животных, с трудом принимают ортоградное положение; люди, длительное время проведенные в горизонтальном положении (например, на больничной койке или в неведомости), заново учатся стоять и ходить. Что касается спортсменов, артистов цирка и балета, то, занимаясь профессионально целенаправленной тренировкой, они достигают совершенства в сохранении равновесия в сложных условиях выполнения программы движений.

Значительный вклад в развитие биомеханики равновесия тела связан с разработкой *методики стабилографии*, позволившей с большой точностью исследовать статодинамическую устойчивость тела человека и системы тел. Для объективного измерения и оценки устойчивости тела человека разрабатывались и применялись различные методы: кефалография, базометрия, сейсмотремография, позициография, ихнография, статодинамография и др. Значительное влияние на развитие новых знаний о регуляции позы тела человека и построении современной методологии исследований статодинамической устойчивости оказала разработка в конце 40-х годов XX в. в Центральном научно-исследовательском институте протезирования и протезостроения (Москва) научного прибора – стабилографа – тензометрической платформы, позволяющей с большой точностью определять амплитуду и частоту колебаний тела человека, стоящего на протезе, с тем, чтобы вносить улучшения в конструкцию протеза.

Методика стабилографии, играя важную роль в протезостроении, клинике и физиологии труда, *приобрела актуальное значение в измерении и оценке статодинамической устойчивости в видах спорта, где умение сохранять равновесие определяет спортивный результат*: спортивная и художественная гимнастика, фигурное катание на коньках, биатлон и стрельба, акробатика, прыжки в воду и прыжки на батуте, фристайл, борьба и др. При всей сложности комплекса аппаратуры, используемой в методике стабилографии, спортсмен во время измерений не обременяется креплением датчиков к биоэлементам тела, ему лишь необходимо встать на стабилографическую платформу и выполнить тест на равновесие (проба Ромберга) либо контрольное упражнение.

Стабилография - это метод количественного, пространственного и временного анализа устойчивости стояния. Суть методов стабилографических исследований сводится к оценке биомеханических показателей человека в процессе поддержания им вертикальной позы. Удержание равновесия человеком в вертикальной позе является динамическим феноменом, проявляющимся в непрерывном движении его тела, которое является результатом взаимодействия вестибулярного и зрительного анализаторов, суставно-мышечной проприорецепции и высших отделов центральной нервной системы. Поэтому представляется очевидной связь характера этих движений с психофизиологическим состоянием человека. И.М.Сеченов в связи с этим отмечал, что "*биомеханические показатели позы и движений человека являются самыми отзывчивыми на изменение системных связей во внутренней и внешней*

среде организма". По его меткому выражению, "...все бесконечное разнообразие внешних проявлений мозговой деятельности сводится окончательно к одному явлению – мышечному движению".

Стабилография, как методика точного количественного, пространственного и временного анализа устойчивости человека при поддержании вертикальной позы, была разработана группой ученых Института проблем передачи информации под руководством В.С. Гурфинкеля еще в 1952 году. Однако только с развитием компьютерной техники и ее широкого использования при съеме и обработке стабилографических сигналов эта методика стала перспективной для широкого практического использования.

Обязательным для компьютерных стабилографических комплексов является наличие *силокоординатной платформы*, которую чаще называют *стабилоплатформой* (рис. 52). На такой платформе располагается испытуемый человек или пациент в положении стоя или сидя, что определяется реализуемой методикой. С помощью трех или четырех датчиков силы, встроенных в стабилоплатформу, измеряются реакции опор и затем вычисляются координаты центра давления (ЦД). Фактически с помощью компьютерного стабилографа регистрируется траектория центра давления, оказываемого человеком на плоскость опоры, то есть на силовоспринимающую поверхность стабилоплатформы.

Траектория ЦД с помощью ПЭВМ фиксируется в виде *стабилограмм*, представляющих собой положение центра давления во времени в ортогональной системе координат или, как принято в биомеханике, во фронтальном (ось X) или сагиттальном (ось Y) направлениях. По этим координатам строится двумерное представление траектории центра давления на плоскости, называемое *статокинезиграммой*. С помощью ПЭВМ обеспечивается математическая обработка стабилографических сигналов, анализ полученных показателей и их интерпретация. За рубежом в отдельных случаях с помощью специальных стабилоплатформ дополнительно регистрируются еще моменты силы, что позволяет вычислить вертикальную координату центра массы. Однако достаточно строго измерение в трехмерном пространстве получается только для тел с малым числом степеней свободы, то есть при испытаниях технических объектов. Исследование на таких платформах человека, обладающего уникально большим числом степеней свободы, вызывает еще много вопросов.

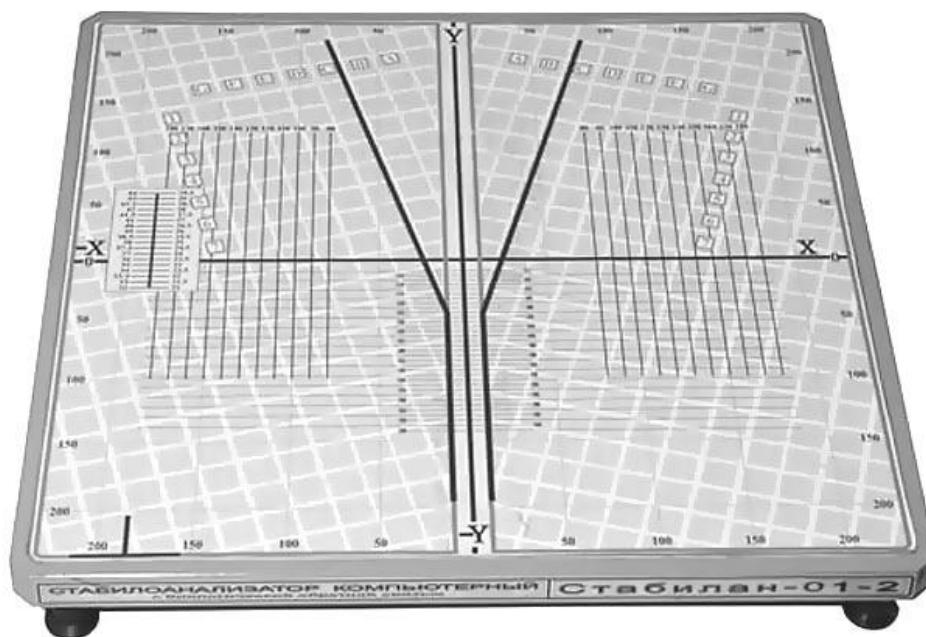


Рис.52. Стабилографическая платформа.

К достоинствам компьютерной стабилографии в сравнении со всеми известными средствами съема и оценки показателей процесса поддержания вертикальной позы и психофизиологического состояния человека, а также со всеми известными методами съема электрофизиологических сигналов, широко используемых в технологиях с БОС, следует отнести удивительное сочетание таких свойств, как:

- комфортность обследования, исключаящую специальную подготовку человека, крепление на нем электродов или датчиков при его обследовании, а также при проведении методик с реализацией биологической обратной связи; обследование проводится на специальной стабилотформе в одежде и обуви в положении стоя или сидя;
- малое время обследования, которое складывается из времени съема информации (обычно в пределах 20-60 секунд) и времени просмотра полученных данных и анализа результатов обработки, которое при массовых обследованиях не превышает 1-2 минуты; но может быть реализован и мониторинг, то есть

длительное наблюдение с обновлением результатов обработки через заданный интервал времени;

- информативность обследования, позволяющую оценивать как общее состояние человека, так и состояние отдельных физиологических систем, участвующих в процессе поддержания вертикальной позы;
- высокую чувствительность к воздействию на человека физических полей, лекарственных средств, психических воздействий и даже запахов;
- многофункциональность, позволяющую использовать компьютерную стабилотографию как диагностическое средство широкого спектра заболеваний и предзаболеваний, как средство контроля и объективизации воздействий на человека, как средство реабилитации нарушений двигательной функции человека, тренировки его координации, а также как тренажеры в спорте, цирковом искусстве и балете;
- простоту реализации БОС в методиках как диагностических, так и реабилитационных, а также используемых в тренажерах для улучшения качества функции равновесия, например, в спорте.

Перечисленные достоинства позволили компьютерной стабилотографии в короткий срок определить области эффективного применения:

- диагностика нарушений функции равновесия тела человека;
- оценка результативности лечения;
- реабилитация функции равновесия после травм и заболеваний;
- профессиональный отбор;
- экспертиза трудоспособности и профориентация;
- оценка качества функции равновесия и прогнозирование профессионального роста спортсменов, артистов балета;
- улучшение координации движений спортсменов;
- фундаментальные научные исследования в области биомеханики движений при поддержании вертикальной позы, аэрокосмической медицины, психофизиологии, валеологии и др.

Как показали исследования группы ученых под руководством В.С. Гурфинкеля, антропометрические показатели не сказываются заметным образом на функции равновесия, которая, в основном, определяется функциональным состоянием нервной системы человека. Не выявлено

такой связи и с возрастом. Это подтверждено и недавними обследованиями водителей трамвайного парка в городе Санкт-Петербурге, проведенными под руководством д.м.н., профессора Военно-Медицинской Академии В.И. Усачева. В этих исследованиях он обратил внимание на отсутствие принципиальной разницы во введенном им показателе «качество функции равновесия» между мужчинами и женщинами. На это обращали внимание и авторы, проводившие исследование процесса поддержания вертикальной позы человеком, еще в период с 1930 по 1960 гг. Также не выявлено связи стабилографических показателей с массой человека и его ростом.

Опорный контур обследуемых людей, определяемый размером стоп, их положением и углом разворота, варьирует в широких пределах, но существенной связи между ним и стабилографическими показателями также не выявлено. Это позволяет в некоторых случаях проще относиться к выбору стойки человека на стабилотрассе.

«Свободная» стойка обследуемого на платформе не противоречит наблюдениям, проведенным под руководством В.С. Гурфинкеля, в ее допустимости и целесообразности, поскольку любая, жестко навязанная схема установки стоп может восприниматься даже как внешнее воздействие и отрицательно влиять на абсолютное значение стабилографических показателей. В то же время, «свободная» стойка позволяет в полной мере использовать основные достоинства компьютерной стабилографии – комфортность, малое время исследования, многофункциональность и т.п.

Все изложенное обуславливает значительный интерес исследователей и спортсменов к этому методу изучения биомеханики. Методика стабилографии в спорте приобрела за последние годы ряд новых «специальностей». Наряду с биомеханической оценкой устойчивости стабилография используется при изучении функционального состояния организма, оценке уровня переносимости тренировочных и соревновательных нагрузок по показателям координации вертикального положения тела, при профориентации и профотборе в команды и др.

5.2. Выполнение стабилографического исследования

Из серийно выпускаемых в настоящее время стабилографических комплексов наиболее полно удовлетворяет требованиям использования в физической культуре и спорте стабилоанализатор компьютерный с биологической обратной связью «Стабилан-01» (г. Таганрог). В моди-

фикации, ориентированной для использования в спорте, в него дополнительно встраиваются каналы для измерения кистевой и становой силы, веса, периметрического дыхания, анализа variability сердечного ритма и четыре канала интегральной миографии. Для видов спорта, требующих оценки нагрузки отдельно по нижним конечностям, предусмотрен двухплатформенный вариант стабиланализатора.

Исследование проводится с использованием компьютерного стабиланализатора с биологической обратной связью «Стабилан-01-2», в состав которого входят (рисунок 53): тензостабилографическая платформа; тензоусилитель ТОПАЗ-4; блок нормирующих усилителей (БНУ); плата ввода-вывода аналоговых сигналов ADA-1292; персональный компьютер (ПК) со специальным программным обеспечением.

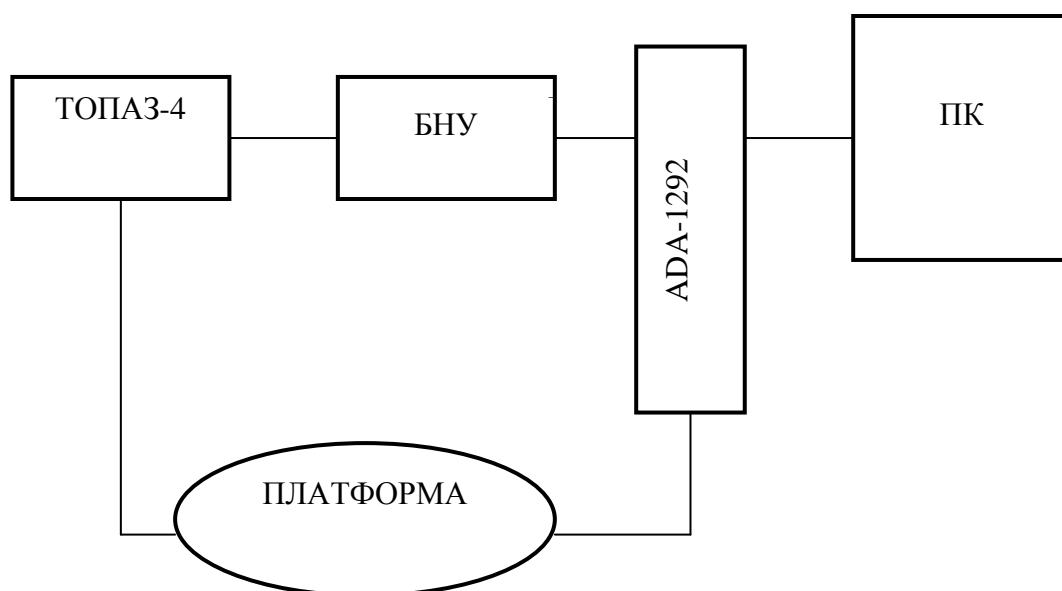


Рисунок.53 Блок-схема комплекса «Стабилограф».

Общие характеристики стабиланализатора

Стабиланализатор работает от сети переменного тока напряжением 220 В, частотой 50 Гц. Потребляемая электрическая мощность — не более 20 ВА.

Время установления рабочего режима стабилографа — не более 5 мин. Стабилограф имеет продолжительный режим работы. Габаритные

размеры стабиланализатора — не более 500х 500х70 мм, масса его — не более 10 кг.

Важным показателем является возможность автоматического совмещения на экране монитора математического ожидания центра давления человека с центром координат стабиллоплатформы. В стабиланализаторе "Стабилан-01" удается любую точку поля регистрации ЦД совместить с центром координат стабиллоплатформы.

Характеристики программного обеспечения

Программное обеспечение стабиланализатора выполняет следующее:

- визуализацию стабيلлографического сигнала на экране ПЭВМ в реальном масштабе времени
- представление и анализ стабيلлограммы
- представление и анализ статокинезиграммы (графическое представление траектории движения ЦД в проекции на горизонтальную плоскость)
- представление и анализ гистограмм
- спектральный анализ стабيلлографического сигнала
- анимационный анализ
- ведение базы данных пациентов и проведенных обследований
- вывод на печать стабиллограмм, статокинезиграмм, графиков, протоколов обследований

Данная модификация стабиллографа также обеспечивает:

- создание и редактирование «Таблицы нормативов»
- по результатам регистрации и анализа создание твердых копий
- выбранного фрагмента первичных сигналов, расчетных показателей представленных в диаграммном, гистограммном и табличном виде, словесного заключения;
- возможность экспорта данных через буфер обмена для использования их другими приложениями ОС Windows'XP.

Типовой порядок проведения стабиллографического исследования

Исследование включает в себя ввод исходных сведений в карточку пациента, выбор сценария записи, запись стабиллограммы, сохранение исследования в файле.

Главное окно программы

Главное окно программы (рис. 54) является основным окном программного обеспечения StabMed 2 (далее по тексту ПО). В нем реализованы элементы, позволяющие управлять картотекой, списками обследо-

ваний, а также визуализировать текущие состояния программы. Функционально элементы представлены: главным меню, панелью кнопок быстрого доступа, рабочей зоной.

Главное меню

В главном меню включены следующие разделы:

1. Обследование

Данный пункт меню ориентирован на работу с новыми и проведенными ранее обследованиями. В нем содержатся команды, позволяющие проводить обследования, оперировать с данными проведенных обследований, выводить полученные результаты на печать и т.д.

2. База данных

Картотека условно состоит из двух частей. Первая часть содержит таблицы пациентов, обследований, методик и команды, предназначенные для работы с ними. Вторая часть включает в себе сервисные функции картотеки: проверку исправности, оптимизации и выбора другой картотеки, импорт и экспорт, фильтрацию и т.д.

3. Вид

При проведении обследования с помощью команд, заложенных в программу, можно настроить внешний вид программы, цвет панелей отображения графиков и диаграмм, а также других элементов, используемых в ПО.

4. Инструменты

В разделе содержатся команды, реализующие дополнительные сервисные возможности программы ПО,

5. Сигнал

Раздел ориентирован на работу с записанными сигналами и содержит команды, позволяющие проводить анализ и обработку сигналов.

6. Настройки

Раздел ориентирован на настройку различных подсистем. В нем имеются списки шаблонов проб, визуализаторов и отчеты, зарегистрированные в ПО, на основе которых можно редактировать уже имеющиеся типы методик и проб и создавать новые.

7. Помощь

Раздел содержит команды, вызывающие справочную информацию.

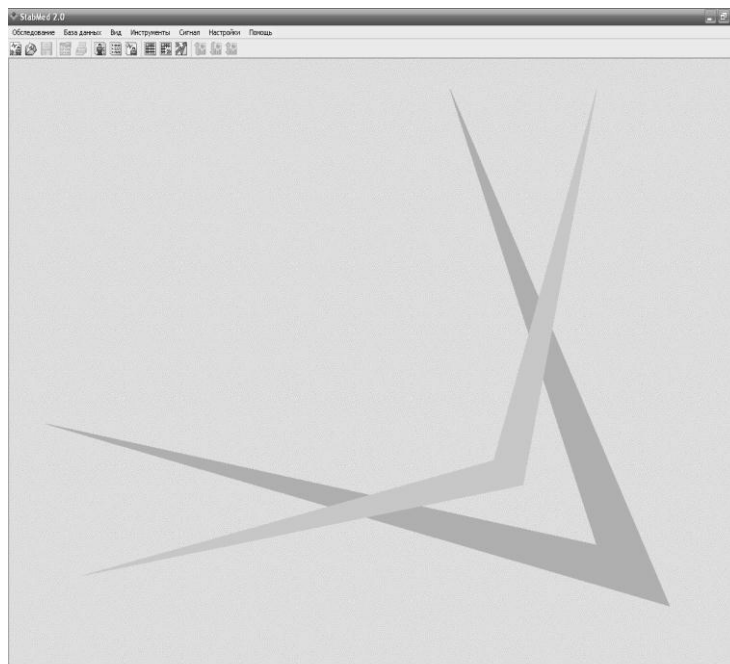


Рис. 54. Главное окно программы

Панель управления

Главное окно программы содержит следующие элементы: кнопки быстрого доступа и пункты меню.

Кнопки быстрого доступа



проведение нового обследования



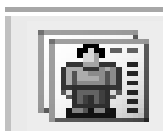
открытие проведенного обследования



свойства обследования



печать отчета



работа с картотекой пациентов



Пункты меню главного окна

Все команды главного меню реализуются в рабочей зоне окна. В зависимости от выбранных команд из разделов меню в главном окне появляются окна проведения обследования, настроек, обработки результатов и т.д.

1. Пункты меню «Обследование»

Новое

Вызов окна для запуска нового обследования

Открыть

Открыть проведенное обследование

Повторить

Повторить обследование

Сохранить

Сохранить проведенное обследование

Сохранить все

Сохранить все открытые несохраненные обследования

Заккрыть

- Закрывать обследование
- Закрывать все
- Закрывать все открытые обследования
- Свойства
- Вызов окна свойств обследования
- Настроить принтер
- Настроить параметры отчета перед печатью
- Печатать отчет
- Распечатать протокол проведенного обследования
- Выход
- Выход из программы
- 2. Пункты меню «База данных»
 - Пациенты
 - Работа с таблицей пациентов
 - Группы пациентов
 - Разбиение пациентов по группам
 - Методики
 - Работа с таблицей методик
 - Пробы
 - Работа со списком проб
 - Типы методик
 - Работа с различными типами методик
 - Обследования
 - Работа с таблицей обследований
 - Настроить фильтры
 - Установить режимы фильтрации картотеки
 - Отключение фильтрации картотеки
 - Снятие критериев фильтрации со всех таблиц
 - Выбрать
 - Выбор картотеки из другой папки
 - Резервные копии
 - Создание резервных копий картотеки
 - Сервисные операции
 - Копирование, перемещение, инициализация и оптимизация картотеки
 - Подключение компонент
 - Подключение компонент к активной БД
 - Импортировать базу данных

Проведение обследования

Общая последовательность действий

Для проведения любого теста в программе существует **Мастер проведения обследования**. В данном пункте меню нужно открыть окно «Запуск нового обследования».

Пациент

Основное Группы Адрес/Работа Антропометрия

Фамилия Имя Отчество

Пол Дата рождения Код

Муж 3 июня 2008 г.

Дополнительная информация

OK Отмена

Рис.55. Панель «Карточка пациента»

1.Создание в картотеке новой карточки пациента при первичном исследовании или выбор уже существующей при повторном обследовании. Карточка пациента содержит паспортные и медицинские (диагноз) данные (рис. 55).

2. Из справочника «Фильтр по методикам» необходимо выбрать вариант проведения исследования. (рис. 56)

3. Установка на платформу. Обследуемый человек вставал на стабиллоплатформу босиком в удобной для него вертикальной позе (при этом все мышцы, участвующие в поддержании вертикальной позы, находятся в привычном для данного конкретного человека состоянии) и осуществлялась запись.

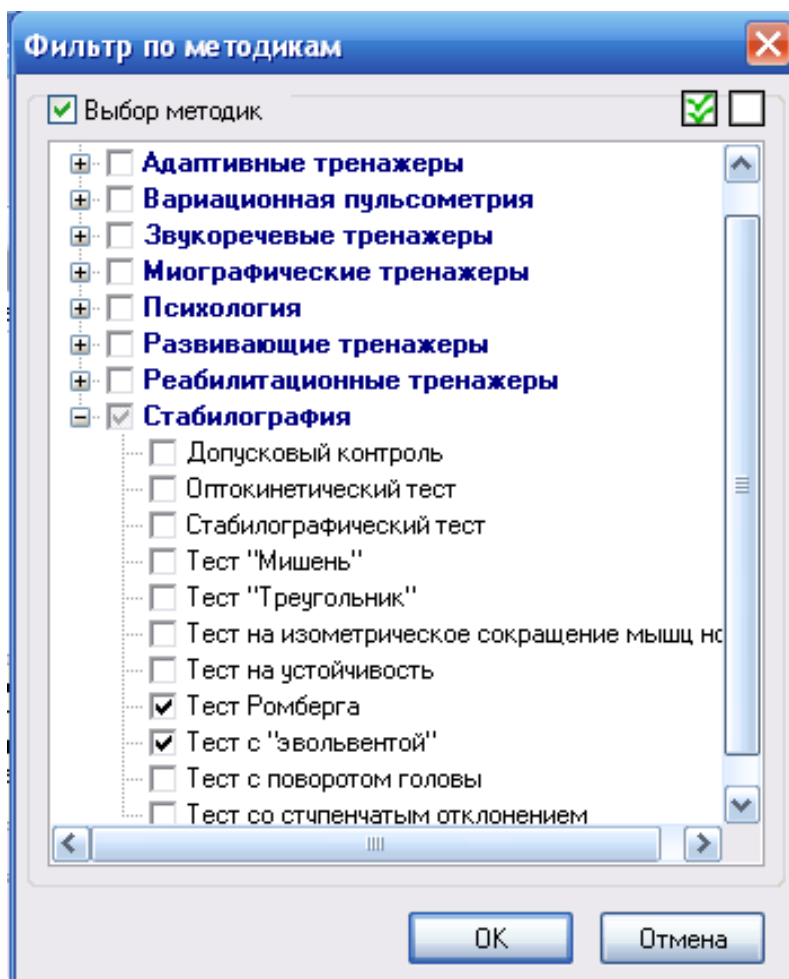


Рис.56. Панель «Выбор методик»

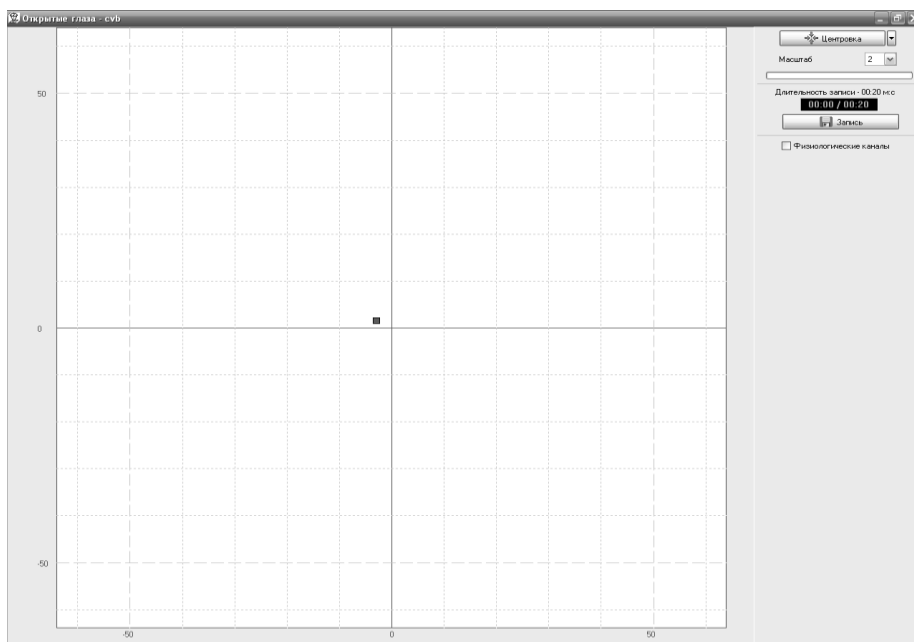


Рис. 57. Экран стабилографического курсора.

4. Методика регистрации стабิโลграммы.

Стабิโลграф обеспечивает задание законов изменения и формирование сценариев проведения исследования, в которых отражена последовательность выполнения проб и их продолжительность. Регистрация проводилась по следующему сценарию:

- проба Ромберга (используется звуковая стимуляция в виде тональных сигналов, количество которых необходимо сосчитать обследуемому человеку)

- проба «Эвольвента» (в процессе записи пробы обследуемый должен двигаться по кривой, называемой «эвольвента», траектория которой представляет собой раскручивающуюся кривую из центра до определенной амплитуды, несколько кругов по амплитуде, а затем сворачивание в центр)

- стабิโลграфическая проба (студентам предлагалось выполнить прямой нападающий удар, при этом мяч подавался партнером)

В каждой пробе проводится центрирование – совмещение ЦД с центром координат (рис. 57).

5. Сохранение исследования.

После завершения записи его необходимо сохранить в ранее созданное, в картотеке исследований (рис. 58).

Критерии оценки результатов комплексного стабิโลграфического исследования представлены в таблице 22. Здоровые люди, не трениру-

ющие свои координационные способности, выполняют пробы с оценкой «3 - норма». Регулярные тренировки координационных способностей позволяют выполнить пробы с оценкой «хорошо», спортсмены высокой квалификации способны достичь отличного уровня.

Уровень ниже среднего («удовлетворительно») свидетельствует о слабом развитии координационных способностей, а уровень «плохо» дает обоснование предположить наличие патологии нервно-мышечной системы или вестибулярного анализатора. Люди, у которых выявлен уровень «плохо», нуждаются в консультации врача.

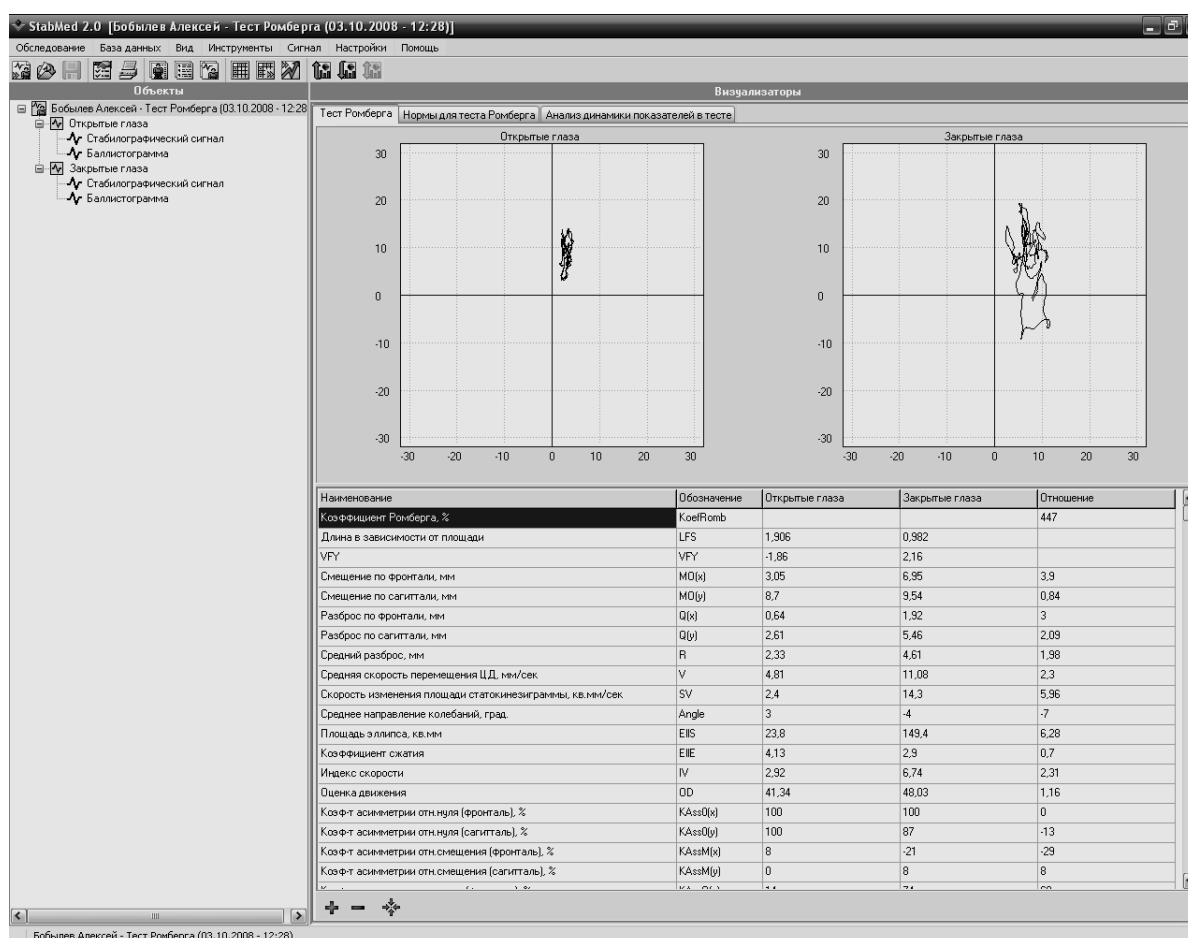


Рис. 58. Обработка и сохранение результатов обследования.

Критерии оценки результатов стабиллографического исследования

Результат теста	Порог чувствительности, мм	Порог различения, мм	Фронталь/Сагиталь	Площадь стабиллограммы	Время реакции	Индекс напряжения систем регуляции ЧСС, уд/мин	Индекс напряжения систем регуляции ЧСС при изменении скорости, %
	Дифференциация	Приспособление Эвольвента	Ориентирование Треугольник	Обучение Треугольник	Расслабление Ступенчатый тест		
5 (Отлично)	>15	<5	>3	5-10	>0,8	-	<85
4 (Хорошо)	15-29	5-7	3-8	10-15	0,95-0,8	70-80	85-95
3 (Норма)	30-50	7-12	8-12	15-20	0,95-1,10	80-150	96-110
2 (Удовлетворительно)	51-65	12-15	12-20	20-30	1,10-1,20	150-185	111-125
1 (Плохо)	>65	>15	<20	30-50	<1,20	-	>125

5.3. Стабиллографический анализ в спорте*Области и задачи применения стабиллографии в спорте*

Разработанная методика стабиллографии даёт возможность решать ряд актуальных спортивно-педагогических задач:

1) исследовать статодинамическую устойчивость (СДУ) тела спортсмена и системы тел, дать количественную и качественную оценку этой устойчивости, дополнить знания о спортивной технике упражнений;

2) осуществлять контроль качества обучения упражнениям, связанным со сложным двигательным навыком сохранения равновесия тела;

3) определять функциональное состояние организма спортсмена по показателям СДУ, регистрируя состояние сенсорных систем и пере-

носимость тренировочных нагрузок по показателям координации ортоградного и перевёрнутого положения тела (до тренировки, после разминки, после видов многоборья и т.д.);

4) определять уровень и динамику тренированности функции балансирования в системе взаимодействующих тел;

5) проводить прогнозирование и профессиональный отбор спортсменов в команду.

Компьютерная стабилография на современном уровне развития позволяет выделить следующие направления ее в физической культуре и спорте: научно-исследовательское; контроль функционального состояния спортсменов; обучение и тренинг на основе компьютерных технологий; диагностика и реабилитация в спортивной медицине.

Научно-исследовательское направление в настоящее время включает в себя исследования собственно функции равновесия, как традиционное направление в следующих видах спорта: стрельба, гимнастика, прыжки в воду, тяжелая атлетика, борьба, прыжки на лыжах с трамплина, биатлон, групповая акробатика и др. Актуально также исследование системы управления движениями человека, при котором позное равновесие рассматривается как один из видов движений, эволюционно предшествующее локомоторным движениям. Следует рассматривать произвольные и произвольные движения, а также их рефлекторные и кортикальные компоненты.

Не менее значимы исследования равновесия человека в комплексе с другими системами жизнеобеспечения, например, сердечно-сосудистой при совмещении регистрации стабилограмм и ритмограмм сердца, при регистрации периметрического дыхания с оценкой степени компенсации дыхательной волны в стабилограммах, что позволяет судить о наличии или отсутствии мозжечковых нарушений

Контроль функционального состояния спортсменов на основе методов и средств компьютерной стабилографии сегодня не имеет альтернатив по комфортности и времени обследования, высокой чувствительности к отклонениям функционального состояния, возможности формирования индивидуальных и групповых нормативов, а также мониторингу текущего состояния спортсменов. Контроль в спорте и физической культуре традиционно разделяется на следующие виды:

1) *Отбор* как на первоначальном этапе, так и на определенных этапах многолетней тренировки, важно в следующих видах спорта: гор-

тать спортсмену не только начальную позу на этапе прицеливания, но и правильно выбрать момент выстрела, увязав его с дыханием. Такое сочетание регистрации стабิโลграмм и дыхания может оказаться весьма полезным и для тренинга биатлонистов, которым после экстремальной нагрузки во время преодоления дистанции приходится за короткое время собраться и произвести выстрелы. Точность поражения мишеней фактически определяет успех в биатлоне. Инструментальная поддержка спортсменов на этапе тренировок, объективация процесса прицеливания и нормализации психофизиологического состояния может существенно сократить сроки подготовки спортсменов к соревнованиям.

Диагностика и реабилитация в спортивной медицине аналогичны методам, используемым в обычной медицине с поправкой на кондиционные возможности спортсменов, характер травм и скорость их восстановления. Компьютерная стабิโลграфия позволяет проводить диагностику нарушений функции равновесия, связанную с патологией центральной и периферической нервной системы, вестибулярных нарушений при ЛОР – заболеваниях, выявлять нарушения опорно-двигательного аппарата.

Реабилитационные методики на основе широкого использования в биомеханике биологической обратной связи различной модальности (зрительной, слуховой, электрической активности мышц, тактильной и др.) позволяют не только ускорять процесс реабилитации, например, двигательных нарушений, но и дают возможность эффективно тренировать координационные функции спортсмена.

Использование в компьютерном стабิโลграфе биологической обратной связи различных модальностей позволяет использовать его в качестве тренажерного устройства, направленного на реабилитацию функции равновесия, координационных способностей, а также психологической устойчивости, грамотного тактического мышления, повышения роли отдельных сенсорных каналов при управлении движениями. Данное направление следует особо выделить как перспективное при условии создания искусственных сред, в которые составной частью входят стабิโลграфические комплексы. Степень воздействия таких сред на сенсорные каналы спортсмена может быть максимально приближена к их виду спорта.

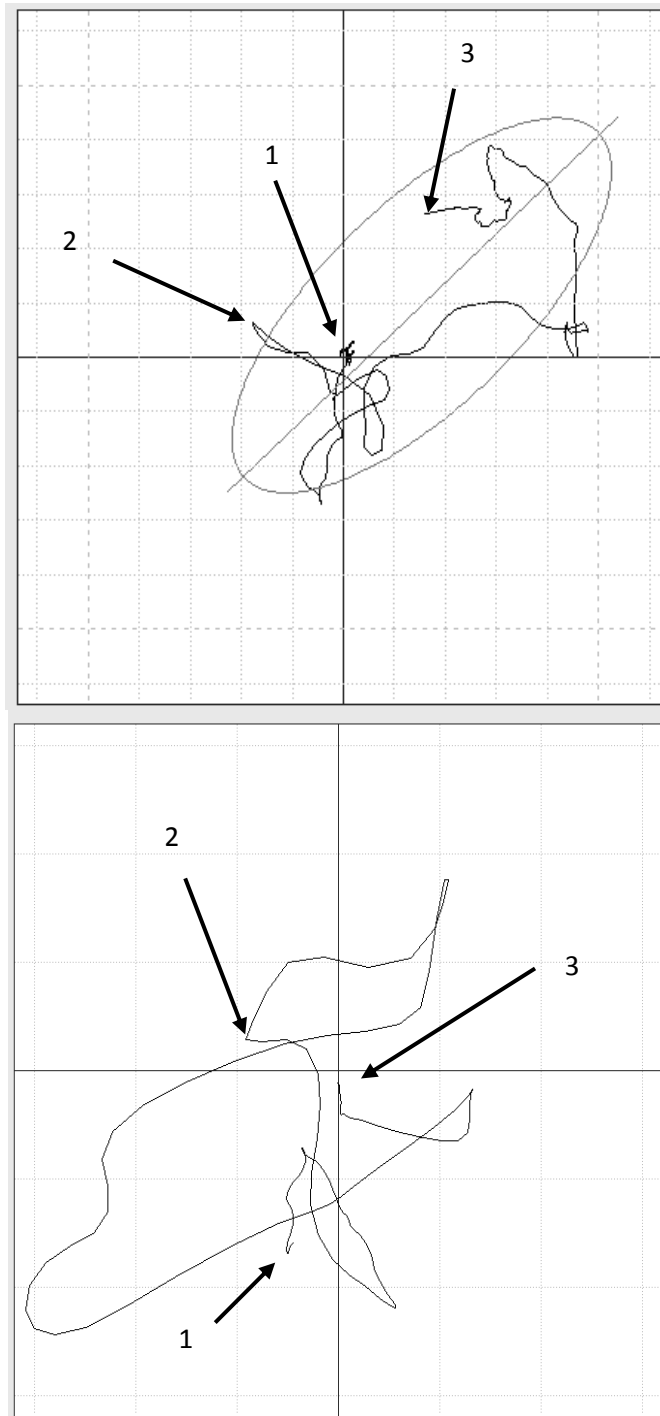
Стабิโลграфический анализ прямого нападающего удара в волейболе

На рисунке 59 представлены результаты стабиллографического анализа выполнения упражнения. Кривая представляет динамику перемещения общего центра тяжести (ОЦТ) от начала замаха до завершения движения. Из рисунка 59А видно, что квалифицированный спортсмен в подготовительной фазе удерживает ОЦТ в исходном положении, после чего ОЦТ перемещается вперед по траектории удара и возвращается назад. Отклонение в правую сторону отмечается только после контакта с мячом и является следствием инерционного движения правой руки.

Начинающий волейболист (рис. 59Б) уже в подготовительной фазе совершает перемещения ОЦТ назад. В момент выполнения удара траектория движения ОЦТ изогнута, что существенно снижает эффективность выполнения движения. В завершающей фазе для удержания равновесия спортсмен выполняет колебательные движения в обе стороны.

На рисунке 60 представлены показатели равновесия у квалифицированных и начинающих волейболистов при выполнении прямого нападающего удара. Из диаграммы видно, что у квалифицированных спортсменов при выполнении данного технического приема смещение ОЦТ и коэффициент асимметрии вдвое ниже, чем у начинающих. Интегральный показатель – качество функции равновесия – у квалифицированных спортсменов был достоверно выше, чем в контроле.

Динамические характеристики стабиллограммы так же достоверно различались в исследуемых группах спортсменов (рис. 61). У квалифицированных волейболистов скорость движения ОЦТ была достоверно ниже как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскости. При этом коэффициенты асимметрии линейных скоростей в обеих плоскостях в контрольной группе были вдвое выше.



А

Б

Рис. 59. Стабилограмма выполнения нападающего удара квалифицированным (А) и начинающим (Б) волейболистами.

Стрелками указаны:

1.- начало выполнения удара; 2.-момент удара по мячу; 3.-окончание движения.

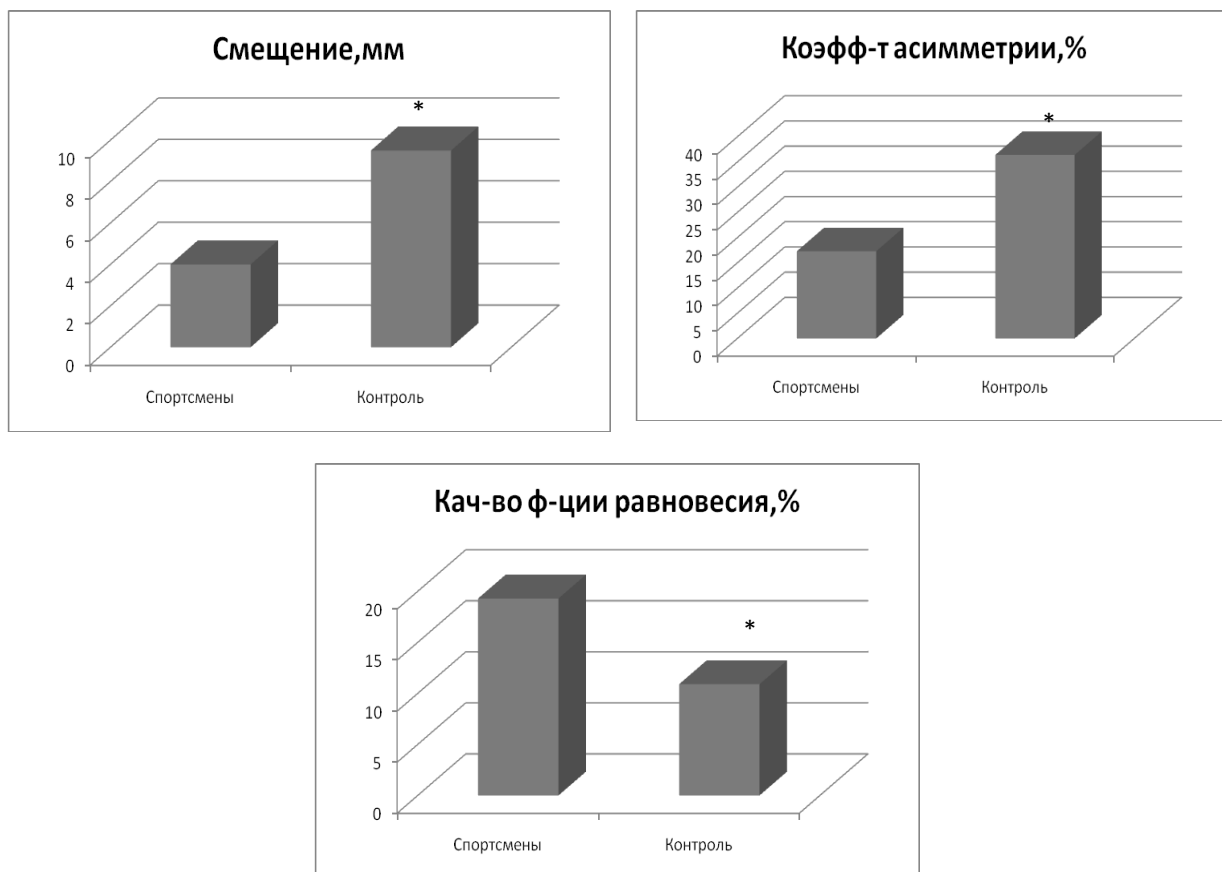


Рис. 60. Характеристика стабиллограммы при выполнении нападающего удара квалифицированным и начинающим волейболистами (показатели равновесия).

* - достоверность различий между группами, $p < 0,01$

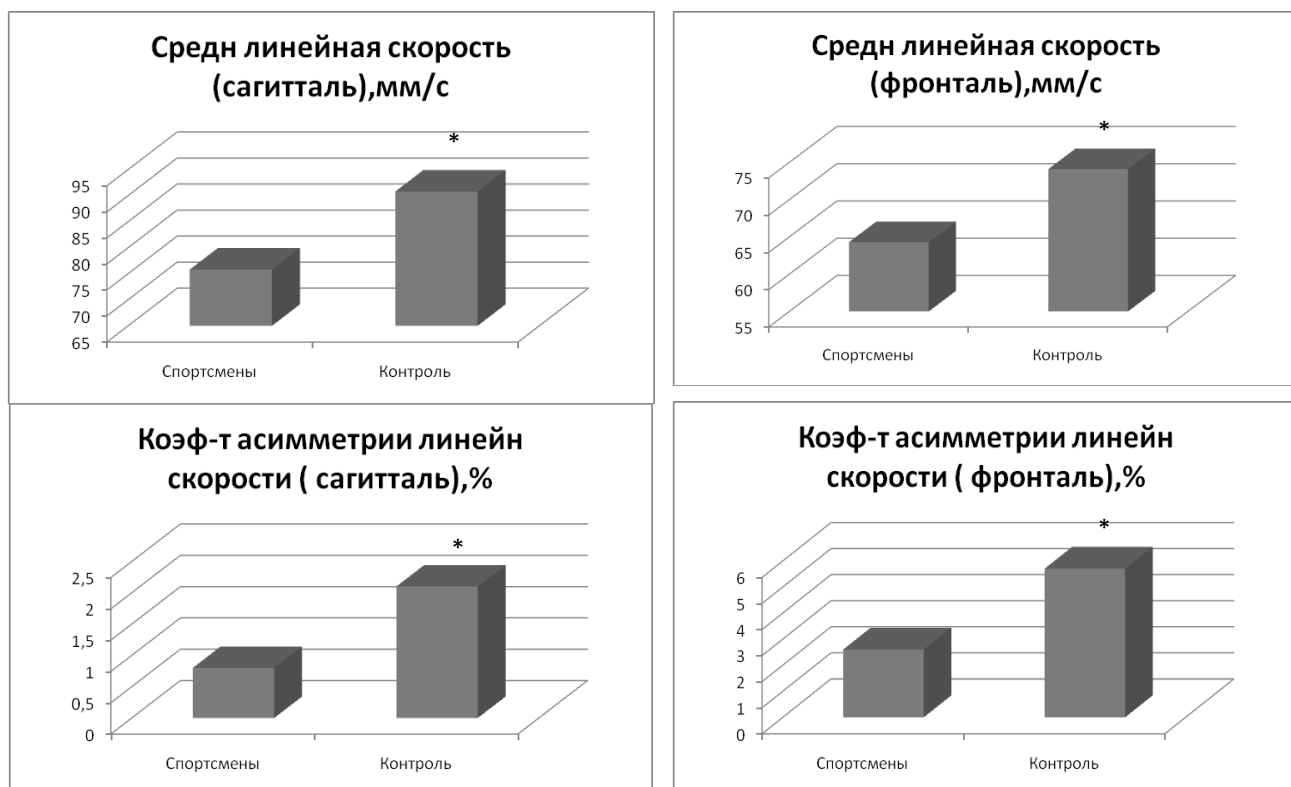


Рис. 61. Характеристика стабиллограммы при выполнении нападающего удара квалифицированным и начинающим волейболистами (динамические характеристики).

* - достоверность различий между группами, $p < 0,01$

Стабилографические характеристики в спортивных бальных танцах

На рисунке 62 представлены результаты выполнения теста на устойчивость, который отражает колебания общего центра тяжести (ОЦТ) при положении стоя в течении минуты и характеризует способность испытуемого поддерживать равновесие. Как видно из рисунка, колебания ОЦТ у студента основной группы более сбалансированы. Соотношение амплитуды колебаний во фронтальной/сагиттальной плоскости у студентов основной группы составило $0,9 \pm 0,1 / 0,97 \pm 0,09$, у студентов контрольной группы - $1,4 \pm 0,12 / 1,44 \pm 0,11$ соответственно ($p < 0,05$).

При проведении теста на движение (использовался стандартный танцевальный шаг time-step) различия в характере движения ОЦТ между группами так же были значительны (рис. 63). У студентов, занимающихся спортивными бальными танцами, преобладали колебания ОЦТ во фронтальной плоскости, тогда как в контрольной группе, напротив, более были выражены перемещения в сагиттальной плоскости. Амплитуде колебаний во фронтальной плоскости составляла: основная группа – $19,5 \pm 2,5$ мм, контрольная – $12,9 \pm 2,1$ мм ($p < 0,05$). В сагиттальной - основная группа – $7,6 \pm 1,5$ мм, контрольная – $12,9 \pm 2,1$ мм ($p < 0,05$).

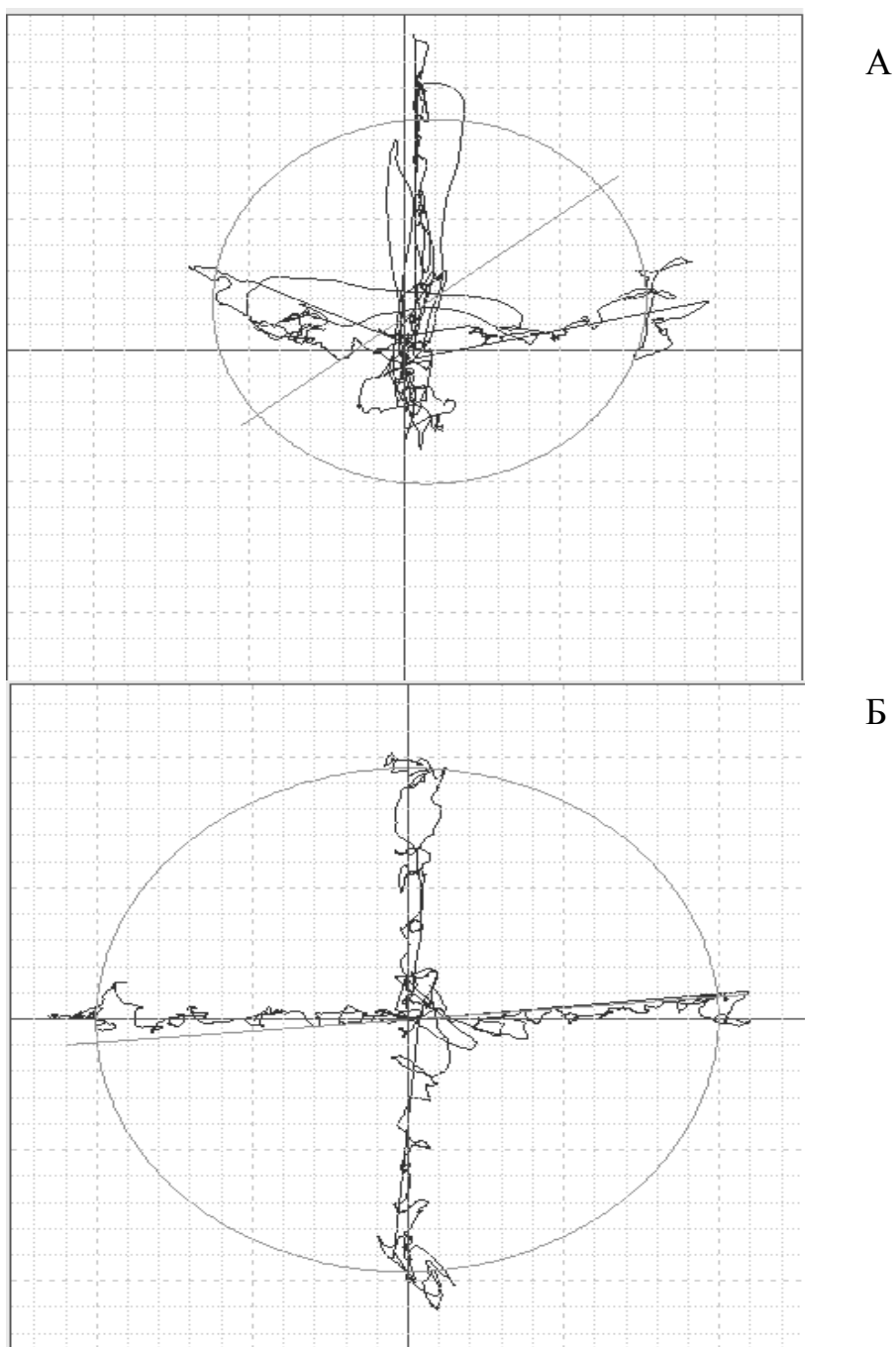


Рис. 62. Стабилограмма выполнения теста на поддержание равновесия начинающими (А) и опытными (Б) танцорами.

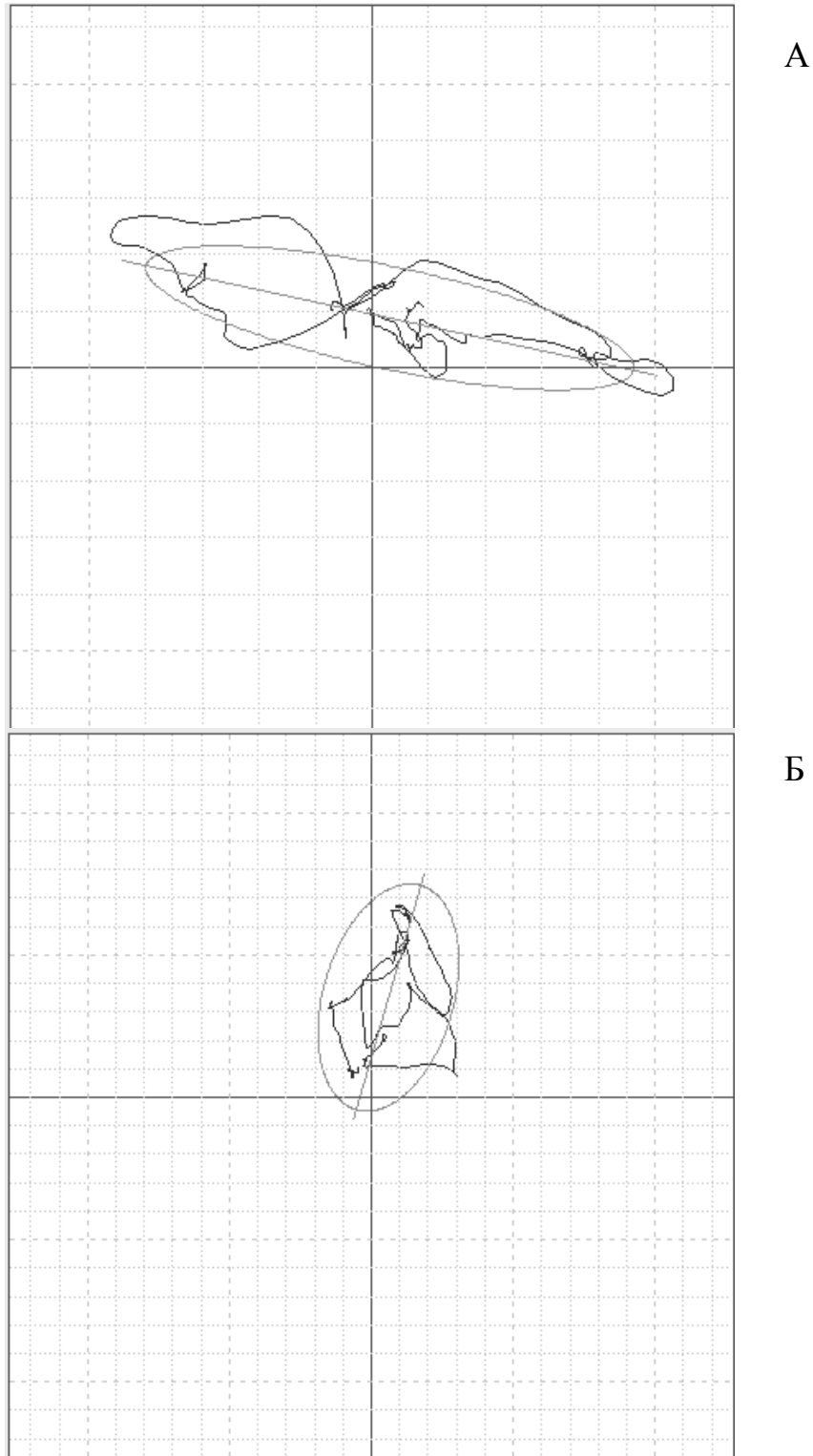


Рис. 63. Стабилограмма при выполнении стандартного танцевального шага time-step начинающими (А) и опытными (Б) танцорами.

Контрольные вопросы

1. Рефлекторная природа поддержания вертикального равновесия.
2. Принцип метода стабиллографии.
3. Устройство стабиллографической платформы.
4. Достоинства метода стабиллографии.
5. Области применения метода стабиллографии.
6. Учет антропометрических особенностей при проведении стабиллографии.
7. Блок-схема компьютерного стабиллографа.
8. Типовой порядок проведения стабиллографического исследования.
9. Функциональные пробы, используемые в стабиллографии.
10. Оценка результатов стабиллографического исследования.
11. Области и задачи применения стабиллографии в спорте.
12. Стабиллографический анализ прямого нападающего удара в волейболе.
13. Стабиллографические характеристики движений в спортивных бальных танцах.

Литература к 5 главе

1. Анисимов, Е.А. Биомеханика дыхательных движений грудной клетки и колебаний общего центра массы тела в состоянии покоя и при утомлении // VI Всероссийская конференция по биомеханике «БИОМЕХАНИКА-2002». – Н. Новгород. – 2002. – С. 206.
2. Бинеев Р.Р., Девликанов Э.О., Переяслов Г.А., Слива С.С. Двухплатформенный стабиллографический комплекс для исследования статики опорно-двигательного аппарата // VII Всероссийская конференция по биомеханике «БИОМЕХАНИКА-2004». Н.-Новгород.- Т. II. - С.29-31.
3. Болобан В., Містулова Т. Контроль устойчивости равновесия тела спортсмена методом стабиллографии // Физическое воспитание студентов творческих специальностей: Сб. научн. тр. под. ред. Ермакова С.С. -Харьков, 2003. - №2. - С.24-33.
4. Вашина М.Г. Практика применения стабиллометрического метода в спорте // Материалы научно-метод. конференции "Научные проблемы подготовки спортсменов республики Беларусь к Олимпийским играм 2004 года. - Минск, 2003. - С.95-97.

5. Гурфинкель В.С., Бабакова И.А. Точность поддержания положения проекции общего центра массы человека при стоянии // Физиология человека. - 1995. - Т.21, №1. - С.65-74.
6. Гурфинкель В.С., Левик Ю.С. Система внутреннего представления и управление движениями. // Вестник РАН, 1995, т. 65, с. 29-37.
7. Коц Я.М. Физиологические основы физических (двигательных) качеств / Спортивная физиология. - М.: Физкультура и спорт. - 1986. - С. 53-103.
8. Кронберг В.Б. Основы спортивной кинезиологии. - М.: Советский спорт, 2005. - 232 с.
9. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Стабилометрия. - Москва: НМФ «МБН», 2000, – 188 с.
10. Слива С.С. Применение стабилорафии в спорте // Первая Всероссийская научно-практическая конференция "Мониторинг физического развития, физической подготовленности различных возрастных групп населения. Сборник докладов. Нальчик, 2003. - С. 210-213.
11. Слива С.С., Д.В. Кривец С.С., Кондратьев И.В. Развитие возможностей компьютерной стабилорафии для использования в спорте // VI Всероссийская конференция по биомеханике «БИОМЕХАНИКА-2002».- Н.- Новгород, 2002.- С.231.
12. Слива С.С., Переяслов Г.А., Кондратьев И.В. Компьютерная стабилорафия для достижения высших спортивных результатов // IV Всероссийская конференция по биомеханике "БИОМЕХАНИКА-98". - Н. Новгород, 1998.
13. Усачев В.И. Концепция статокинетической системы организма // Теоретические и практические проблемы современной вестибулологии. - СПб., 1996.-С. 117-119
14. Чхаидзе Л.В. Об управлении движениями человека. - М.: Физкультура и спорт, 1970. - 136 с.
15. Шестаков М.П. Использование стабилорафии в спорте. М.: ТВТ Дивизион, 2007.- 112 с.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
ГЛАВА I. ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ РЕАКЦИИ НА ФИЗИЧЕСКУЮ НАГРУЗКУ И ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ ИХ ОЦЕНКИ	5
1.1. История спортивной физиологии	5
1.2. Механизмы адаптации организма к физическим нагрузкам.....	10
1.3. Значение оценки функционального состояния при занятиях физической культурой и спортом	18
1.4. Принципы тестирования в спорте	21
Контрольные вопросы.....	25
Литература к 1 главе	26
ГЛАВА II. ОЦЕНКА АДАПТАЦИИ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ РЕЗЕРВОВ ПО ПОКАЗАТЕЛЯМ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ.....	27
2.1. Подсчет частоты сердечных сокращений	27
2.2. Эргометрия.....	30
2.3. Оценка физической работоспособности	37
2.4. Определение максимального потребления кислорода (МПК)	46
Контрольные вопросы.....	52
Литература ко 2 главе	53
ГЛАВА III. МЕТОД ВАРИАЦИОННОЙ ПУЛЬСОМЕТРИИ (КАРДИОИНТЕРВАЛОГРАФИИ)	54
3.1. Теоретические основы метода кардиоинтервалографии.....	54
3.2. Кардиоинтервалографическая методика с применением клино-ортостатической пробы	58
3.3. Спектральный анализ вариации сердечного ритма	71
3.4. Показатели вариации сердечного ритма у спортсменов	78
Контрольные вопросы.....	82
Литература к 3 главе	83
ГЛАВА IV. ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ И ЭЛЕКТРОНЕЙРОМИОГРАФИЯ	84
4.1. Основы физиологии нервно-мышечной системы	84
4.2. Виды электромиографических исследований	97
4.3. Аппаратура, применяемая в ЭМГ и ЭНМГ -исследовании	109
4.4. Типовой порядок проведения исследования электромиографии.	113
4.5. Электромиографический контроль спортивных упражнений	124
Контрольные вопросы.....	139
Литература к 4 главе	140

ГЛАВА V. КОНТРОЛЬ РАВНОВЕСИЯ И КООРДИНАЦИОННЫХ СПОСОБНОСТЕЙ МЕТОДОМ СТАБИЛОГРАФИИ.....	141
5.1. Стабилография как метод исследования равновесия - теоретические основы и принципы.....	141
5.2. Выполнение стабилографического исследования.....	146
5.3. Стабилографический анализ в спорте.....	157
Контрольные вопросы.....	168
Литература к 5 главе.....	168

Леонид Владимирович Капилевич
Ксения Валентиновна Давлетьярова
Елена Владимировна Кошельская
Юлия Петровна Бредихина
Владимир Игоревич Андреев

ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ КОНТРОЛЯ В СПОРТЕ

Учебное пособие

Научный редактор
доктор медицинских наук,
профессор

Л.В.Капилевич

Редактор

Подписано к печати **.**.2009. Формат 60x84/16. Бумага «Классика».

Печать RISO. Усл.печ.л. **,0. Уч.-изд.л. **.

Заказ . Тираж 100 экз.




Томский политехнический университет

Система менеджмента качества

Томского политехнического университета сертифицирована

NATIONAL QUALITY ASSURANCE по стандарту ISO 9001:2000



ИЗДАТЕЛЬСТВО  ТПУ. 634050, г. Томск, пр. Ленина, 30.