

Государственное образовательное учреждение
«Приднестровский государственный университет им. Т. Г. Шевченко»
Естественно-географический факультет
Кафедра физиологии и санокреатологии

А. Я. БАЧУ, Л.А. ЛИСТОПАДОВА

**ПРАКТИКУМ ПО ФИЗИОЛОГИИ: РЕГУЛЯЦИЯ
ЛОКОМОТОРНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ И
ПОДДЕРЖАНИЯ ГОМЕОСТАЗА**

ТИРАСПОЛЬ, 2025

УДК 612.014 + 816

Практикум по физиологии: регуляция локомоторной деятельности и поддержания гомеостаза. / Бачу А.Я., Листопадова Л.А. – Тирасполь: ПГУ им. Т.Г. Шевченко, 2025. – 134 с.

Учебно-практическое пособие, предназначенное для студентов бакалавриата Естественно-географического факультета. Практикум включает в себя детальное описание практических методик оценки физиологических функций, пониманию их механизмов, основанное на принципе гуманизации образования. В практикуме проиллюстрированы возможности и острая необходимость использования современного лабораторного оборудования для проведения морфофункционального мониторинга систем поддержания гомеостаза. Издание может быть также рекомендовано студентам-медикам.

Р е ц е н з е н т ы:

доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник Лаборатории репродуктивного здоровья Института физиологии и санокреатологии Молдавского государственного университета В.В. Федаш

доктор биологических наук, заведующий, профессор кафедры физиологии и санокреатологии естественно-географического факультета Приднестровского государственного университета им Т.Г. Шевченко В.А. Шептицкий

Р е к о м е н д о в а н о к и з д а н и ю

Научно-методическим Советом ПГУ им. Т.Г. Шевченко Протокол от 19 марта 2025 г. №7

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ

I. МЕТОДОЛОГИЯ ЛАБОРАТОРНОГО ТЕСТИРОВАНИЯ НЕРВНО-МЫШЕЧНОГО АППАРАТА.....	7
1.1. Техника электромиостимуляции (ЭМС).....	7
1.2. Регистрация биоэлектрической активности мышечных волокон скелетной мускулатуры (электромиография, ЭМГ).	10
1.3. Определение скорости проведения электрического стимула по двигательному нерву (моторным нервным волокнам) с помощью электронейромиографии (ЭНМГ)....	15
1.4. Определение зависимости характеристик М-ответа от силы (интенсивности) подаваемого стимула или мышечной нагрузки на основе электронейромиографии (ЭНМГ).....	23
1.5. Определение проведения возбуждения по смешанному нерву (F-ответа) на основе электронейромиографии (ЭНМГ).....	26
1.6. Определение блока проведения возбуждения стимула по нерву с помощью электронейромиографии (ЭНМГ).....	31
1.7. Определение соматосенсорной и соматомоторной рефлекторной деятельности на основе неврологического обследования.....	37
1.8. Проведение качественной и количественной оценки физиологических показателей проприоцептивной рефлекторной деятельности при локомоции.....	47
II. ЛАБОРАТОРНАЯ ОЦЕНКА МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМ ПОДДЕРЖАНИЯ ГОМЕОСТАЗА.....	55
2.1. Измерение дыхательных объемов и емкостей (спирометрия).....	55
2.2. Регистрация динамики изменений дыхательных объемов и емкостей (спирография).....	66
2.3. Определение максимального потребления кислорода (МПК, Volume O ₂ max, VO ₂ max).....	70
2.4. Определение насыщения (сатурации) кислородом периферической крови в комбинации с измерением пульса (пульсоксиметрия) (SpO ₂) в динамике физических нагрузок.	79
2.5. Тестирование деятельности сердца на основе электрокардиографии (ЭКГ).....	84
2.6. Современный метод оценки сердечной сократительной деятельности и ее регуляции на основе определения вариабельности сердечного ритма (BCP, Heart Rate Variability, HRV).....	98
2.7. Определение состава тела человека в режиме аэробных и анаэробных силовых тренировок.....	110
РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА.....	121

ПРИЛОЖЕНИЕ.....	123
Основные физиологические показатели организма зрелого индивида.....	123

ВВЕДЕНИЕ

Становление и развитие рефлекторной деятельности – это основа основ поведения индивида, в общем, его сенсорной и двигательной активности, в частности. Рефлекторная деятельность обеспечивает, прежде всего, адекватное реагирование живого объекта на различные стимулы из окружающей среды, его защиту от вредных влияний и, в конечном итоге, выживание. Становление и развитие рефлексов осуществляется до тех пор, пока организм не научится отвечать на стимулы наиболее подходящим образом.

У человека различные двигательные (моторные) акты проявляются уже с периода 15-20 недель пренатальной жизни, когда эти акты становятся необходимыми в ходе органогенеза нервно-мышечного аппарата и скелета. В первые дни своей постнатальной жизни новорожденный практически ещё не способен строго координировано контролировать сенсорную и моторную активность большей части своего тела. В ходе развития систем контроля организм обучается регулировать слаженность сократительной активности различных групп мышц, которые обеспечивают удержание и повороты головы, удержание туловища в положении сидя, а затем и в положении стоя, а также брать и удерживать рукой предметы. Такое развитие возможно благодаря обретению зрелости соматосенсорной системы на фоне развития моторных рефлекторных актов.

Становление сенсорной и моторной активности организма – это дело не одного дня, оно осуществляется постепенно. Развитие сенсорной и моторной деятельности сопровождаются формированием и закреплением определенных нейронных связей в головном мозге. Эти нейронные связи впоследствии позволяют выполнять сенсорную и моторную деятельность автоматически, бессознательно и неосмысленно. В своей работе мы опирались на теорию, разработанную в 30-40-е годы Арнольдом Джиселл (Arnold Gesell). Эта теория фундаментально описывает закономерности рефлекторного сенсорного и нервно-мышечного развития как пре-, так и в

постнатальном периодах жизни, становление различных рефлексов, практическое их тестирование, а также возможности создания адекватных окружающих условий для наилучшего развития, корректного поведения. Раскрытие механизмов структурно-функциональной консолидации нервно-мышечного аппарата, становления зрелости и адекватности рефлекторной деятельности, как сенсорной, так и моторной – это острая актуальная задача для решения в любом периоде жизни, в том числе, и в инволюционном, когда идёт угасание жизненных функций.

В периоды реабилитации после перенесённых травм и инсультов особенно актуально физиологически обоснованно провести восстановление утраченных сенсорных и моторных рефлексов. Для лучшего понимания и разработки стратегии терапии и реабилитации необходимо иметь чёткое представление о фундаментальных механизмах становления сенсорных и моторных функций организма человека.

I. МЕТОДОЛОГИЯ ЛАБОРАТОРНОГО ТЕСТИРОВАНИЯ НЕРВНО-МЫШЕЧНОГО АППАРАТА

1.1. Техника электромиостимуляции (ЭМС)

Электрическая стимуляция мышечных волокон скелетной мускулатуры – это метод, с помощью которого производится индуцирование генерирования электрических импульсов в моторных нервных волокнах (непрямая стимуляция) или непосредственно в мышечных волокнах (прямая стимуляция). Этот метод используется для различных целей: для фундаментального исследования физиологических процессов, лежащих в основе сократительной деятельности мышечной ткани; для оценки морфофункционального статуса нервных и мышечных волокон; процессов восстановления и реабилитации опорно-двигательного аппарата. В физиологии человека электрическая миостимуляция (ЭМС) занимает особое место при изучении работы нервной и мышечной систем, а также для углубленного понимания механизмов их взаимодействия.

Электрическая миостимуляция основана на способности электрического тока вызывать сокращение мышц, т.е. на базовом принципе сопряжения возбуждения и сокращения мышечных волокон. Под воздействием электрического стимула, подаваемого извне т.е. экзогенно, нервные волокна приходят в возбуждение и на их мемbrane генерируется поток потенциалов действия, которые достигая нервно-мышечного синапса (концевой пластинки), обусловливают высвобождение нейротрансмиттера (ацетилхолина), его взаимодействие с холинорецепторами и последующее генерирование потенциалов концевой пластинки и потенциалов действия. Потенциалы концевой пластинки имеют локальное значение, тогда как их суммация (временная и пространственная) приводит к генерированию потенциалов действия, которые распространяются вглубь мышечных волокон и открывают потенциалозависимые Ca^{2+} -каналы. Вход ионов Ca^{2+} в саркоплазму, фактически, уже представляет собой начало мышечного

сокращения. Электрическое явление (возбуждение мышечного волокна), основанное на генерировании потока потенциалов действия, переходит в биомеханическое явление – сокращение мышечного волокна.

Для электрической стимуляции мышечных волокон применяют различные стимулирующие электроды:

- *самоклеящиеся электроды* просты в использовании, поскольку на их поверхности уже имеется слой проводящего материала;
- *электроды из углеродной резины* крепятся к коже с помощью электропроводящего геля. Эти электроды следует размещать вдали от суставов и правильно прикреплять к коже, чтобы избежать боли и дискомфорта.

Электроды можно размещать:

Монополярно, при этом катод размещается на двигательной точке целевой мышцы, а анод проксимально на близлежащей мышце, иннервируемой тем же нервом, используется при воздействии на небольшие мышцы;

Биполярно, когда оба электрода размещаются на брюшке мышцы или один на проксимальном конце, а другой на дистальном конце мышцы.

Размер электрода зависит от размера мышцы или группы мышц, которые необходимо стимулировать, для стимуляции мышц, например, четырехглавой мышцы или подколенного сухожилия, требуются большие электроды.

Техника электрической миостимуляции (ЭМС), в частности в контексте электромиографии (ЭМГ) или исследования нервной проводимости (электронейромиографии, ЭНМГ), включает несколько последовательных этапов.

Этап 1. Подготовка испытуемого

Перед проведением процедуры исследователь должен оценить общее состояние испытуемого, выяснить наличие противопоказаний, таких как инфекции в области применения электродов, тяжелые кардиологические

заболевания, такие как аритмия (при стимуляции в области грудной клетки), наличие кардиостимуляторов или других имплантируемых медицинских устройств или острые воспалительные заболевания.

Испытуемый должен быть проинформирован о целях исследования, методах его выполнения и возможных ощущениях, а также дать согласие на выполнение процедуры.

Во время проведения исследования, испытуемый должен удобно сидеть таким образом, чтобы обеспечить расслабление мышц, что необходимо для более легкой стимуляции мышц. Затем следует осмотреть кожу, чтобы убедиться в отсутствии ссадин и травм. Кожа в области, где будут установлены электроды, очищается от загрязнений и жировых отложений (иногда используется специальный гель или спиртовой раствор). Это необходимо для обеспечения хорошего контакта с электродами и минимизации сопротивления току.

В зависимости от типа исследования экспериментатор выбирает места для установки электродов. Это может быть область мышц, периферических нервов или спинного мозга.

Этап 2. Установка электродов

Электроды подключаются к источнику тока, который будет генерировать импульсы.

Поверхностные электроды накладываются на кожу в районе исследуемых мышц или нервов. Они обычно прикрепляются с помощью kleящей ленты или геля для лучшего контакта с кожей.

Игольчатые электроды используются для более глубокого исследования. Они вводятся в ткани непосредственно для оценки работы отдельного мышечного волокна.

Электроды соединяются с устройством, которое будет подавать электрические импульсы – электростимулятором. Устройство должно быть настроено на соответствующую частоту, амплитуду и длительность импульсов в зависимости от целей и задач исследования.

Частота и длительность импульсов зависят от типа теста и задачи исследования. Например, для измерения скорости проведения импульсов по нерву могут использоваться короткие, но интенсивные импульсы.

Параметры тока:

Частота – это количество импульсов в единицу времени (секунду), например, применяем частоту подаваемого стимула 20-50Гц.

Длительность импульса (микросекунды) для мелких мышц составляет примерно 150-200 мс, а для крупных мышц – 200-300 мс.

Время разгона не менее 2 секунд.

Электрический стимул подается на выбранные участки (нервы, мышцы или их группы). Ответ мышц на ЭМС фиксируется с помощью датчиков или регистрирующих электродов для ЭМГ. Регистрируются параметры, такие как сила сокращения, время сокращения и частота. Система может также измерять амплитуду мышечных сокращений, что помогает определить эффективность нервно-мышечной передачи. После проведения ЭМС и регистрации ЭМГ данные подвергаются детальному анализу с помощью программного обеспечения, что выгодно отличает оцифрованные результаты регистрации от записей на бумаге.

ЭМС должна проводиться с осторожностью для избегания нежелательных последствий, таких как перегрузка мышц или нервов. Важно правильно выбрать параметры подаваемых стимулов, предотвратив болевые ощущения и повреждения тканей. Это также требует тщательного контроля над состоянием испытуемого и обязательного соблюдения стандартов безопасности.

1.2. Регистрация биоэлектрической активности мышечных волокон скелетной мускулатуры (электромиография, ЭМГ)

Локомоторные функции, обеспечивающие перемещение организма, направлены на удовлетворение базовых потребностей: питание, размножение и выживание. Они реализуются посредством сокращения скелетных мышц,

которые в отличие от гладких мышц, являются
произвольными.

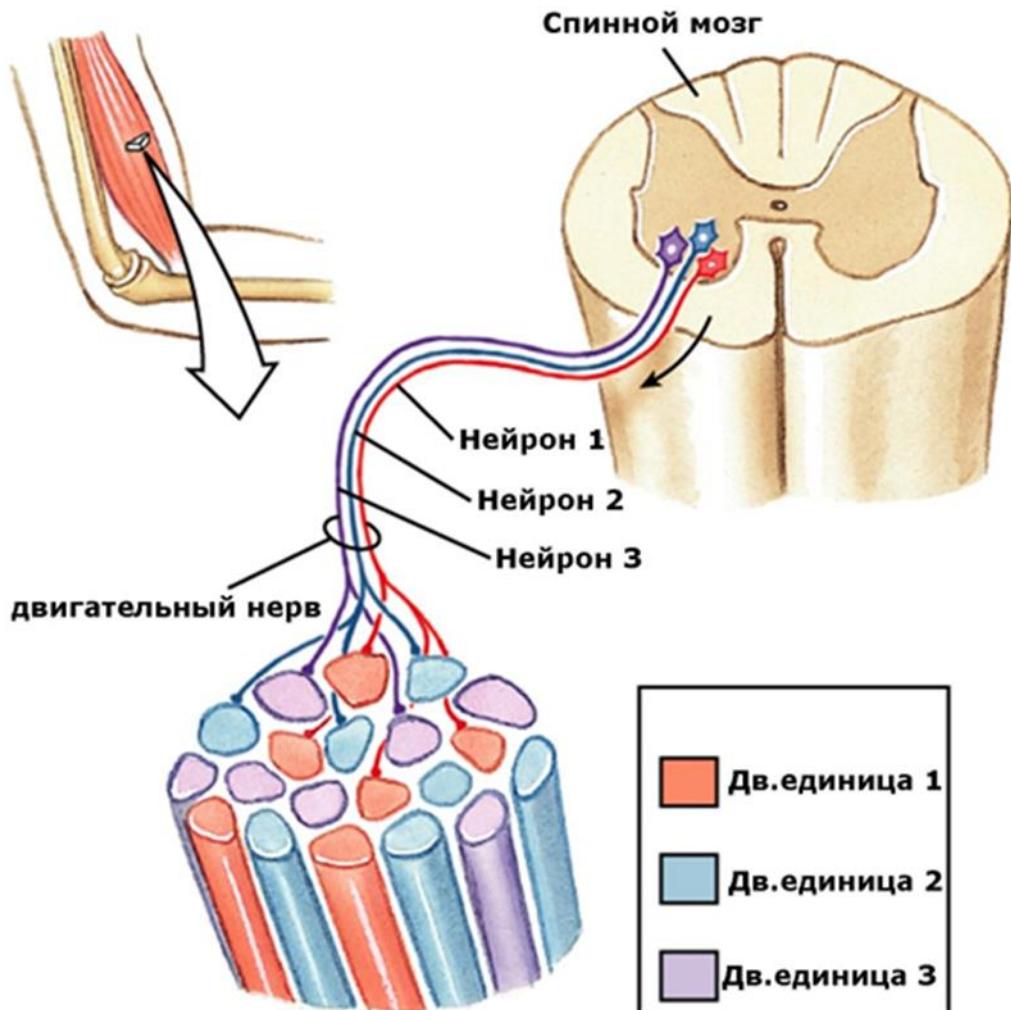


Рисунок 1. Нервно-мышечный аппарат на клеточном уровне
(мотонейроны и мышечные волокна, иннервируемые ими, составляющие
определенные двигательные единицы)

Работа любой мускулатуры невозможна без поступившего сигнала-команды к действию. Этот сигнал-команда поступает на мышечную клетку (волокно) от двигательного нейрона (мотонейрона) (Рис. 1). Передача сигнала от мотонейрона на мышечную клетку производится через специальную структуру – нервно-мышечный синапс (концевую пластинку или бляшку) (Рис. 2). Концевая пластинка адаптирована к выполнению своей функции, поэтому имеет некоторые особенности. Концевая пластинка локализуется в нервном окончании мотонейрона, образует плотный контакт с

мышечным волокном, уплощена, мембрана в области контакта имеет инвагинации. Такие структурные приспособления увеличивают площадь взаимодействия нервной и мышечной клетки. Пластиинка также включает в себя множество пузырьков (везикул), каждая из везикул содержит порцию (квант) нейротрансмиттера. В нервно-мышечном синапсе в качестве нейротрансмиттера используется ацетилхолин.

Мышечные клетки тоже устроены характерным образом адаптировано к своей главной функции – сокращению, а путем сокращения перемещению частей тела, сокращению сосудов, стенок органов, желез. Прежде всего, клетка имеет вытянутую (нитевидную) структуру. Нити (фибриллы) собираются в пучки. Такое нитевидное строение наблюдается на тканевом, клеточном и молекулярном уровнях.



Рисунок 2. Нервно-мышечный синапс (концевая пластинка или бляшка) позволяет осуществить сопряжение возбуждения с сокращением

Так, мышечное веретено состоит из пучков волокон, пучок включает мышечные волокна, мышечные волокна – миофибриллы, а миофибриллы состоят из нитеобразных молекул белков (миофиламентов). Мышечные волокна, прежде всего, являются возбудимыми клетками, поэтому их мембрана (сарколемма) имеет электрический заряд или разность потенциалов: снаружи + (плюс), а внутри – (минус). Это и позволяет использовать электромиографию для фундаментального исследования биоэлектрической активности скелетной мускулатуры.

Электромиография (*ЭМГ*) представляет собой исследование биоэлектрической активности скелетной мускулатуры в состоянии покоя и при осуществлении сократительной мышечной деятельности.

Электронейрография (*ЭНГ*) или *электронейромиография* (*ЭНМГ* – это метод оценки скорости проведения электрического сигнала по нервам. Современный алгоритм электронейромиографического исследования включает в себя, как правило, оба метода.

Процедура ЭМГ проводится в положении лежа или сидя, но современное оборудование позволяет выполнять регистрацию и в режиме реального времени при осуществлении двигательной активности. Прежде всего, на основании анатомических особенностей нервно-мышечного аппарата мы делаем разметку точек наложения регистрирующих и стимулирующих электродов, используя миллиметровую ленту и маркер. Для обеспечения снятия биоэлектрической активности мускулатуры на кожу испытуемого в области локализации мышцы верхних, нижних конечностей или туловища накладываем поверхностные электроды электромиографа. В практике используется также и ЭМГ лицевой мимической мускулатуры для идентификации мимики. Предварительно кожу в местах наложения электродов обрабатываем специальным гелем, который уменьшает кожное сопротивление (кожный импеданс), т.е. повышает электропроводность.

Можно также использовать погружаемые в мышцу (игольчатые) электроды. Конструкция электродов периодически совершенствуется с

целью обеспечения хорошего контакта с кожей, их миниатюрности и мобильности. Снимаемые с помощью электродов биопотенциалы отводятся системой проводов на усилитель, оцифрователь и на регистрирующий прибор или ПК. Специальное программное обеспечение позволяет принимать сигналы, накапливать и обрабатывать (Рис. 3). Представленные на мониторе колебания (осцилляции) от каждого из отведений имеют вид синусоиды и носят название – электромиограмма, а сама процедура регистрации, соответственно – электромиография (ЭМГ) (Рис. 4).



Рисунок 3. Общий вид установки, обеспечивающей регистрацию ЭМГ на нижней конечности во время физической мышечной нагрузки и результат записи: электромиограмма мышц (*vastus lateralis* и *tibialis anterior*, латеральная широкая мышца бедра и передняя большеберцевая мышца)

Итак, мы получаем детальную запись колебаний (осцилляций) биоэлектрической активности мышечных волокон во времени. ЭМГ

выполняем вначале в состоянии покоя, а затем при осуществлении сократительной деятельности мышцы.

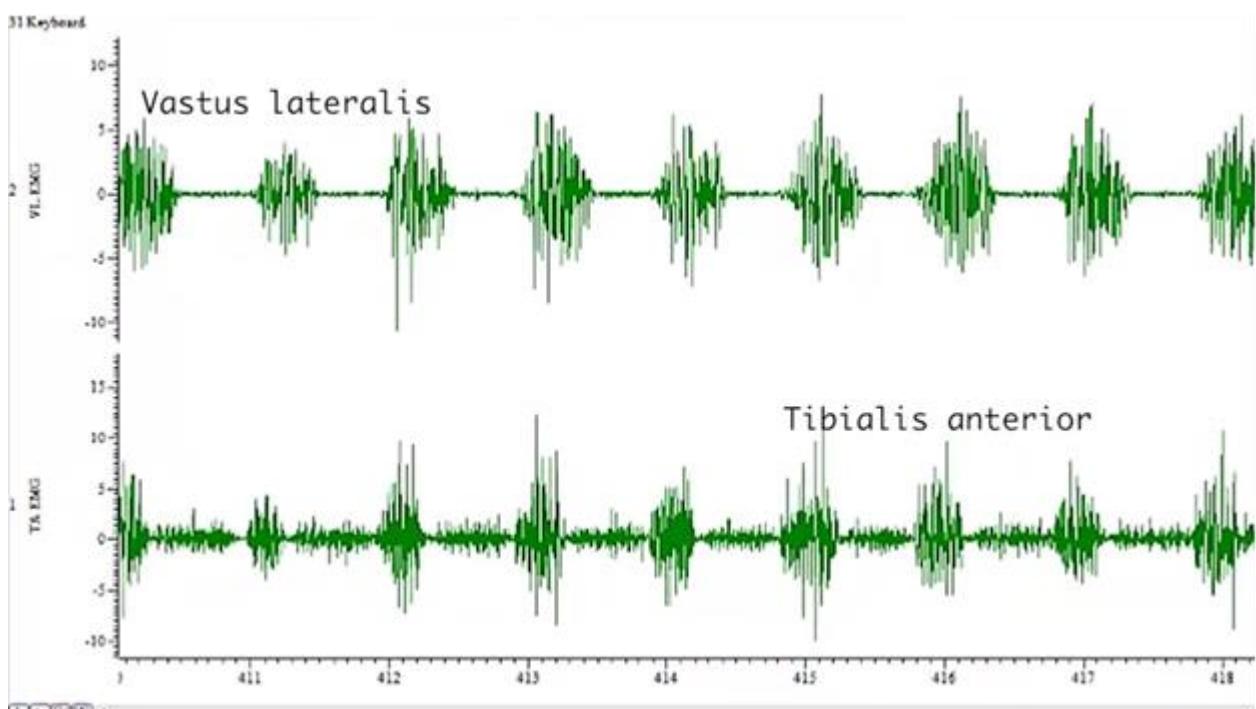
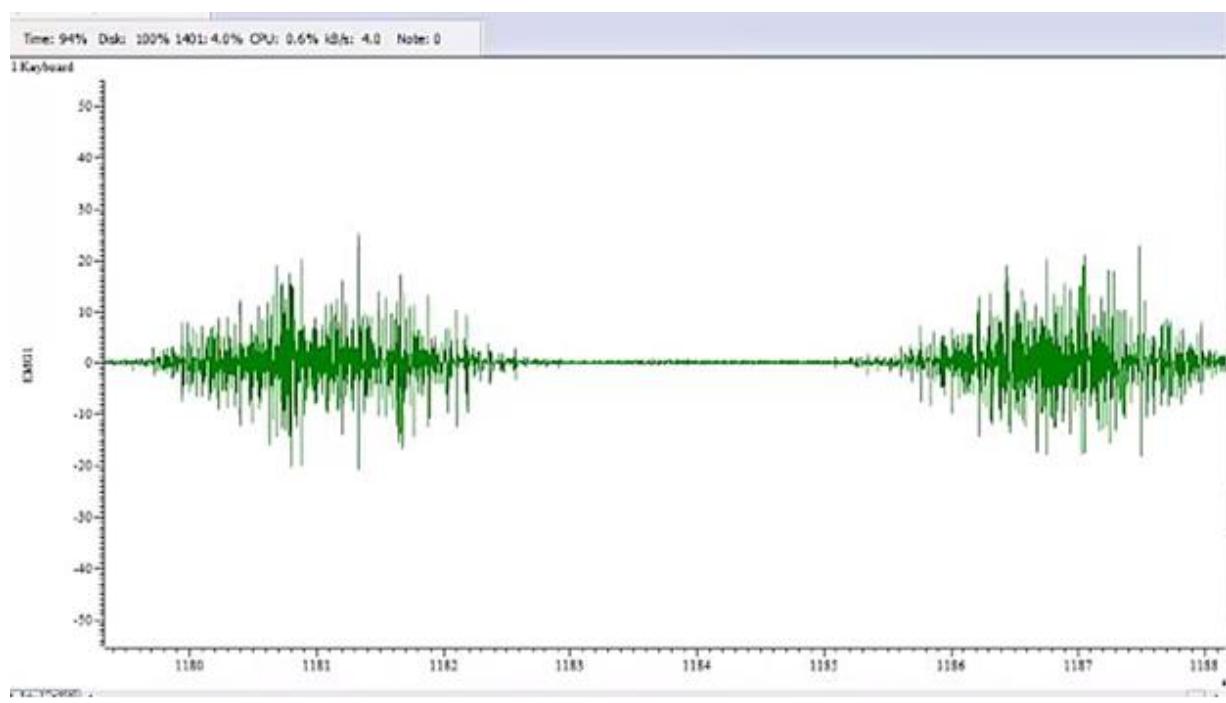


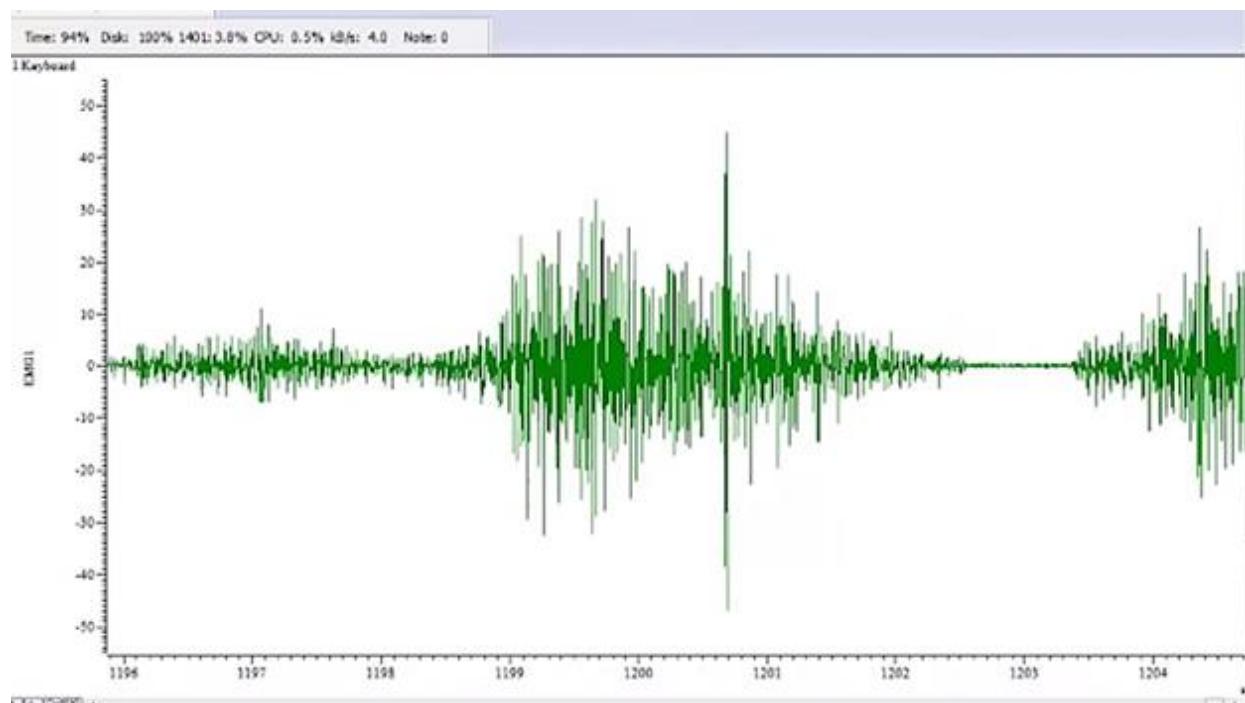
Рисунок 4. Результат биоэлектрической активности мускулатуры нижней конечности (ЭМГ мышц: vastus lateralis и tibialis anterior)

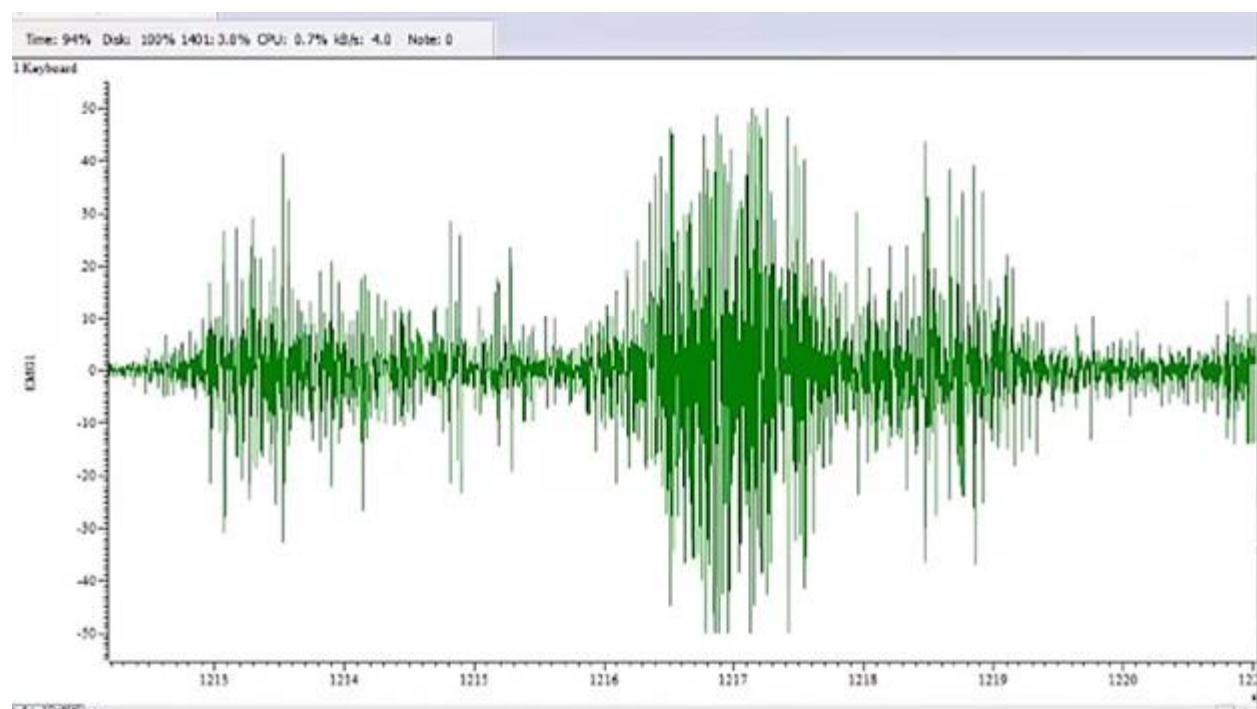
Регистрируемые осцилляции (колебания) проявляются пачками. Каждая пачка соответствует сокращению мускулатуры, за которой следует расслабление. Каждое колебание характеризуется двумя физическими величинами: частотой и амплитудой. По этим параметрам можно достоверно судить и о мышечной деятельности и выполнять качественный и количественный анализ ЭМГ. В спортивных тренировках это имеет исключительно важное значение. Более того, ЭМГ является незаменимой диагностической процедурой при повреждениях, вызванных травмами, и при реабилитации.

В результате получаем записи ЭМГ при работе бицепса (верхняя конечность) при подъеме гантелей с возрастающей массой, мышц бедра и голени при работе на велоэргометре (Рис. 4, Рис. 5)

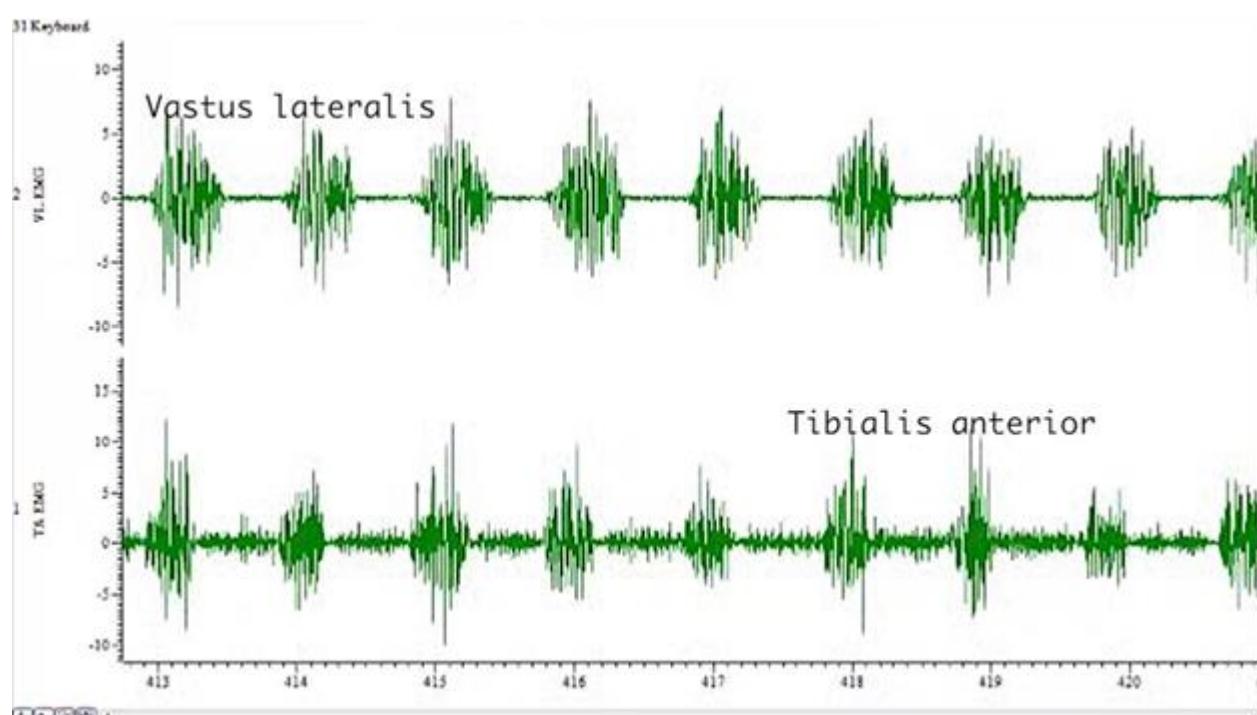


A





Б



Г

Рисунок 5. Результаты записи ЭМГ бицепса при возрастающей нагрузке (А, Б, В), мышц бедра и голени при работе на велоэргометре (Г)

Запись имеет вид выраженных пачек, которые соответствуют периодам сокращения, при увеличении нагрузке амплитуда и частота колебаний ЭМГ возрастает.

1.3. Определение скорости проведения электрического стимула по двигательному нерву (моторным нервным волокнам) с помощью электронейромиографии (ЭНМГ)

Электромиография (ЭМГ) представляет собой исследование биоэлектрической активности скелетной мускулатуры в состоянии покоя и при выполнении сократительной мышечной деятельности. Электронейрография (ЭНГ) это метод оценки скорости проведения электрического сигнала по нервам. Современный алгоритм электронейромиографического (ЭНМГ) исследования включает, как правило, оба метода.

ЭНМГ является информативным методом для проведения функциональных проб нервно-мышечного аппарата при спортивных тренировках, а также для диагностики поражений периферических нервов. ЭНМГ также применяется при исследовании супрасегментарных пирамидных и экстрапирамидных моторных трактов. ЭНМГ проводится и с целью контроля эффективности реабилитации или проводимого лечения.

Полноценная двигательная (моторная) активность организма осуществляется на основе сопряжения возбуждения и сокращения скелетной мускулатуры. При нарушении проводимости (кондуктивности) моторных нервных волокон это сопряжение нарушается. ЭНМГ является незаменимым методом исследования, которое позволяет установить причину и точную локализацию нарушения нервной импульсации по моторным волокнам того или иного периферического нерва. Для формирования чёткого представления о принципах ЭНМГ необходимо ознакомиться с морфологическими и физиологическими особенностями нервно-мышечного аппарата исследуемой части тела (верхние и/или нижние конечности) (Рис. 6 Б). Скелетная мускулатура получает сенсорную (чувствительную) и моторную (двигательную) иннервацию. Все тело подразделяется в соответствии с иннервацией на дерматомы и миотомы и может быть представлено в виде

карты (Рис. 7). Выполняя лабораторные исследования нервно-мышечного аппарата, мы строго учитываем карту дерматомов и миотомов. Использование карты даёт нам возможность идентифицировать локализацию нервного центра, который осуществляет иннервацию исследуемой нами мышцы. Например, мышцы, которые обеспечивают движения пальцев кисти (большого, указательного, среднего и частично безымянного) иннервируются срединным нервом (n. medianus). Нервные центры локализованы в сегментах C5-T1, т.е. здесь обнаруживаются мотонейроны, проецирующие свои аксоны на периферию к мускулатуре. Срединный нерв исходит из плечевого сплетения, которое включает в себя латеральный (боковой) и медиальный (средний) отделы (канатики или шнуры) (Рис. 6 А). Срединный нерв вместе с мышцами, которые он иннервирует, представляет хорошую модель нервно-мышечного аппарата для определений скорости проведения нервного импульса. Более того, этот аппарат часто претерпевает повреждения и нуждается в точной диагностике.

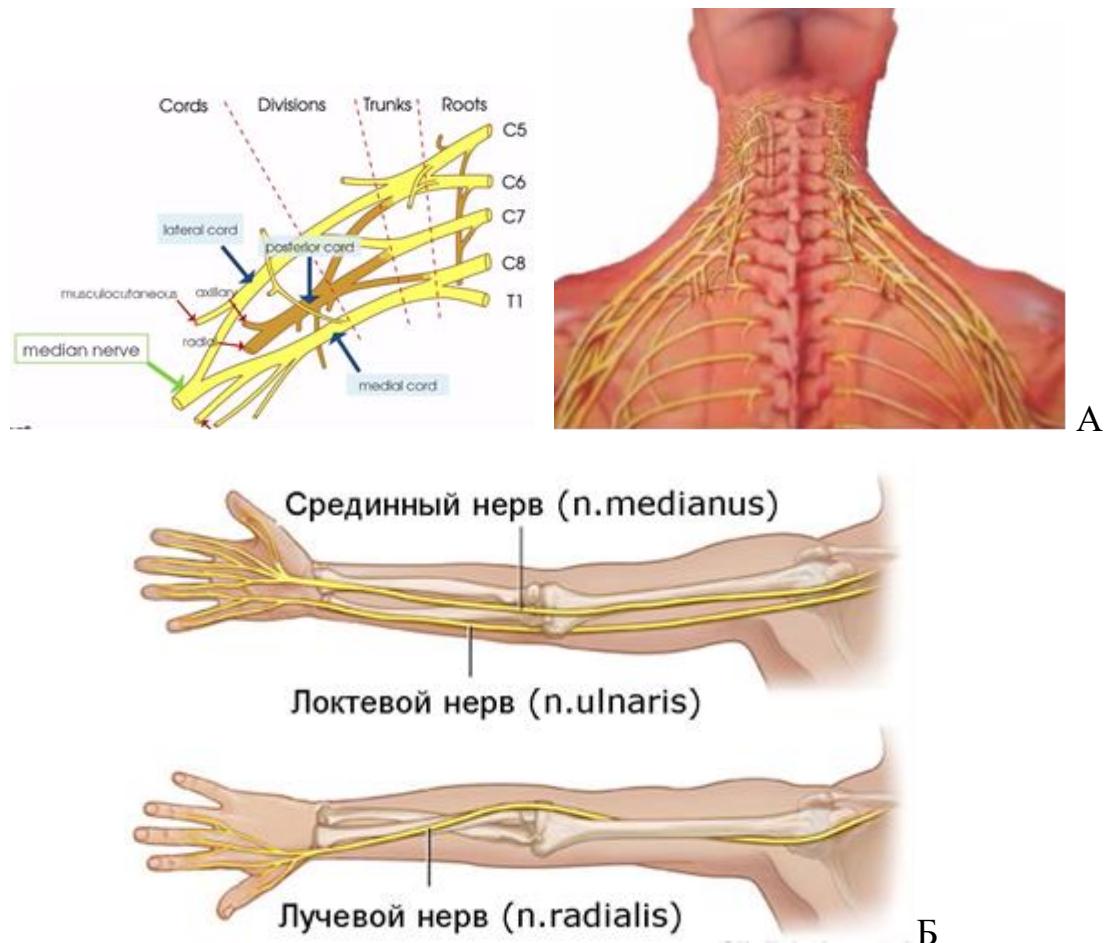


Рис. 6. Нервно-мышечный аппарат на примере срединного нерва и иннервируемой мускулатуры верхней конечности.

А – плечевое сплетение; Б – путь срединного, локтевого и лучевого нервов.

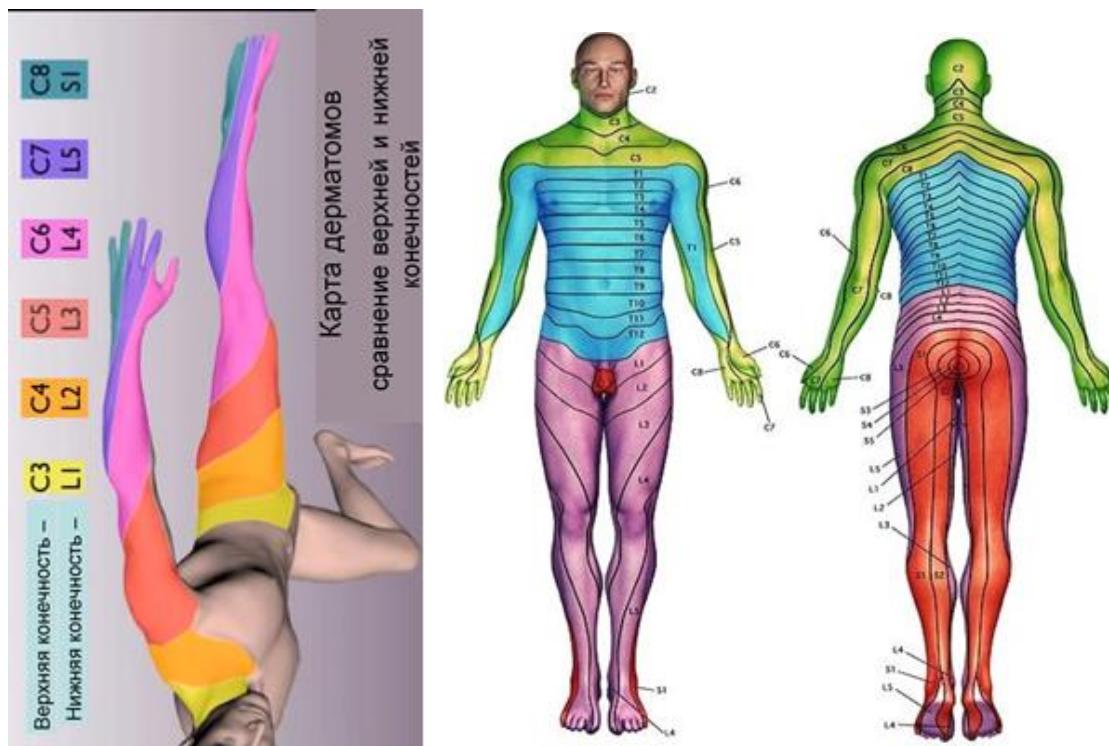


Рис. 7. Карта дерматомов, локализация области сенсорной иннервации

При выполнении ЭНМГ регистрирующие электроды позволяют снять и измерить интегрированный потенциал действия нервных волокон в нерве, расположенных проксимально (от сенсорных волокон) или локализованных дистально (моторных волокон в смешанном сенсорно-моторном нерве).

ЭНМГ позволяет выполнить:

- регистрацию и анализ параметров вызванных потенциалов (ВП) мышцы и нерва (латентного периода, формы, амплитуды и продолжительности ВП);
 - определение числа функционирующих моторных (двигательных) единиц;
 - определение скорости проведения импульса (СПИ) по сенсорным и моторным волокнам периферических нервов;

- расчёт коэффициентов (сенсорно-моторного, краинокаудального, асимметрии и отклонения от нормы).

Процедура ЭНМГ проводится в положении лежа или сидя. Прежде всего, на основании анатомических особенностей нервно-мышечного аппарата мы делаем разметку точек наложения регистрирующих и стимулирующих электродов, используя миллиметровую ленту и маркер (Рис. 8). Для обеспечения снятия биоэлектрической активности мускулатуры на кожу испытуемого в области локализации мышцы (например, короткой мышцы, отводящей большой палец кисти, *musculus abductor pollicis brevis*) накладываем поверхностные электроды электромиографа. Предварительно кожа в местах наложения электродов обрабатывается специальным гелем, который уменьшает кожное сопротивление (кожный импеданс), т.е. повышает электропроводность. Обязательно используем заземление и отключаем приборы, излучающие электромагнитные волны. Можно также использовать погружаемые в мышцу (игольчатые) электроды. Конструкция электродов периодически совершенствуется для обеспечения хорошего контакта с кожей, их миниатюрность и мобильность. Снимаемые с помощью электродов биопотенциалы отводятся системой проводов на усилитель и на регистрирующий прибор или ПК. Специальное программное обеспечение позволяет принимать сигналы, накапливать и обрабатывать (Рис. 9). Представленные на мониторе колебания (осцилляции) от каждого из отведений имеют вид синусоиды и называются – электромиограмма, а сама процедура регистрации, соответственно – электромиография (ЭМГ). Итак, мы получаем детальную запись изменяемости биоэлектрической активности мышечных волокон во времени. Затем расположение электродов можно менять и использовать при этом кольцевые электроды, крепящиеся на пальцах с помощью зажимов. На электрод подаются электрические сигналы, которые передаются на нерв (сенсорный, моторный или смешанный). Передача электрического стимула на моторные нервные волокна вызывает распространяющееся по ним возбуждение, которое затем передаётся на

мышечные волокна. Возбуждение мышечных волокон, как известно, сопряжено с мышечным сокращением. Так, серия электрических явлений трансформируется в механическое явление – мышечное сокращение. Время распространения сигнала по нерву к мышце регистрируется с точностью до миллисекунд, благодаря технике электронейромиографии. Применив расчетную формулу, мы расчетным путем получаем скорость распространения импульса по нерву.

В отмеченных маркером точках наложения электродов по ходу нерва подаём стимулы с помощью биполярного стимулирующего электрода. На мониторе обнаруживаем ответную моторную рефлекторную реакцию (М-ответ). Получив регистрацию колебания во времени интегрированной биоэлектрической активности мышцы в виде М-ответа, мы можем измерить латентный период ответа, его амплитуду, т.е. высоту волны колебания (Рис. 10).

М-ответ – интегрированный потенциал действия, возникающий в мышце при электрическом раздражении моторных волокон двигательного нерва. Максимальную амплитуду и площадь М-ответ имеет в зоне распределения концевых пластинок (в двигательной точке), т.е. в области контакта нервного волокна с мышечным волокном.

Двигательная точка – проекция на кожу зоны концевых пластинок нерва. Двигательная точка обычно располагается на самом выпуклом участке (брюшке) мышцы.

Латентное время М-ответа – отрезок времени с момента подачи стимула до начала ответной реакции мышцы (выражается в миллисекундах, мс).

Далее процедуру каждый раз повторяем, меняя точки приложения стимулирующего электрода по ходу срединного нерва. Обнаруживаем, что при отдалении от мышцы латентное время М-ответа увеличивается, а амплитуда снижается (Рис. 11).

Исследование проведения по сенсорным волокнам (антидромная методика)

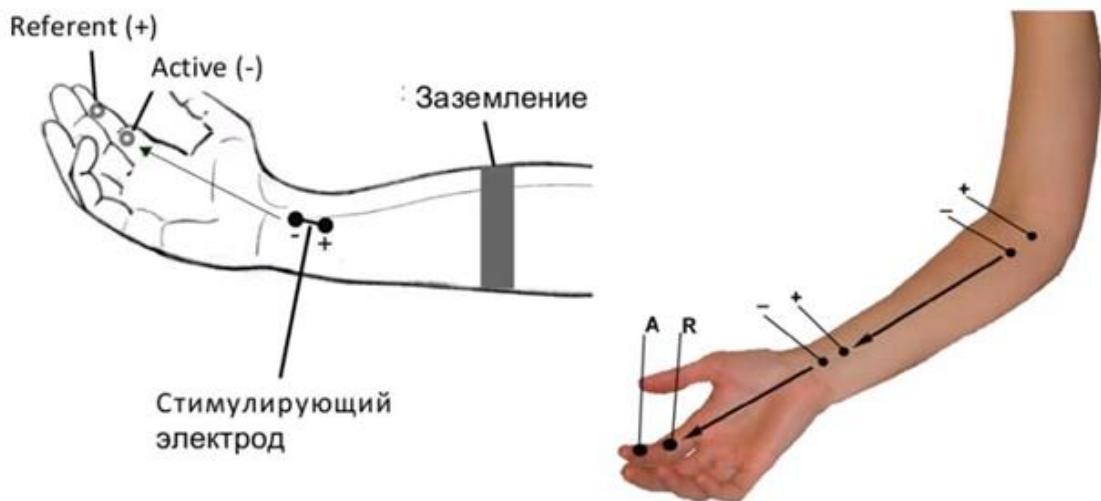


Рисунок 8. Схема наложения референтного и активного электродов, а также точек приложения стимулирующего электрода.

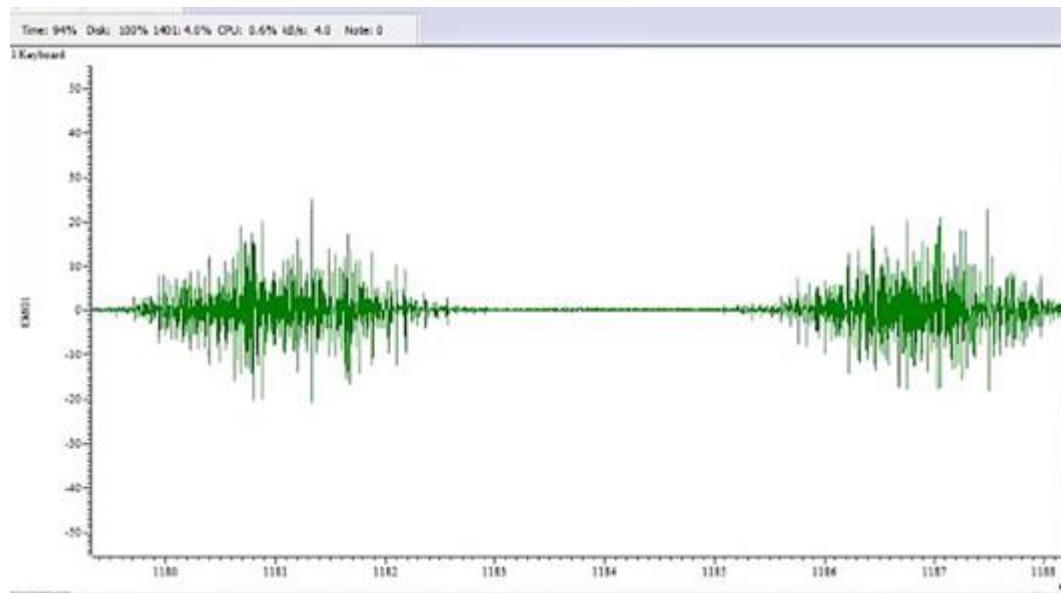


Рисунок 9. Виды используемых электродов, интерфейс компьютерной программы.

Регистрация М-ответа

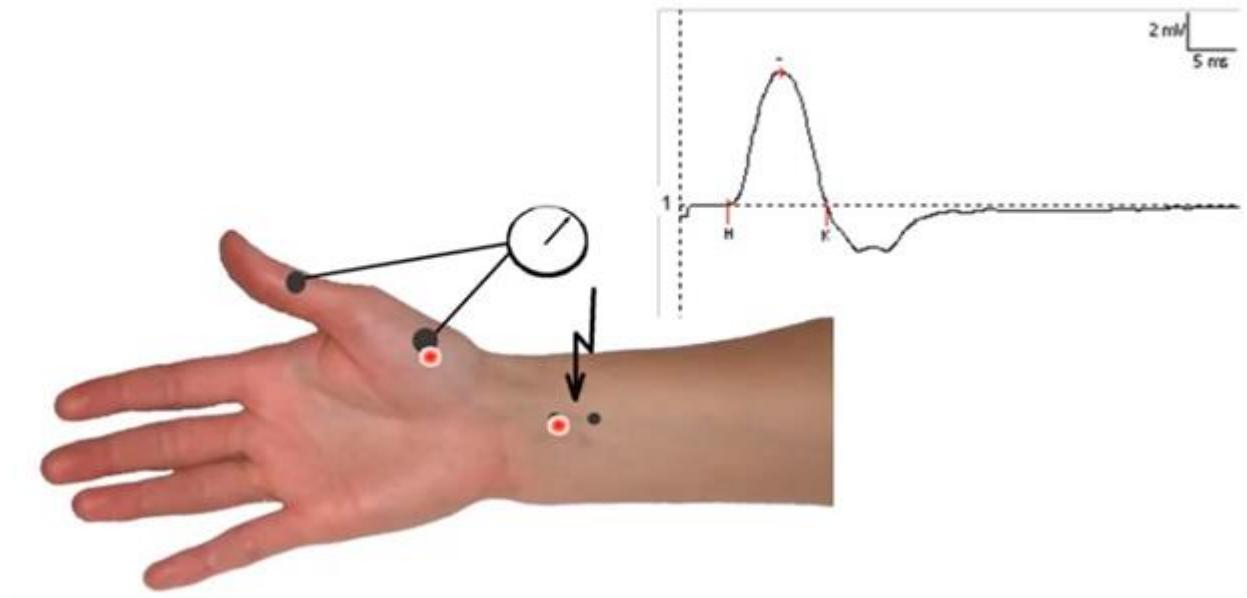


Рисунок 10. Точки приложения регистрирующего и стимулирующего электродов (справа: характерный вид волны М-ответа).

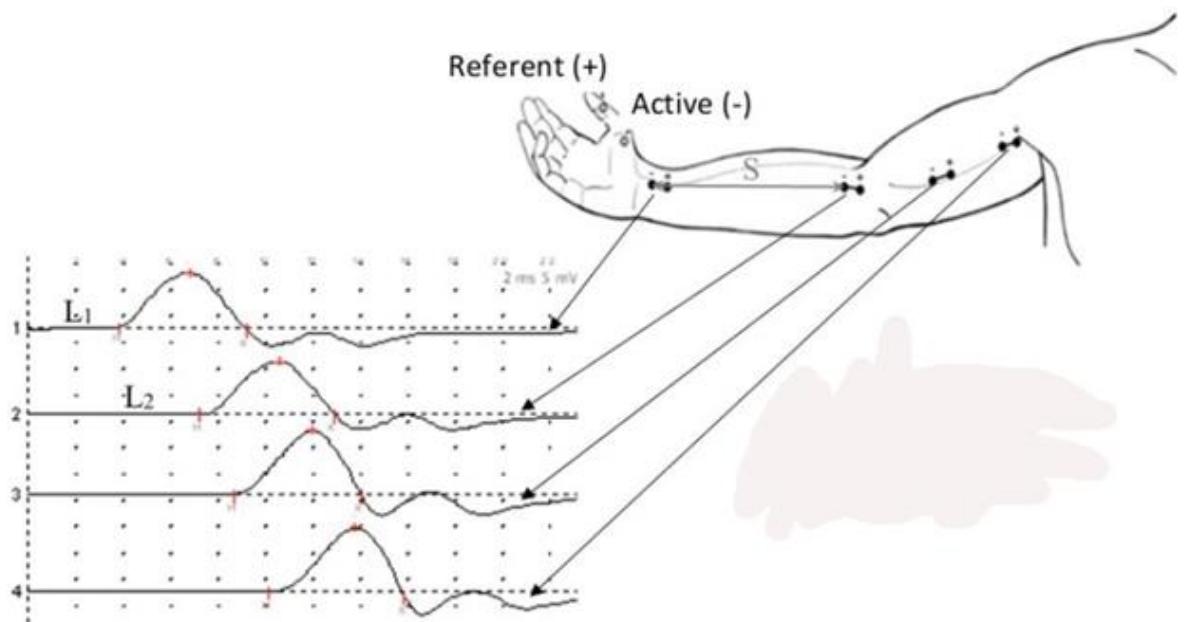


Рисунок 11. Удлинение латентного периода М-ответа по мере удаления от мышцы.

Выполняем расчёт скорости распространения возбуждения по моторным нервным волокнам. В применяемой формуле:

$$V = S/L2-L1; \text{ (м/с)}$$

где V – скорость распространения возбуждения по нерву; S – разность расстояний, выраженная в миллиметрах (мм), между двумя точками приложения стимулов моторных нервных волокон; L1 – латентный период при стимуляции в 1-й точке приложения стимулирующего электрода; L2 – латентный период при стимуляции во 2-й точке приложения стимулирующего электрода.

При проведении регистрации с сенсорных нервных волокон, выполнив деление на разность показателей времени проведения (в миллисекундах, мс), можно получить максимальную скорость проведения (в метрах в секунду, м/с). Эта величина выражает скорость распространения потенциалов действия в наиболее крупных и наиболее быстро проводящих импульсы нервных волокнах.

Согласно полученным результатам показатели проведения возбуждения по срединному нерву имели следующие величины (Таб. 1):

Таблица 1.

Показатели проведения возбуждения по срединному нерву в дистальной точке приложения

Показатели	Верхняя конечность	Нижняя конечность
Амплитуда М-ответа (мВ)	3,78±2,3	3,86±3,5
Латентное время М-ответа (мс)	2,3±0,5	3,4±1,1
Скорость проведения возбуждения (м/с)	49,3±5,4	53,4±6,1
Порог инициации М-ответа (мА)	15,3±2,4	16,4±3,5

1.4. Определение зависимости характеристик М-ответа от силы (интенсивности) подаваемого стимула или мышечной нагрузки на основе электронейромиографии (ЭНМГ)

Физические параметры моторной рефлекторной реакции на электрический стимул характерным образом изменяются при возрастании интенсивности подаваемого электрического стимула. Это, как бы, искусственная модель нарастания возбуждения, передаваемого нервно-мышечным синапсом.

Зависимость характеристик М-ответа от интенсивности подаваемых стимулов также является хорошей исследовательской моделью и диагностическим признаком. Феномен характерной зависимости кроется в том, что акт сокращения мускулатуры представляет собой деятельность моторных единиц. Подаваемый нами стимул с нарастающей интенсивностью постепенно вовлекает в сокращение все большее количество моторных единиц, но до определённого предела. Когда предел достигнут новые моторные единицы более не вовлекаются в сокращение, тогда амплитуда М-ответов начинает снижаться.

Скелетная мышца тем и отличается от сердечной (кардиомиоцитов), что при нарастании интенсивности стимуляции вовлекается все больше моторных единиц. Тогда как кардиомиоциты сокращаются в соответствии с принципом «Всё или Ничего», т.е. все и с максимально возможной силой (Рис. 12).

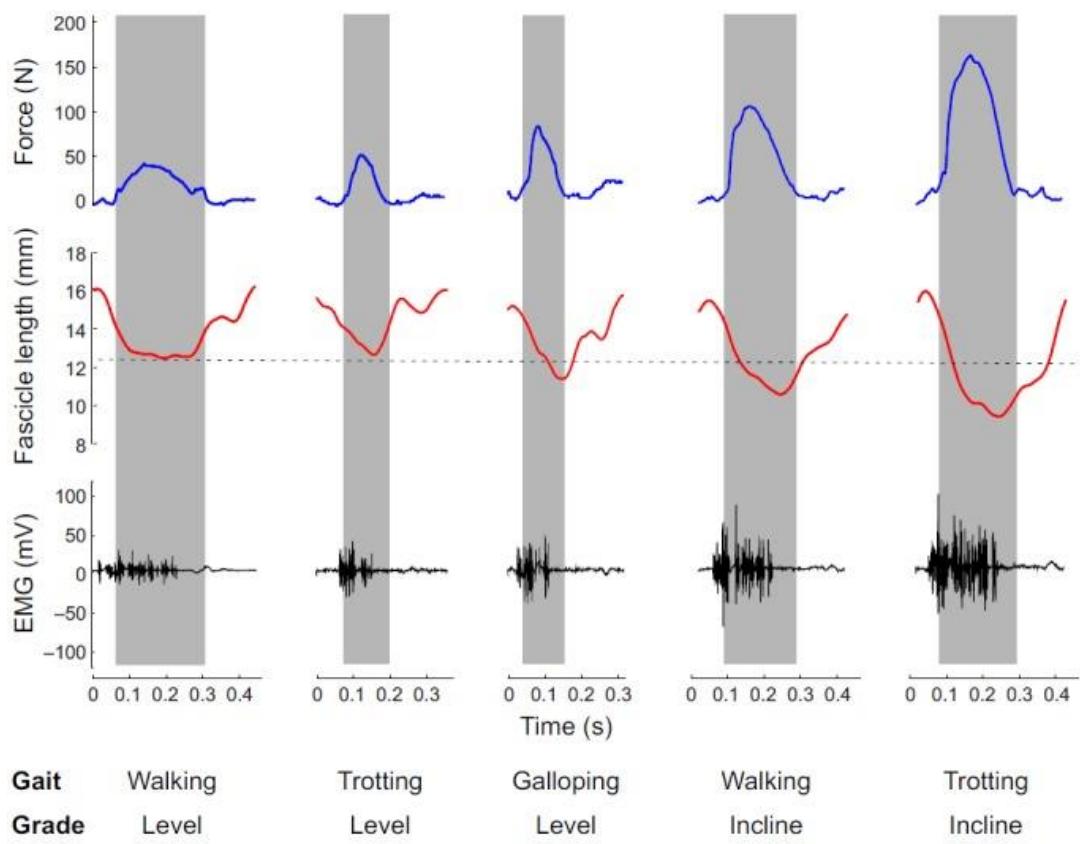


Рисунок 12. Пример вовлечения в сократительную деятельность моторных единиц при нарастании интенсивности физической мышечной нагрузки.

Процедура ЭНМГ проводится в положении лежа или сидя. Для обеспечения снятия биоэлектрической активности мускулатуры на кожу испытуемого в области локализации мышцы накладываем поверхностные электроды электромиографа. Предварительно кожа в местах наложения электродов обрабатывается специальным гелем, который уменьшает кожное сопротивление (кожный импеданс), т.е. повышает электропроводность.

В отмеченных маркером точках наложения электродов по ходу нерва подаём стимулы с помощью биполярного стимулирующего электрода. На мониторе обнаруживаем ответную моторную рефлекторную реакцию (М-ответ). Получаем регистрацию колебания во времени интегрированной биоэлектрической активности мышцы в виде М-ответа.

В разных точках приложения по ходу нерва мы подаём стимулы с нарастающей интенсивностью. Следим за изменением характеристик М-ответа (Рис. 13).

Так, серия электрических явлений трансформируется в механическое явление – мышечное сокращение с нарастающей амплитудой, но до определенного уровня.

Далее процедуру каждый раз повторяем, меняя точки приложения стимулирующего электрода по ходу срединного нерва. Обнаруживаем, что при отдалении от мышцы латентное время М-ответа увеличивается, а амплитуда снижается.

Динамика М-ответа при увеличении силы стимулирующего тока

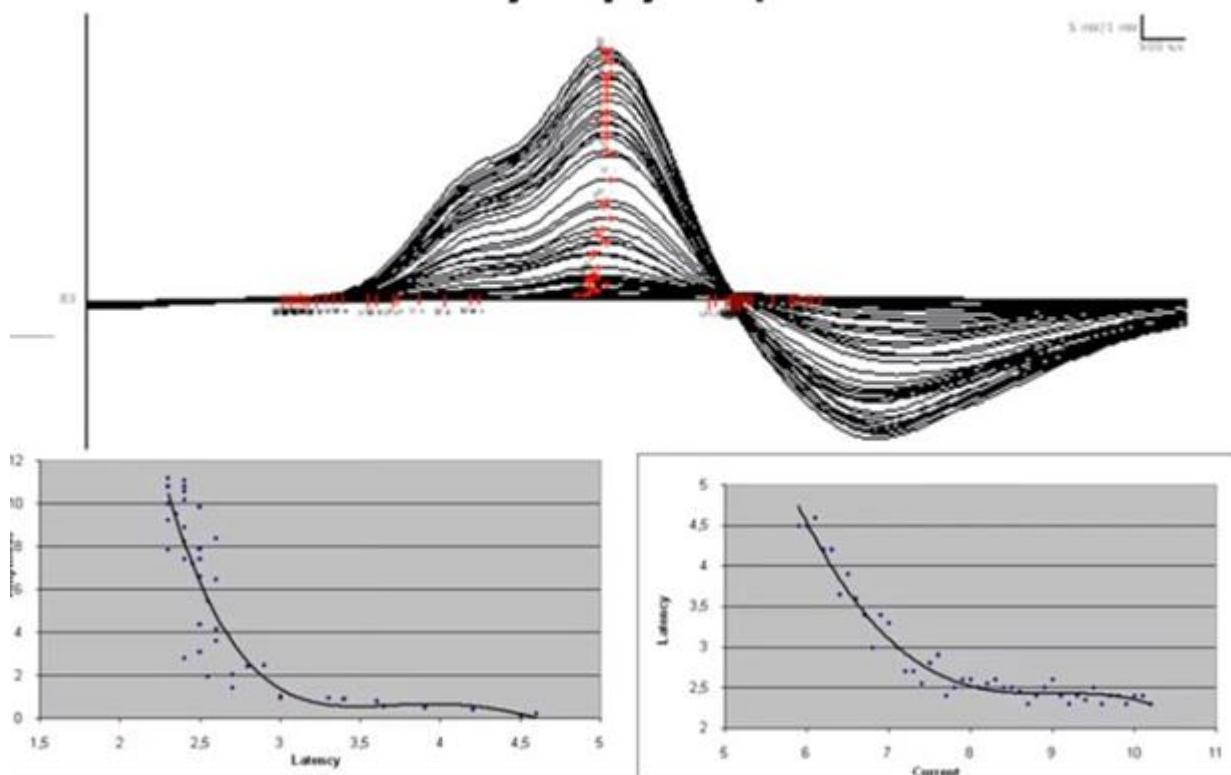


Рисунок 13. Серия М-ответов при нарастающей интенсивности подаваемых стимулов. Характерное изменение амплитуды

Интенсивность подаваемого стимула, выраженную через силу тока (mA), можем наращивать от величин 12 мА до 30-40 мА длительностью – 200 мс. В качестве ответной реакции обнаруживаем повышение амплитуды М-ответа и крутизны нарастания его амплитуды.

1.5. Определение проведения возбуждения по смешанному нерву (F-ответа) на основе электронейромиографии (ЭНМГ)

К сожалению, при лабораторных исследованиях, основанных на регистрации М-ответа, мы не получаем возможности определить характеристики проводимости нерва на участках, более близких (проксимальных) по отношению к моторному нервному центру в ЦНС, т.е. к мотонейронам, локализованным в центральных рогах серого вещества спинного мозга. Тем более, мы не имеем возможности протестировать состояние самого моторного нейрона, который генерирует импульсы, передающиеся на мышцы.

Поэтому была придумана техника регистрации и анализа, так называемого F-ответа.

F-ответ (F-волна) – это интегрированный потенциал действия моторной единицы мышцы, возникающий вслед за вызванным М-ответом, благодаря приходу собственной импульсации, генерированной мотонейроном, которая распространяется ортодромно. Эта импульсация была индуцирована стимулом, который обусловил восходящее (антидромное) распространение возбуждения по сенсорным нервным волокнам с периферии в ЦНС (спинной мозг)

Наиболее часто F-волны анализируют при исследовании срединного, локтевого, малоберцового, большеберцового нервов.

На схеме показаны нервное волокно, мотонейрон, мышца и характерный вид F-волны (справа) по сравнению с М-ответом (слева) (Рис. 14).

Механизм генерации F-волны

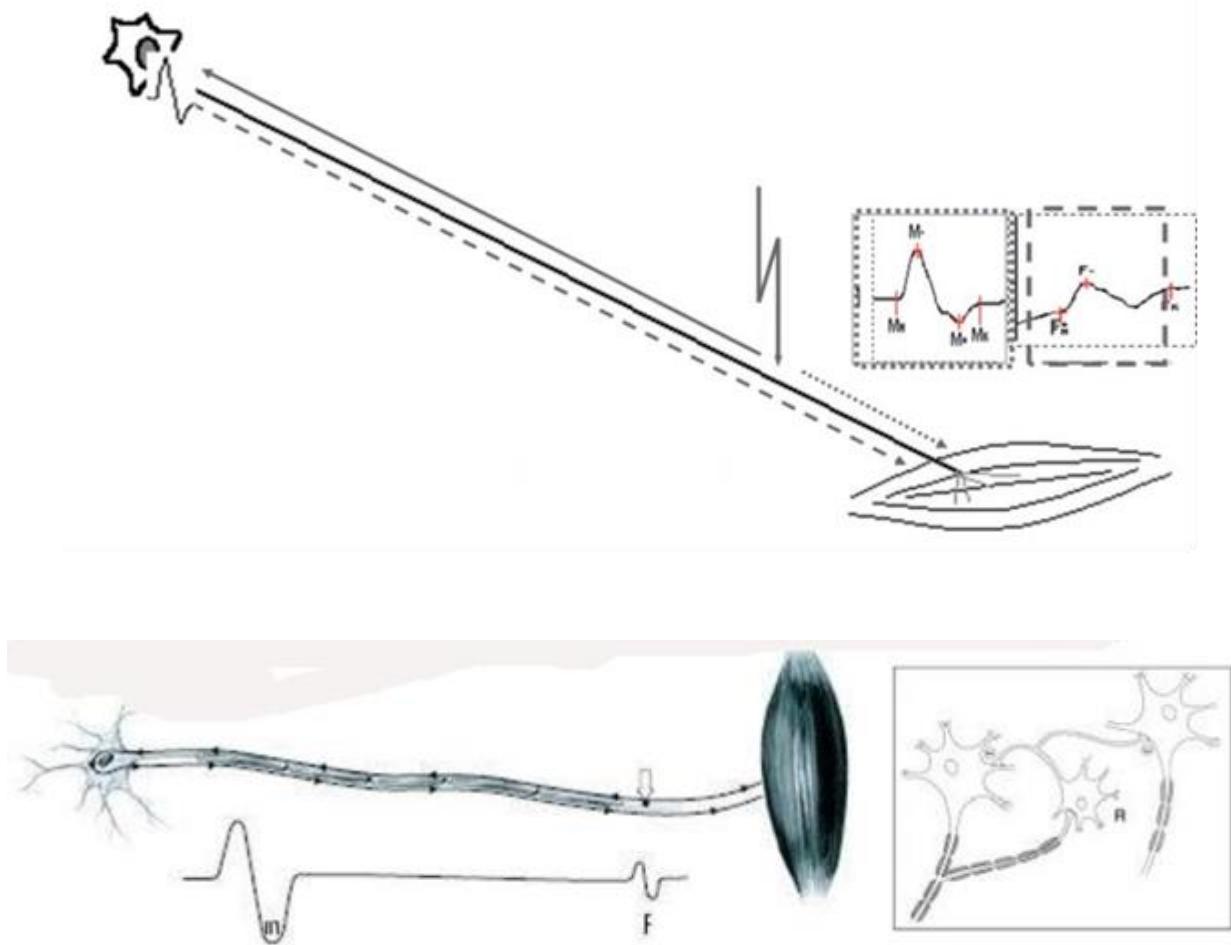


Рисунок 14. Схема, поясняющая механизм развития F-волны

При выполнении ЭНМГ регистрирующие электроды позволяют снять и измерить интегрированный потенциал действия нервных волокон в нерве, расположенных проксимально (от сенсорных волокон) или локализованных дистально (моторных волокон в смешанном сенсорно-моторном нерве).

Во многом техника регистрации F-ответа аналогична таковой при исследовании проводящей функции моторных нервных волокон. В процессе исследования моторных волокон после регистрации M-ответа в дистальной точке стимуляции переключаемся в приложение регистрации F-волны, при

тех же параметрах стимула записываем F-волны. После этого продолжаем тестирование моторных нервных волокон в остальных точках приложения электростимуляции.

Латентность измеряем, начиная от артефакта стимула до начала F-волны. Поскольку латентность зависит от длины конечности, то удобно пользоваться диапазоном скоростей распространения F-волн. Расширение диапазона скоростей в сторону низких величин указывает на замедление проведения по отдельным нервным волокнам, что может являться ранним признаком демиелинизирующего процесса. При этом часть F-волн может иметь нормальную латентность.

Применив формулу, мы расчетным путем получаем скорость распространения импульса по нерву по F-волне:

$$V = 2 \times D : (LF - LM - 1 \text{ мс}),$$

где V – скорость, определённая с помощью F-волны; D – дистанция, измеряемая от точки приложения стимула под катодом стимулирующего электрода до остистого отростка соответствующего позвонка; LF – латентность F-волны; LM – латентность M-ответа; 1 мс – время центральной задержки импульса.

В отмеченных маркером точках наложения электродов по ходу нерва подаём стимулы с помощью биполярного стимулирующего электрода. На мониторе обнаруживаем ответную моторную рефлекторную реакцию (M-ответ). Получив регистрацию колебания во времени интегрированной биоэлектрической активности мышцы в виде M-ответа, мы можем измерить латентный период ответа, его амплитуду, т.е. высоту волны колебания, а затем вслед за M-ответом генерируется F-волна, вызванная антидромным восхождением возбуждения, возбуждением мотонейрона и последующим ортодромным распространением импульсации по моторным нервным волокнам (Рис. 15).

Исследование проведения по сенсорным волокнам (антидромная методика)

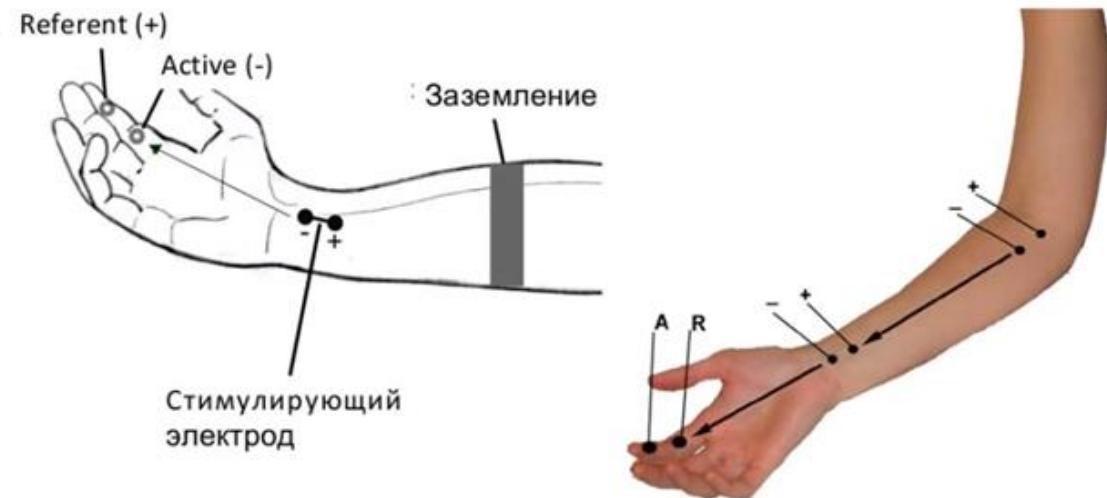
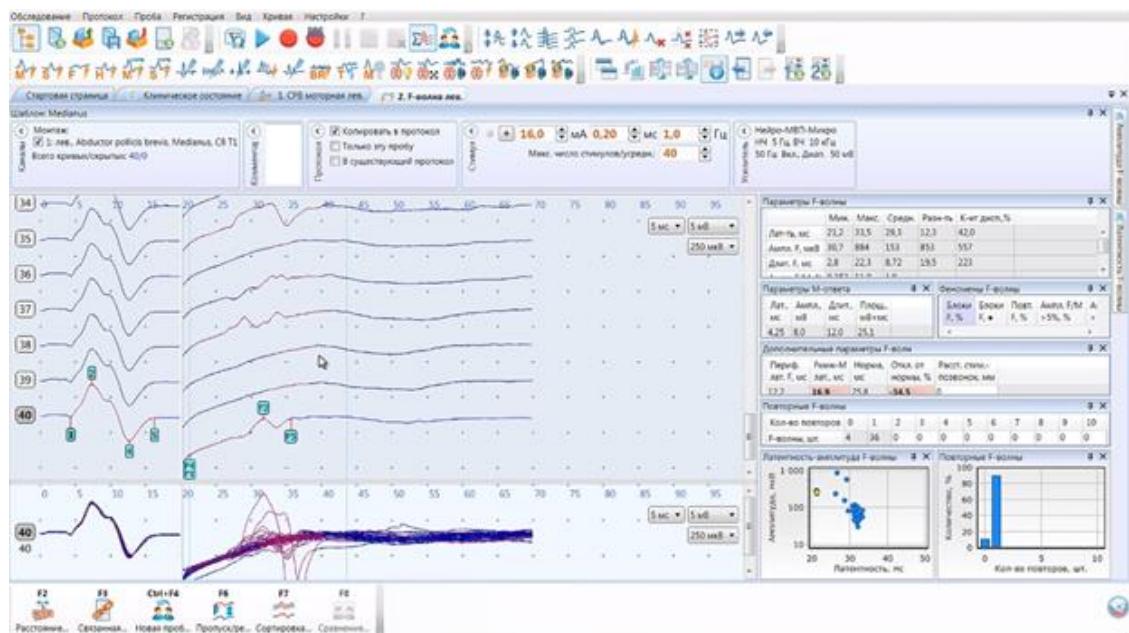


Рисунок 15. Схема наложения референтного и активного электродов, а также точек приложения катода и анода стимулирующего электрода, который индуцирует антидромное и ортодромное распространение возбуждения по нервным волокнам.



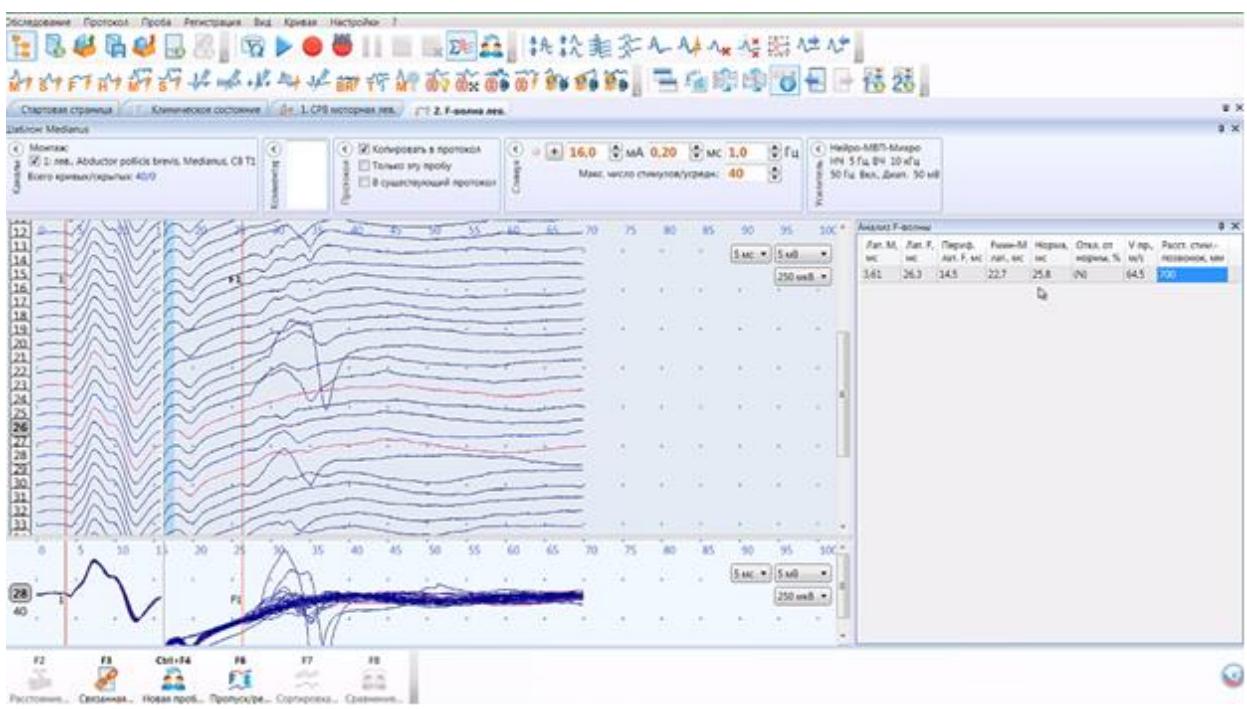


Рисунок 16. Интерфейс программы регистрации и анализа М-ответа и F-волны

Результаты анализа показывают, что F-волна имеет небольшую амплитуду (обычно до 500 мкВ).

При стимуляции периферического нерва в дистальной точке на экране монитора появляется М-ответ.

Латентность М-ответа (LM) колеблется в диапазоне: 3-7 мс.

Латентность F-волны (LF) варьирует в пределах:

26-30 мс (для нервов верхних конечностей) и

48-55 мс (для нервов нижних конечностей).

Стандартное исследование включало в себя регистрацию 20-ти F-волн (Рис. 16).

Как следует из определений, диагностически значимые показатели F-волны включают в себя:

- латентность (минимальная, максимальная и средняя);
- диапазон скоростей распространения F-волн;
- феномен «рассыпанных» F-волн (Рис. 17);
- амплитуда F-волны (минимальная и максимальная).

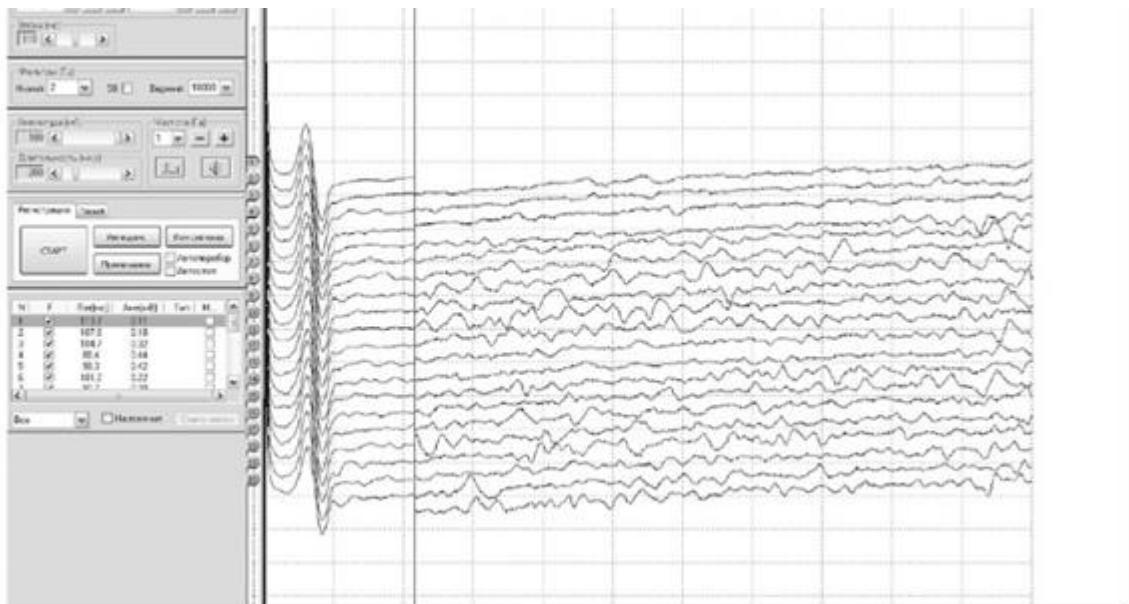


Рисунок 17. Феномен «рассыпанных» F-волн

1.6. Определение блока проведения возбуждения стимула по нерву с помощью электронейромиографии (ЭНМГ)

Периферический нерв, который осуществляет иннервацию той или иной группы скелетной мускулатуры, проходит достаточно длинный путь. На своем пути нерв и его ветви проходят осложненные участки в области суставов, связок, поэтому на этих участках часто возникают осложнения или даже повреждения (Рис. 18, Рис. 19). Особенно у индивидов систематически практикующих интенсивные спортивные тренировки и осложненные движения как по своей интенсивности, так и по сложности координации движений.



Рисунок 18. Пути периферических нервных ветвей плечевого сплетения

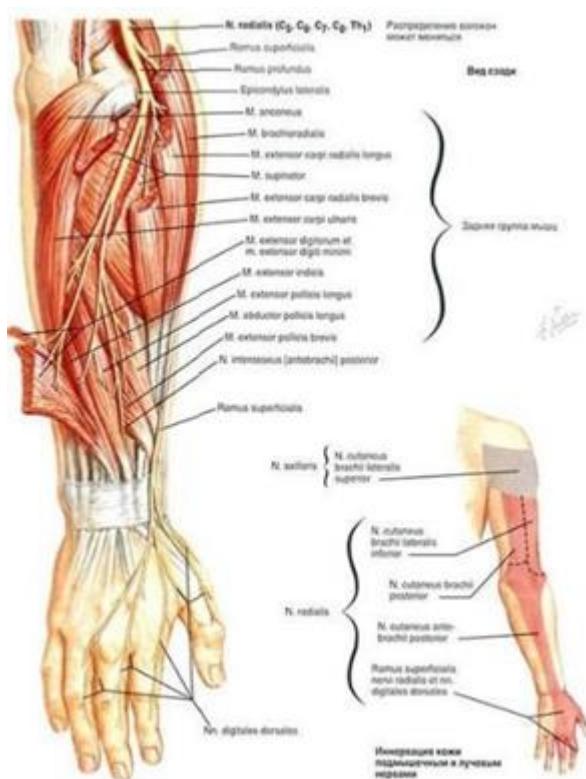


Рис. 19. Путь периферических нервов верхнего плечевого пояса
А – плечевое сплетение; Б – путь лучевого нерва (n. radialis).

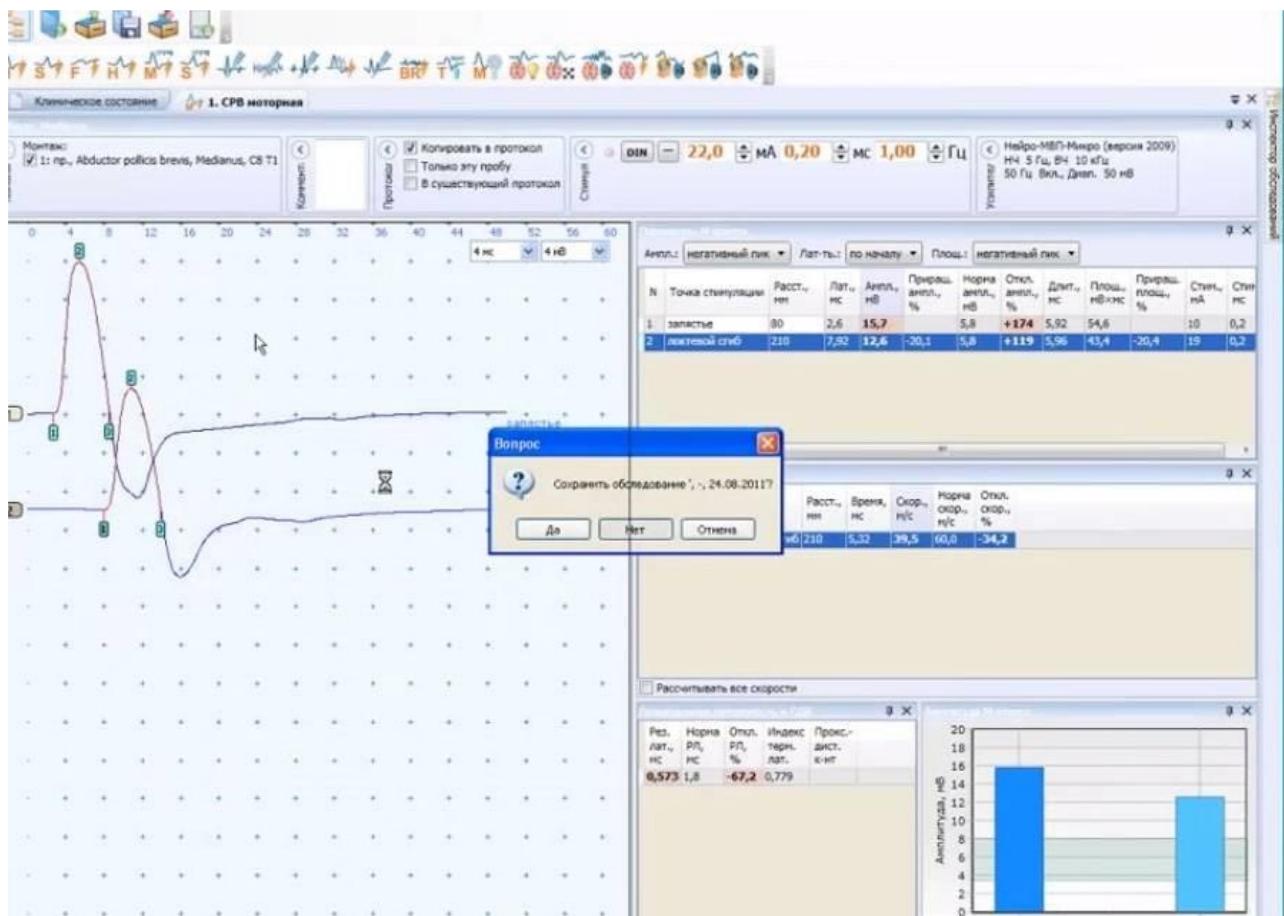
В качестве незаменимого метода диагностики блока проведения используется электронейромиография. Как известно, при выполнении ЭНМГ регистрирующие электроды позволяют снять и измерить интегрированный потенциал действия нервных волокон в нерве, расположенных проксимально (от сенсорных волокон) или локализованных дистально (моторных волокон в смешанном сенсорно-моторном нерве).

Процедура ЭНМГ проводится в положении лежа или сидя. Прежде всего, на основании анатомических особенностей нервно-мышечного аппарата мы делаем разметку точек наложения регистрирующих и стимулирующих электродов, используя миллиметровую ленту и маркер. Для обеспечения снятия биоэлектрической активности мускулатуры на кожу испытуемого в области локализации мышцы накладываем поверхностные электроды электромиографа. Предварительно кожу в местах наложения электродов обрабатываем гелем или спиртом.

Определяем латентное время в разных точках приложения стимулов. Применив расчетную формулу, мы расчетным путем получаем скорость распространения импульса по нерву.

В отмеченных маркером точках наложения электродов по ходу нерва подаём стимулы с помощью биполярного стимулирующего электрода. На мониторе обнаруживаем ответную моторную рефлекторную реакцию (М-ответ). Получив регистрацию колебания во времени интегрированной биоэлектрической активности мышцы в виде М-ответа, мы можем измерить латентный период ответа, его амплитуду, т.е. высоту волны колебания (Рис. 20)

Далее процедуру каждый раз повторяем, меняя точки приложения стимулирующего электрода по ходу срединного нерва. Обнаруживаем, что при отдалении от мышцы латентное время М-ответа увеличивается, а амплитуда снижается.



A

Блок проведения (n.Ulnaris)

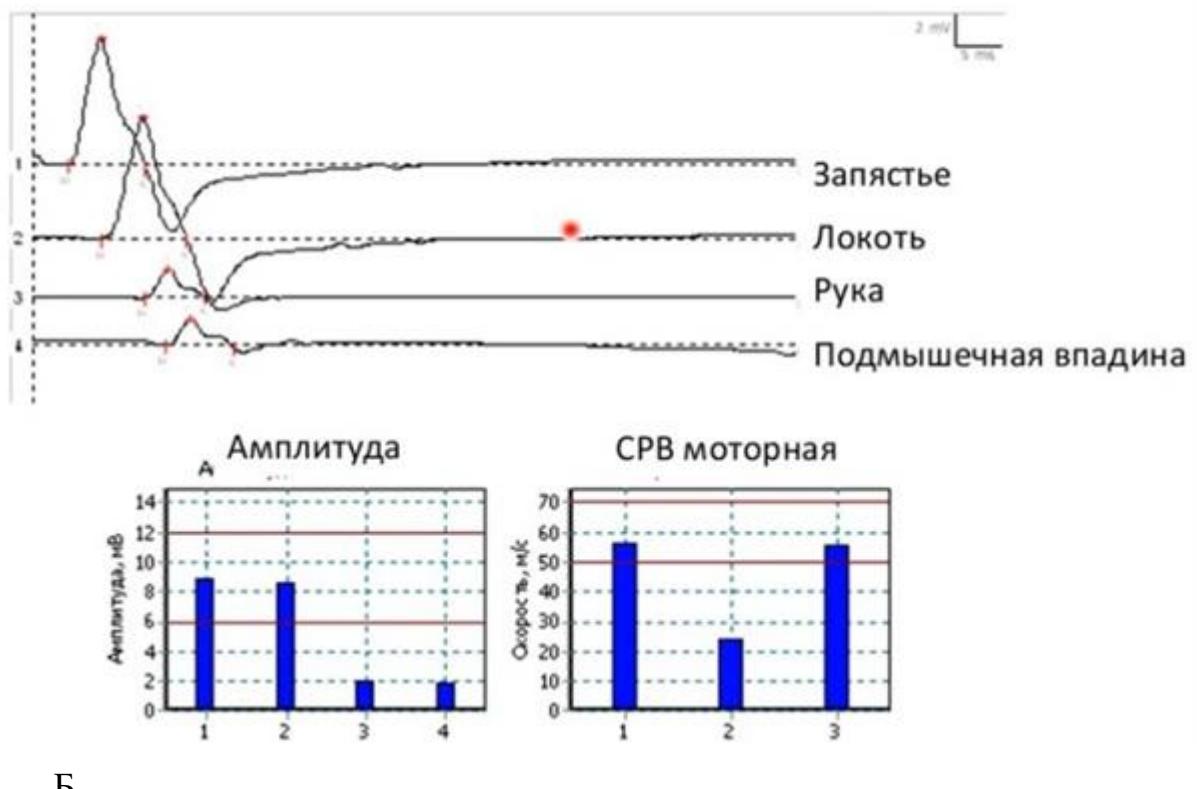


Рисунок 20. Определение латентного времени и амплитуды М-ответа в компьютерной программе. А – интерфейс программы; Б – результат выявления блока проведения локтевого нерва после травмы и графическое представление амплитуды и скорости проведения.

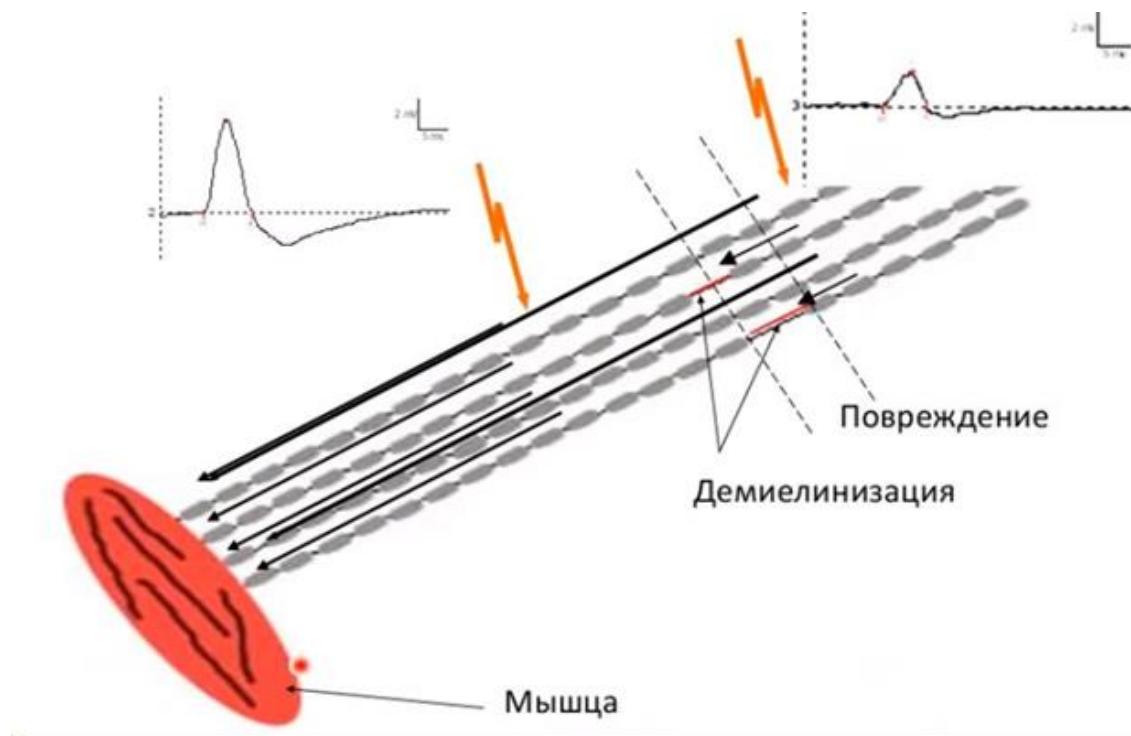


Рисунок 21. Схема, поясняющая механизм блока локтевого нерва по причине димиелинизации моторных нервных волокон.

Выполняем расчёт скорости распространения возбуждения по моторным нервным волокнам. В применяемой формуле:

$$V = S/L_2 - L_1; \text{ (м/с)}$$

V – скорость распространения возбуждения по нерву;

S – разность расстояний, выраженная в миллиметрах, мм, между двумя точками приложения стимулов моторных волокон;

L_1 – латентный период при стимуляции в 1-й точке приложения стимулирующего электрода;

L_2 – латентный период при стимуляции во 2-й точке приложения стимулирующего электрода.

При регистрации с сенсорных нервных волокон, выполнив деление на разность показателей времени проведения (в миллисекундах, мс), можно получить максимальную скорость проведения (в метрах в секунду, м/с) (Рис. 21). Эта величина выражает скорость распространения потенциалов действия

в наиболее крупных и наиболее быстро проводящих импульс нервных волокнах.

В наших условиях блока проведения выявить не удалось. Но акцентировали внимание на том, что при наличие блока, например, после травмы мы обнаруживаем снижение амплитуды М-ответа соответствующего нерва и удлинение латентного времени появления моторной ответной реакции на стимул.

Учитываем, что нарушение функции аксона (аксональный процесс) ведёт к развитию в мышце денервационно-реиннервационного процесса, степень выраженности которого определяют с помощью игольчатой ЭМГ. Стимуляционная ЭМГ позволяет выявить снижение амплитуды М-ответа.

Нарушение функции миелиновой оболочки (демиелинизирующий процесс) проявляется снижением СРВ по нерву, повышением порога вызывания М-ответа и увеличением резидуальной латентности.

Следует также учитывать, что первично аксональный процесс часто вызывает вторичную демиелинизацию, а при демиелинизирующем процессе на определённом этапе возникает вторичное поражение аксона. Задача ЭМГ — определить тип поражения нерва: аксональный, демиелинизирующий или смешанный (аксонально-демиелинизирующий).

Блока проведения возбуждения по локтевому нерву выявить не удалось.

1.7. Определение соматосенсорной и соматомоторной рефлекторной деятельности на основе неврологического обследования

Известно, что усиливающийся поток сенсорных проприоцептивных импульсов в подкорковые центры при мышечной деятельности рефлекторно повышает возбудимость нейронов коры больших полушарий головного мозга, облегчает высшую нервную деятельность, увеличивает умственную работоспособность и снижает умственное утомление. Это свидетельство наличия, так называемых моторно-церебральных рефлексов.

Высшим анализаторным центром сенсорных путей сознательной проприоцепции является соматосенсорная кора.

Система сознательной проприоцепции обеспечивает мониторинг положения тела в пространстве, его локомоцию. В целом, соматосенсорная кора чрезвычайно точно и высоко чувствительна, что позволяет организму производить детекцию и обработку широкого спектра сенсорных сигналов.

Соматосенсорная кора расположена в непосредственной близости от моторной коры. Моторная кора простирается в области прецентральной извилины, а соматосенсорная – в области постцентральной извилины.

Более того, проприоцептивная система направляет также поток сигналов в интегрирующий центр малого мозга (мозжечка) и ретикулярную формацию ствола головного мозга. Интегрирующие центры нисходящего потока моторных сигналов представлены в коре большого мозга и базальных ганглиях, а также на уровне сегментов спинного мозга.

Примечательно то, что соматическая представленность, как в соматосенсорной, так и в моторной областях коры практически совпадает, т.е. построена параллельно. Наиболее значительная часть соматосенсорной и моторной коры является представительством лицевой части головы и кистей рук. Очевидно, что, именно, лицевая часть головы и кисти рук отличаются высокой чувствительностью (сенситивностью).

Итак, соматосенсорная и моторная области коры больших полушарий проявляют чёткую соматотопическую организованность, т.е. каждая часть тела представлена на определенном участке, включающем в себя популяцию нейронов. Кроме соматотопической организованности нейроны соматосенсорной коры проявляют организованность в соответствии с видом чувствительности: к давлению, температуре, вибрации и т.п. Представленность различных частей тела в соматосенсорной коре была выражена графически в виде изображения «сенсорного гомункулуса». Гомункулус – это «маленький человечек», у которого размер частей тела

соответствует их сенсорной представленности в соматосенсорной или моторной областях коры больших полушарий (Рис. 22 и Рис. 23).

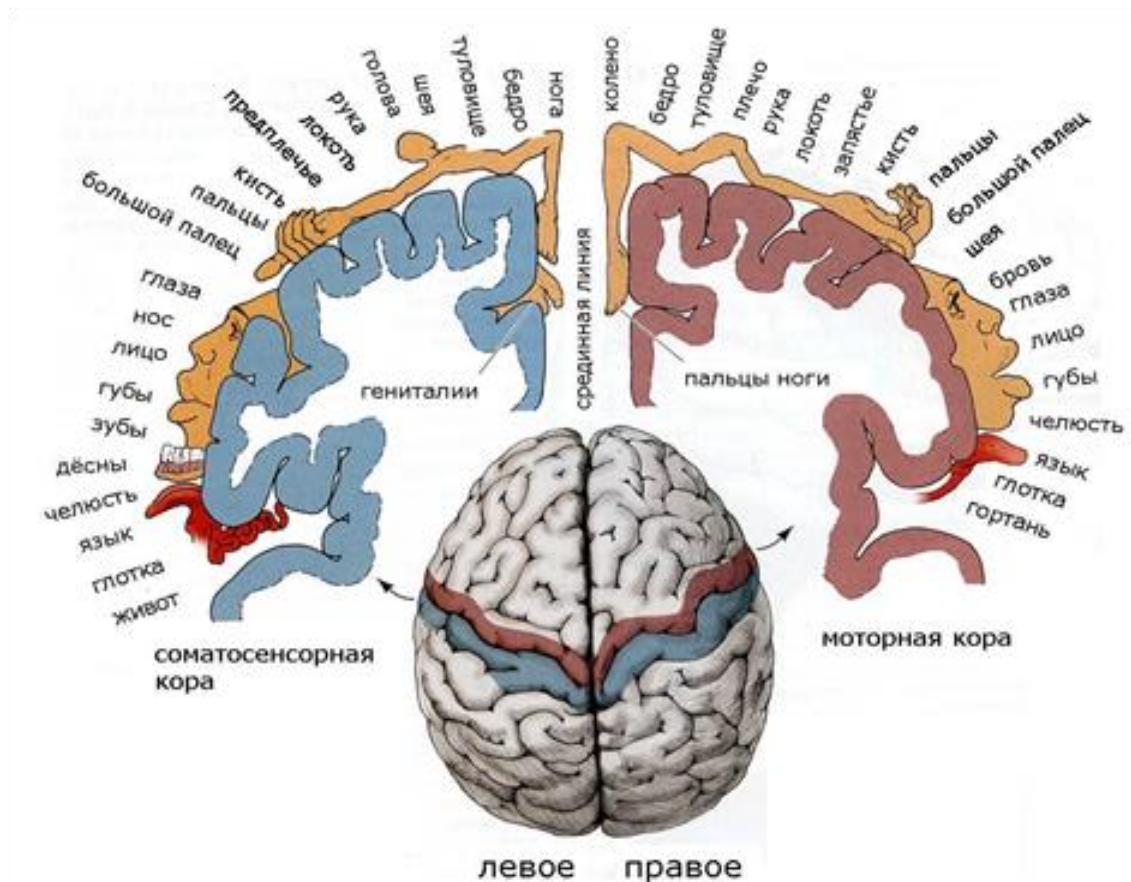


Рисунок 22. Представленность соматосенсорики в коре больших полушарий.



Рисунок 23. Графическое выражение соматической представленности в соматосенсорной коре («сенсорный гомункулус»).

Соматосенсорная кора обладает уникальной способностью к своей реорганизации в ответ на сигнализацию из внешней среды. Это уникальное свойство обеспечивается нейропластичностью. Нейроны определённого участка соматосенсорной коры могут функционально настраиваться в соответствии со стимулами, поступающими из различных частей тела. Повышение степени использования, например, какого-либо пальца на руке непременно сказывается на объеме его представленности в соматосенсорной или моторной коре. Это и есть активность-зависимая нейропластичность, которая выражается в определённой структурно-функциональной реорганизации нейронного аппарата в ответ на изменения активности соответствующих частей тела.

Существуют и обратные отношения: функциональная активность определённых частей тела изменяется в ответ на сдвиги нейропластических свойств регуляторных центров. Очевидно, что соматосенсорная (сенсорная) и моторная кора проявляют топографическое строение. Анатомические исследования подтвердили, что между первичной сенсорной и первичной

моторной корой существуют соматотопически организованные реципрокные связи. Тела нервных клеток, имеющих кортико-кортикалльные эфференты из S1 в M1, залегают первично в инфрагранулярных слоях. Физиологические исследования *in vivo* позволили доказать, что существуют тесные моносинаптический вход из S1 к эфферентным нейронам в M1. Более половины нейронов, проецирующихся из инфрагранулярного слоя M1, получают прямой вход из S1. Инактивация этого афферентного притока из сенсорной коры может нарушить осуществление моторных актов, точную моторную координацию, устойчивость мышечного сокращения, необходимую силу захвата и способность определить вес определённого объекта. Проекции нейронов вестибулярных ядер достигают и соседней вторичной сенсорной ассоциативной коры больших полушарий, расположенной несколько кзади в теменной области. Этот сенсорный поток позволяет проводить балансировку параллельных соматосенсорных сигнальных потоков с моторным проприоцептивным ответом от скелетной мускулатуры. Так действует единая интегративная плановая система. В этой системе на уровне первичной сенсорной коры формируются запланированные, соматотопически организованные сигналы-команды для реализации моторной деятельности. Эти сигналы проецируются далее в первичную моторную кору (M1). В моторной коре окончательно генерируются соматотопически организованные моторные инструкции, которые уже проецируются в центральные рога спинного мозга. На уровне вентральных рогов идет синаптическое переключение на нижние мотонейроны, которые обеспечивают иннервирование скелетной мускулатуры. Фактически первичная сенсорная кора обладает также моторными характеристиками. На уровне сегментов спинного мозга моторные команды интегрируются с сигналами, приносимыми по нисходящему латеральному вестибулоспинальному тракту. Такое интегрирование обеспечивает координацию работы скелетной мускулатуры с положением шеи и головы.

Исследование выполняем на контингенте практически здоровых лиц, которые добровольно согласились на проведение тестов для оценки соматосенсорной (неврологического обследования).

В начале исследования у всех испытуемых проводим фоновое неврологическое обследование, которое включало в себя основные тесты соматосенсорной рефлекторной деятельности и частично оценку состояния опорно-двигательного аппарата. Мы выполняли качественную и количественную оценку проявлений соматосенсорной и моторной рефлекторной деятельности. Прежде всего, выполняли общий осмотр, при котором испытуемому предлагали пройти дистанцию примерно в 3 м. Обращали внимание на координированность походки, отсутствие аномальностей. Далее предлагали пройти по прямой линии, отмеряя расстояние стопами. Отмечали наличие качаний, степень поддержания баланса, неуверенность постановки ноги на поверхность пола. Тестировали поддержание баланса при стоянии на носочках и на пятках.

Сама процедура измерения степени тактильной чувствительности кожи называется – эстезиометрия. Существуют различные виды эстезиометрии в зависимости от её конкретной функции. Простейшим является ручное устройство с настраиваемым расположением точек подобное другому прибору – калиперу. Эстезиометр позволяет определить то минимальное расстояние между точками, при котором точки различаются, как отдельные.

Тонус тестирували в областях плеча, предплечья, кистей, бедра, голени и стоп. Хороший тонус проявляется как мускульно-сухожильное сопротивление движению конечности или ее части в противоположную сторону (Рис. 24 А).

Дальнейший тест включал оценку способности поддерживать силовое мышечное напряжение в конечностях и туловище (Рис. 24 Б).



A



Б

Рисунок 24. Процедура тестирования соматосенсорной рефлекторной деятельности у человека.

Затем переходим к тестированию соматосенсорной рефлекторной деятельности, которое включало в себя оценку чувствительности в различных областях кожной поверхности тела согласно картам:

во-первых: к легким прикосновениям;

во-вторых: к поверхностному болевому воздействию острым предметом;

в-третьих: к вибрации (Рис. 25).



Рисунок 25. Тестирование соматосенсорной деятельности (чувствительности к вибрации).

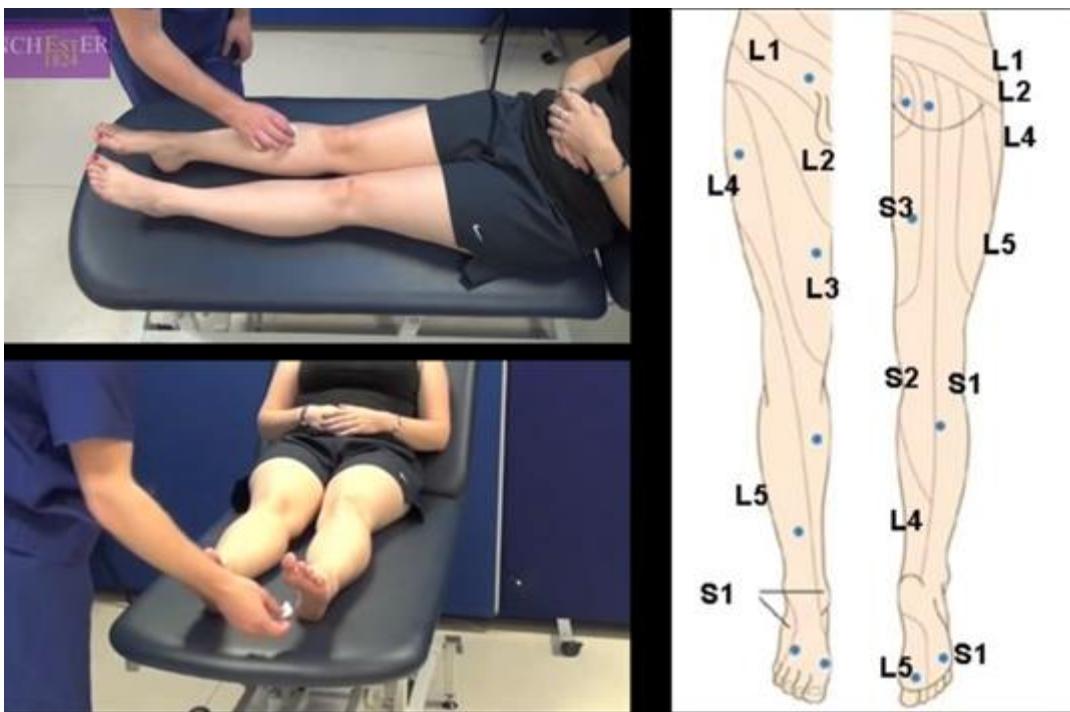


Рисунок 26. Схема тестирования в соответствии с картой дерматомов нижних конечностей.

L1; L2; L3; L4 и L5 – это области, иннервируемые нейронами первого, второго, третьего, четвертого и пятого сегментов поясничного отдела спинного мозга, соответственно.

S1; S2 и S3 – это области, иннервируемые нейронами первого, второго и третьего сегментов крестцового отдела спинного мозга (Рис. 26).

Кроме того, выполняли тест на различение прикосновения острым предметом в двух соседних точках, т.е. разрешающую способность тактильной чувствительности в различных областях тела (Рис. 27).



Рисунок 27. Тестирование проприоцепции на суставе большого пальца стопы

Тестируали следующие главные рефлексы:

1. подошвенный,
2. глубокий сухожильный на верхних и нижних конечностях,
3. коленный,
4. Бабинского (Рис. 28).

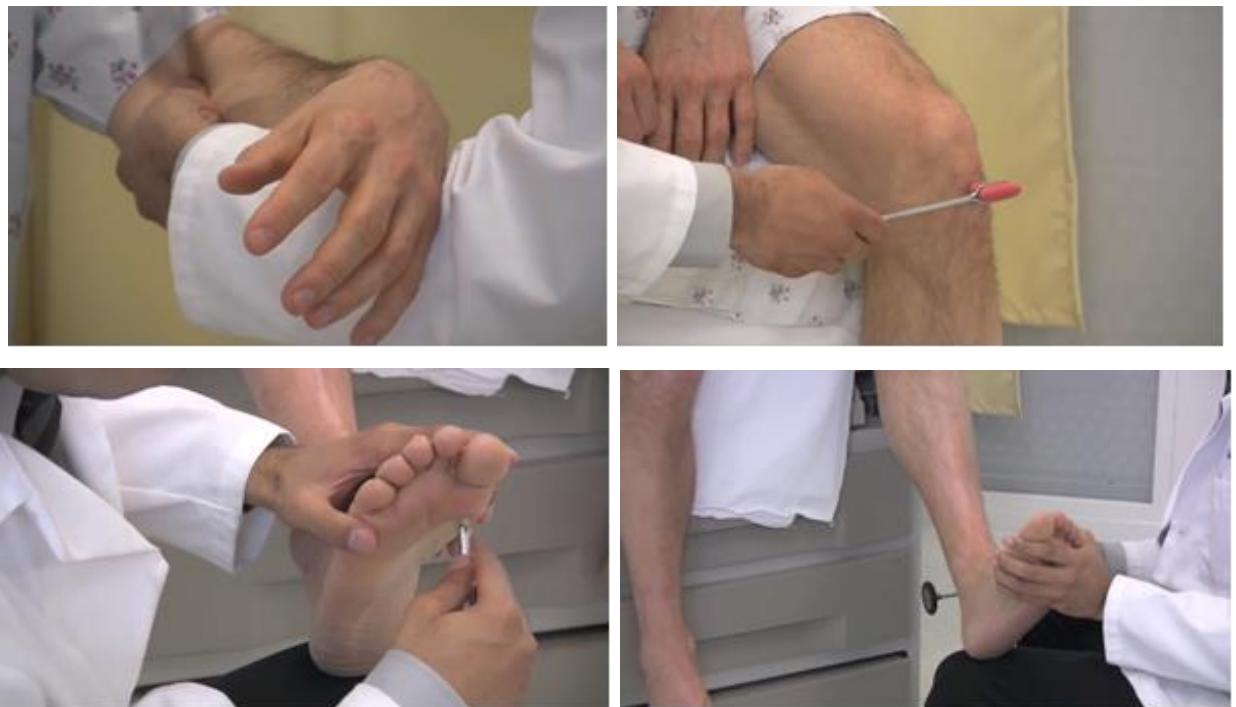


Рисунок 28. Тестирование моторной соматической рефлекторной деятельности у человека

В дополнение ко всему, мы выполняли антропометрические измерения тела индивидов или использовали их из карты истории болезни. Обычно включали измерение и расчёт:

- абдоминальной окружности (АП, брюшной полости);
- окружности грудной клетки (ТК; грудной клетки);
- соотношения абдоминальной окружности к окружности грудной клетки (АП/ТК);
- массы тела и
- длины тела.
- индекс массы тела (BMI, “body mass index”).

В наших условиях для получения количественной оценки степень проявления того или иного рефлекса классифицировали на:

- превосходное,
- среднее,
- слабое.

Затем выражали в баллах по 5-ти и 10-ти бальной системе оценки (9-10 баллов; 6-8 и 2-4 балла, соответственно).

Выраженность нейромоторных рефлексов классифицировали как:

+++ повышенное;

++ нормальное;

+ сниженное;

– отсутствует;

± происходит только с дополнительным усилием.

Все показатели соматосенсорной и соматомоторной рефлекторной деятельности в пределах нормы.

1.8. Проведение качественной и количественной оценки физиологических показателей проприоцептивной рефлекторной деятельности при локомоции

Понятие того, как развивающее мышцей усилие производит вращение сустава, исключительно важно для всех областей науки, изучающей локомоторные функции человека, включая реабилитацию и спортивную биомеханику. Существует острая необходимость количественного измерения такой способности нервно-мышечного аппарата. Далее, полученные знания и открытые новые возможности позволяют проводить лучше диагностику и лечение пациентов с нежелательными нарушениями локомоторной деятельности, а также для достижения более высокого спортивного результата. Особенno, трудно понять и определить, как мышечное сокращение производит вращение сустава в мультисуставной двигательной системе, где трудно оценить внутренние суставные взаимодействия при

локомоции в трехмерном (3D) пространстве. До сих пор непонятен кинетический механизм, поскольку при исследовании движений в спорте авторы не фокусировались на том, что вращение сустава обусловлено двумя различными механизмами, создающими мгновенный и кумулятивный эффект. Мгновенный эффект – это мгновенное угловое ускорение, индуцированное вращательным моментом сустава в данное мгновение. Кумулятивный эффект – это угловое ускорение, индуцированное целой историей вращательных моментов сустава и гравитации до данного вращательного момента. Необходимо дифференцировать механизмы того или иного вращательного момента и выявить причины вращения каждого сустава для того, чтобы разработать программу оптимальных упражнений. Вначале определяется мгновенное угловое ускорение (мгновенный эффект) в односуставной двигательной системе, а затем в двусуставной и мультисуставной системе в 2D. Вращательный момент сустава создает ускорение всех суставов в мультисуставной двигательной системе (Рис. 29).

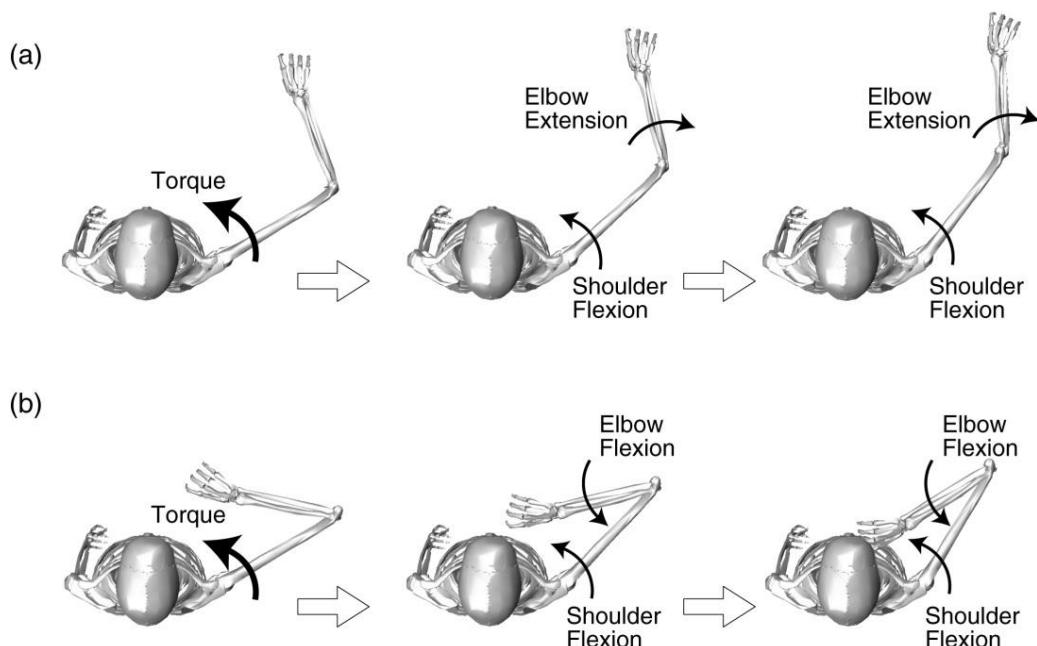


Рисунок 29. Симуляция движения двусуставной системы (плечевой и локтевой суставы) в горизонтальном плане, когда вращательный момент (torque) сгибателя того же плеча по-разному выражается в двух разных позах

Очевидно, что для проведения скрупулезных исследований и количественных определений различных физических величин, характеризующих детально локомоторные акты человека, например, в спорте, требуется применения сложных компьютерных программ и математических расчетов. Такие программы позволяют составлять 3D и 2D модели каждого отдельного движения и впоследствии корректировать программы тренировок.

Нарушения соматической чувствительности, в особенности, ослабление ощущения положения тела и его перемещения в пространстве (локомоции) могут приводить к тяжким последствиям: неспособности поддерживать оптимальную позу и движения. Такие нарушения могут быть обусловлены повреждениями восходящих сенсорных путей от периферического проприоцептивного рецептора к соматосенсорному ассоциативному неокортексу в париетальной области. Вот, тогда обретает особую важность качественная и количественная оценка проприоцептивной чувствительности, которая сейчас уже становится рутинной при неврологическом осмотре.

Однако чаще всего таковая оценка является качественной, что снижает и лимитирует точность и достоверность результатов определения показателей проприоцепции и её сенсорно-моторной интеграции, столь необходимой для осуществления оптимизированной локомоции человека. Особую актуальность это обретает при становлении и угасании локомоторных функций, после перенесенных травм, а также после инсульта. Острая необходимость внедрения количественных методов оценки проприоцепции и локомоции существует в реабилитационно-восстановительной медицине, спортивной физиологии и медицине.

Первичное тестирование координации проприоцептивной сенсорики и моторики производим путем определения способности индивида поддерживать правильную позу с закрытыми глазами, т.е. при отключенном

визуальном мониторинге. Различные методы диагностирования состояния проприоцептивной системы позволяют получить фундаментальные воспроизводимые данные о локомоторных функциях организма. Например, для тестирования проприоцепции используется несложный метод, основанный на удержании пальца пациента, его сгибании и разгибании, при этом испытуемый опрашивается о том, куда перемещается фаланга пальца: вверх или вниз (Рис. 30). Такой тест трудно выразить количественно. Кроме того, тестирование проприоцепции суставов фаланг пальцев не позволяет оценить всю конечность. Эти данные успешно применяются не только исследователями, но и клиницистами: ортопедами (остеопатами), травматологами, реабилитологами. Практические подходы для качественного и количественного определения функционирования проприоцептивной системы базируются на способности человека совершать пассивное движение (кинестезию) или ощущать положение сустава. Кинестезия представляет собой способность воспринимать движения суставов, т.е. их динамику. Учитываем, что физиологические показатели проприоцептивной деятельности существенно варьируют как у практически здорового субъекта, так и у больного. Отчасти эта вариативность связана с видами применяемых методов функционального тестирования. Важно, что в зависимости от применяемых методов тестирования результаты могут различаться даже у одних и тех же групп лиц. Поэтому более оправдано использовать комбинацию различных методов тестирования и измерения проприоцептивных функций и сенсорно-моторной интеграции.

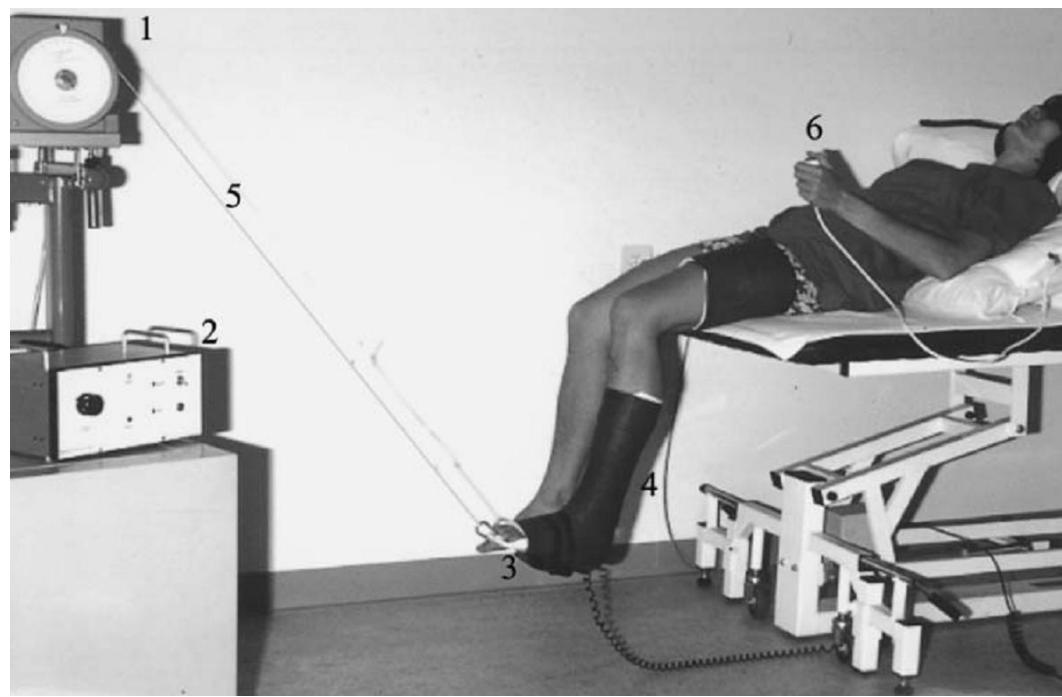


Рисунок 30. Изображение тестирующего устройства для проведения определения ощущения положения сустава 1 (JPS1) и теста кинестезии 1 (КТ 1) (1 – мотор; 2 – контролер мотора; 3 – вибратор; 4 – компрессионная шина; 5 – провод; 6 – on-off переключатель контролера мотора)

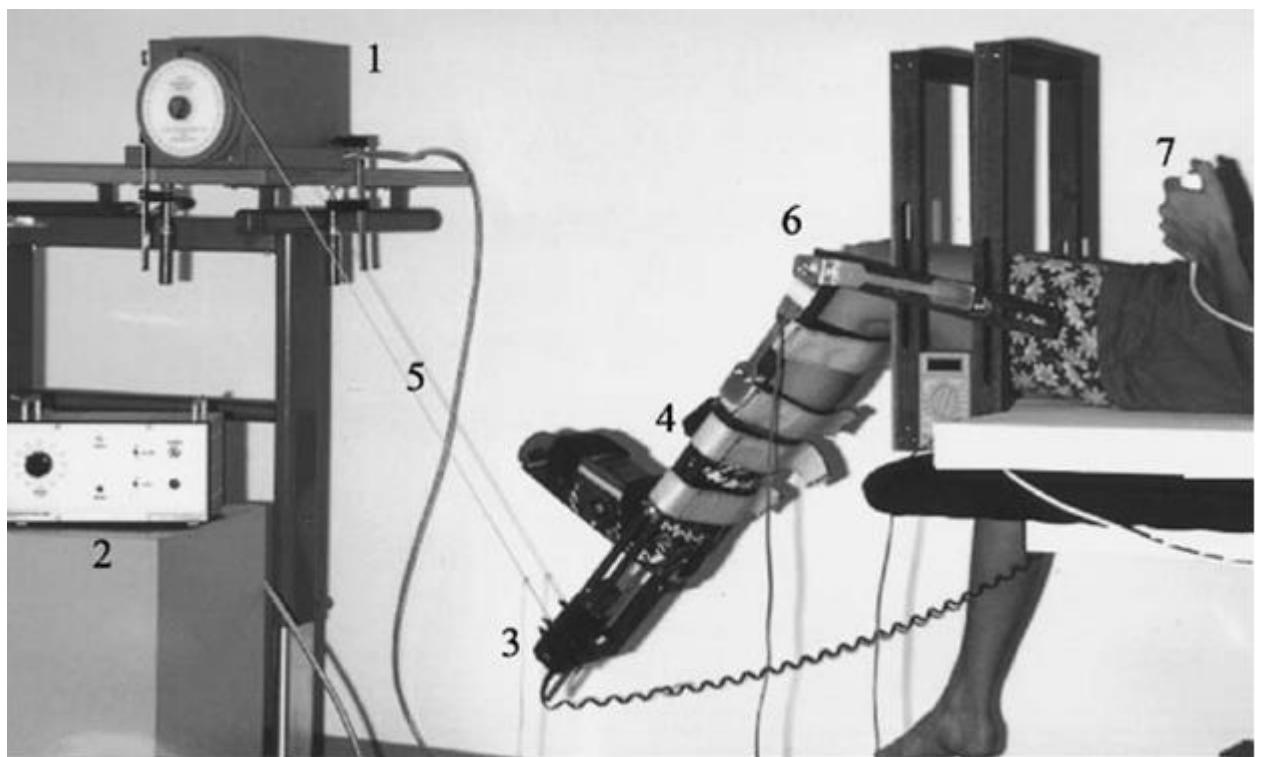


Рисунок 31. Изображение тестирующего устройства для проведения JPS 1, JPS 3 и КТ 2 (1 – мотор; 2 – контролер мотора; 3 – вибратор; 4 –

настраиваемая шина; 5 – провод; 6 – электрогониометр; 7 – on-off переключатель контролера мотора).

У обследуемых лиц тестируем доминирующую конечность с применением пяти различных тестов. Во всех пяти тестах приток визуальной информации удален путем надевания повязки на глаза. Тестируемая конечность имеет степень свободы и может свободно перемещаться. Для того, что нейтрализовать дополнительное воздействие на кожу применяли эластичную повязку. Также применяли меры для предотвращения легкой вибрации, вызываемой работающим мотором. В некоторых видах тестирования используется приспособляемая по размеру шина.

Тест ощущение положения сустава 1 (Joint Position Sense test 1, JPS 1) позволяет измерить способность человека пассивно воспроизводить положение нижней конечности, движимой низкоскоростным мотором [Proprioception 2000; Automated Motion Systems, Perth, Western Australia] для репозиционирования (Рис. 31 и рис. 32). Начинаем процедуру с положения ноги под углом 90° в свободно подвешенном состоянии. Мотор производит вращательное движение со скоростью 12°/с на три случайно выбранных угла между 60°, 80°, 30° и 55°, а при сгибании на углы 5° и 25°. Нога в таком положении пребывает несколько секунд, в это время испытуемый опрашивается об ощущении положения ноги.



Рисунок 32. Удержание в руках электрогононтометра для количественного определения положения сустава 2 (JPS 2).

Лабораторный тест на ощущение положения сустава 2 (Joint Position Sense test 2, JPS 2) позволяет нам количественно определить способность субъекта воспроизводить коленный угол, используя удерживаемый в руках электрогононтометр. Начиная со стартового положения ноги в свободном висе под углом 90° испытуемый двигает доминантную ногу, поднимая шину на углы: 17° ; 34° ; 50° и 67° . Электрогононтометр прикреплен к шине и позволяет регистрировать положение ноги с точностью $0,05^\circ$. Испытуемый инструктируется, что ему необходимо сосредоточится на ощущении положения ноги во время того, как продолжает ее удерживать в течение нескольких секунд.

Лабораторный тест на ощущение положения сустава 3 (Joint Position Sense test 3, JPS 3) позволяет измерить воспроизведение коленного угла, используя контралатеральную ногу в качестве калибровки. Испытуемый перемещает ногу в шине на четыре угла: 17°; 34°; 50° и 67°. Через несколько секунды нога возвращается в исходное положение. Испытуемого просим расположить контралатеральную ногу в те же положения, в которых была другая нога. Электротогониометр крепим к обеим ногах, что позволяет нам зарегистрировать малейшую угловую ошибку. Проводим 12 повторений: три для каждого угла.

Лабораторный тест кинестезии 1 (Kinaesthesia test 1, KT 1) позволяет измерить порог детекции пассивного движения. Мотор, работающий на малых оборотах, перемещает компрессионную шину и вместе с ней и ногу испытуемого. Начиная от стартовой позиции под углом 60° ноги согнутой в колене сервометер медленно тянет ногу 0,5°/с. Испытуемому даем возможность управлять мотором и останавливать его в момент, когда воспринимает изменение положения тестируемой ноги. Измерение повторяем 10 раз.

Лабораторный тест кинестезии 2 (Kinaesthesia test 2, KT 2) подобен тесту KT 1 и позволяет проводить оценку осознание движения сустава. В отличие от 1-го теста в KT 2 используется настраиваемая шина, а не компрессионная. Кроме того, на шину крепим электротогониометр, который позволяет регистрировать положение шины и ноги с точностью 0,05°. Процедура также повторяем 10 раз.

Лабораторный методологический подход на основе применения наручных акселерометров дает большие возможности при проведении скрининга общего объема движений, степени физической активности, навигации в пространстве в ходе повседневной деятельности на рабочем месте и в быту. Более того, применение компактных, мобильных, беспроводных устройств, базирующихся на пьезоэлементах, позволяет

проводить мониторинг качественных и количественных показателей восстановительного сна в течение суточного цикла бодрствование-сон.

Для объективной оценки биомеханических и электрофизиологических параметров определенных двигательных актов, осуществляемых индивидами, очень подходят носимые датчики движения, ускорения и вибрации. Такие датчики движений, акселерометры, фиксируемые на разных движущихся частях тела, часто применяют в спорте в ходе выполнения тренировочных программ, в медицине при реализации курса реабилитации. Однако такой вид скрининга деятельности нервно-мышечного аппарата открывает широкие перспективы применения измерительных, регистрирующих устройств в физиологии и медицине труда (профессиональной медицине). Например, при количественной оценке эффективности двигательных актов шагания (ходьбы), а также при анализе вариабельности скорости ходьбы необходимо обладать техническими возможностями измерения и регистрации количества шагов, частоты шагов в единицу времени и продолжительности каждого шага. В физиологии труда исключительно важно проводить анализ двигательных актов при ходьбе, беге, а также качественную и количественную оценку исполнения различных рабочих операций на основе детекции определенных маркеров и индикаторов, отражающих биомеханические особенности перемещающихся частей тела. В клинической практике и в реабилитации такой детальный анализ движений нужен для выявления нарушений ходьбы у пациентов после инсульта, для ранней диагностики сенсомоторных нарушений, сказывающихся на двигательных способностях индивида, а также для мониторинга восстановления автоматизма ходьбы.

Например, применение компактного наручного монитора Actiwatch-2 (Philips, United Kingdom) позволяет классифицировать общий объем движений и степень физической активности, как на рабочем месте и в быту, так и при восстановительном сне. Акселерометры ActiGraph (GT1M; GT3X и GT3X+) с обновляемым программным обеспечением позволяют объективно

осуществлять мониторинг двигательной активности во время ходьбы, бега, езды на велосипеде. Полученные данные акселерометрии позволяют строго дозировать и персонализировать функциональную нагрузку для предотвращения сверхнагрузки, центрального и периферического утомления (Рис. 33.).



Рисунок 33. Расположение акселерометра на талии и правом запястье: GT1M и GT3X+ (*близкое расположение* акселерометров GENEА и GT1M, расположенных над правым бедром; монтирование GENEА на правом запястье) [Rowlands A.V., Stiles V.H. Accelerometer counts and raw acceleration output in relation to mechanical loading. *Journal of Biomechanics* 45 (2012) 448–454]

Представляет интерес сравнение измерений синхронизированной по времени суточной активности, например, с помощью приборов Actiwatch-2 (размещенном на доминирующем или недоминирующем запястье) и ActiGraph GT1M (размещенном на бедре) течение семи суток.

Систематические измерения у практически здоровых индивидов данные акселерометрии синхронизируются с записями в ежедневнике и результатами анкетирования с помощью опросника активности. Приборы позволяют вести мониторинг в периодах бодрствования или во время повышенной активности, когда носили оба устройства. Для оценки объема движений и сравнения между Actiwatch-2 и ActiGraph GT1M применяется коэффициент ранговой корреляции Спирмена, который достаточно значителен для периодов бодрствования ($r=0,47$, $p<0,001$), а несколько снижен в течение активных периодов ($r=0,26$, $p<0,01$). Однако монитор Actiwatch-2, размещенный на запястье недоминирующей руки, не всегда производит идентификацию степени физической активности, тогда как испытуемые сами сообщают о наличии активности в свободное время.

Очевидно, что для объективной и безошибочной оценки ежедневной активности необходим многоуровневый модельный анализ, базирующийся на сравнении синхронизированной по времени индивидуальной активности.

Акселерометры, базирующиеся на «микроэлектромеханической системе» (MEMS), применяются к любому датчику, изготовленному с использованием технологий микроэлектронного производства. Такие устройства представляют собой механические чувствительные структуры микроскопического размера. Современные инженерские подходы, особенно, при создании различных датчиков проявляют стремление имитировать естественные физиологические сенсорные системы. Датчики MEMS, используемые для измерения физических параметров опорно-двигательного аппарата, позволяют вести мониторинг колебаний ускорения. В отличие от датчиков ICP®, датчики MEMS измеряют частоты до 0 Гц (статическое ускорение или ускорение постоянного тока). PCB® производит два типа акселерометров MEMS: переменно-емкостные и пьезорезистивные. Акселерометры MEMS с переменной емкостью (VC) представляют собой устройства с более низким диапазоном и высокой чувствительностью и применяются для мониторинга конструкций и измерения постоянного

ускорения. Пьезорезистивные (PR) акселерометры MEMS — это устройства с более высоким диапазоном и низкой чувствительностью, используемые при ударах и взрывах.

Существенные преимущества спецификации LoRaWAN® заключаются в том, что она представляет собой сетевой протокол с низким энергопотреблением и глобальной зоной (LPWA), с батарейным питанием и беспроводным подключением к Интернету в региональных, национальных или глобальных сетях. Особенности сетевой архитектуры LoRaWAN® характеризуются тем, что она развернута в топологии «звезда», в которой шлюзы передают сообщения между конечными устройствами и центральным сетевым сервером. Шлюзы подключаются к сетевому серверу через стандартные IP-соединения. У современной беспроводной связи разработаны технические возможности дальнего действия физического уровня LoRaO, которые обеспечивают односкачковую связь между конечным устройством и одним или несколькими шлюзами. Все режимы поддерживают двунаправленную связь. Совершенствование устройств мониторинга колебаний любых физических параметров или физиологических показателей, особенно, в режиме реального времени и дальнейшей передачи данных на расстояние может осуществляться, именно, путем имитации регуляторных механизмов, действующих в живых организмах.

Для обеспечения возможности систематического скрининга реагирования опорно-двигательного аппарата на ежедневные физические нагрузки или их недостаток современное биоинженерное производство предлагает различные датчики вибрации и акселерометры. Большим преимуществом является то, что современные датчики вибрации и акселерометры используют беспроводную связь и включают в себя микроконтроллер для настраиваемой обработки сигналов и компенсации. Для повышения гибкости в решении любых задач, связанных с мониторингом биомеханических особенностей повседневной активности уже применяют одноосные и трехосные устройства со встроенным датчиком

температуры. Трудовая и служебная деятельность в экстремальных условиях окружающей среды представляет особый интерес, для чего проектируемые и производимые датчики делаются адаптируемыми к суровых условиях, опасным зонам и, в том числе, к взрывоопасным средам.



Рисунок 34. Внешний вид сенсора вибрации

В частности, использование производимых усовершенствованных датчиков вибрации позволяет выйти на совершенно новый уровень мониторинга не только на живых объектах, но и на технических устройствах (Рис. 34). Датчики вибрации питаются от батарей и способны функционировать на основе беспроводной связи. Дополнительно производятся различные монтажные аксессуары. Для улучшения кондуктивной функции датчиков (сенсоров) вибрации применяются технологии удобной передачи данных с применением протоколов связи LoRaWAN™ и Bluetooth Low Energy (BLE). Существенные преимущества спецификации LoRaWAN® заключаются в том, что она представляет собой сетевой протокол с низким энергопотреблением и глобальной зоной (LPWA), с батарейным питанием и беспроводным подключением к Интернету в региональных, национальных или глобальных сетях. Особенности сетевой архитектуры LoRaWAN® характеризуются тем, что она развернута в топологии «звезда», в которой шлюзы передают сообщения между

конечными устройствами и центральным сетевым сервером. Шлюзы подключаются к сетевому серверу через стандартные IP-соединения. У современной беспроводной связи разработаны технические возможности дальнего действия физического уровня LoRaO, которые обеспечивают односкачковую связь между конечным устройством и одним или несколькими шлюзами. Все режимы поддерживают двунаправленную связь. Совершенствование устройств мониторинга колебаний любых физических параметров или физиологических показателей, особенно, в режиме реального времени и дальнейшей передачи данных на расстояние может осуществляться, именно, путем имитации регуляторных механизмов, действующих в живых организмах. Датчики вибрации также обладают встроенным микроконтроллером, который выполняет быстрое преобразование Фурье (БПФ) выходного сигнала. Применение регистрирующих устройств в экстремальных, суровых и неблагоприятных условиях окружающей среды обеспечивается внедрением устройства Класса защиты IP66/IP67. При наличии класса защиты IP66 оборудование полностью защищено от попадания вовнутрь пыли и твердых частиц (диаметр не менее 1,0 мм), а также от динамического воздействия потоков воды. Оборудование со степенью защиты IP66 может использоваться в обычных сухих помещениях или при воздействии пыли и влаги. Оборудование со степенью защиты IP67 также может использоваться в обычных сухих, а также при воздействии водной среды на определенной глубине и при заснеженности.

П. ЛАБОРАТОРНАЯ ОЦЕНКА МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМ ПОДДЕРЖАНИЯ ГОМЕОСТАЗА

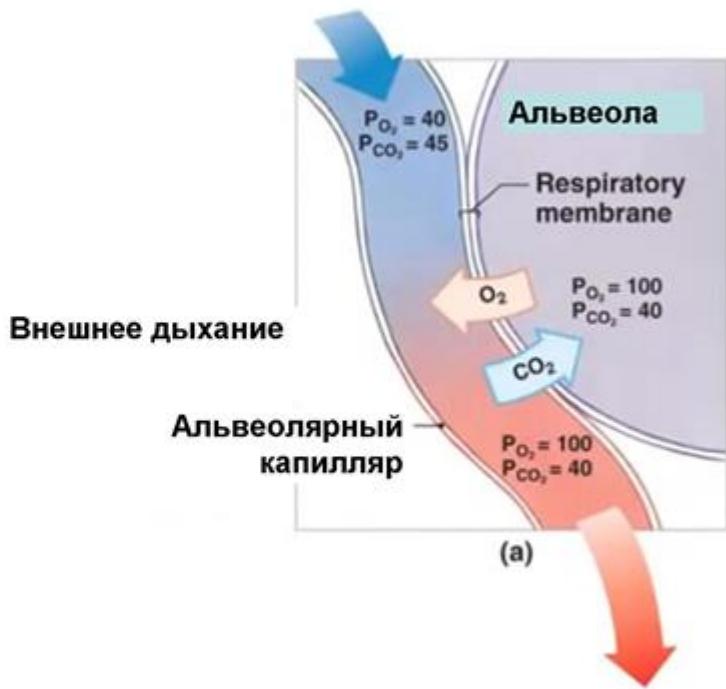
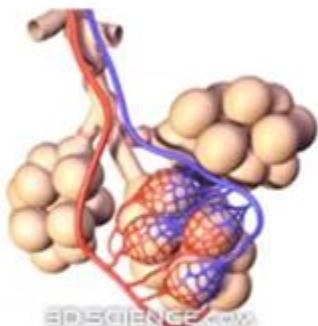
2.1. Измерение дыхательных объемов и емкостей (спирометрия)

Первостепенное значение для поддержания динамического постоянства внутренней среды, т.е. гомеостаза, имеет система газообмена в организме. Главные составляющие системы газообмена: внешнее дыхание и внутреннее дыхание.

Внешнее дыхание обеспечивает поступление вдыхаемой газовой смеси в верхние дыхательные пути, а затем в альвеолы, которые наилучшим образом адаптированы к процессам газообмена между газовой средой в полости альвеол и жидкой средой в полости капилляров. Притекающая в легкие венозная кровь отдает CO_2 и насыщается O_2 , благодаря действию некоторых физических закономерностей: диффузии газов в силу различия их парциального давления в крови и в альвеолах; растворимости газов в жидкой среде; тонкости эпителиальных клеток, формирующих стенку альвеол на границе двух сред газовой и жидкой (в альвеолах и в капиллярах, соответственно) (Рис. 35.). Внутреннее дыхание осуществляется в тканях организма и представляет собой обратный процесс: диффузию O_2 в ткани из артериальной крови и диффузию CO_2 из тканей в кровяное русло. Система легочного дыхания организма обеспечивает артериализацию крови в легких и осуществляется благодаря строгой согласованности между собой трех процессов:

1. вентиляции альвеол, обеспечивающей постоянство состава альвеолярного воздуха;
2. непрерывного кровотока через капилляры легкого и распределения крови в строгом соответствии с интенсивностью вентиляции отдельных ее участков;
3. диффузии биологических газов через легочную мембрану с необходимой скоростью.

ВНЕШНЕЕ ДЫХАНИЕ



Copyright © 2009 Pearson Education, Inc.,
publishing as Pearson Benjamin Cummings

Рисунок 35. Схема газообмена в легких

В лабораторной практике морфофункционального тестирования систем поддержания гомеостаза чрезвычайно важно иметь технические возможности объективно качественно и количественно определять физиологические показатели внешнего и внутреннего дыхания.

Среди основных методов исследования морфофункционального статуса внешнего дыхания у человека:

- *спирометрия* – метод измерения дыхательных объемов;
- *спирография* – графическая запись (регистрация) колебаний величины дыхательных объемов с течением времени, которую желательно выполнять в режиме реального времени при физической нагрузке на беговой дорожке (тредмиле) или на велоэргометре;
- *пневмотахометрия* – измерение максимальной скорости вдоха и выдоха при форсированном дыхании;

- *пневмография* – регистрация дыхательных движений грудной клетки;
- *пикфлюорометрия* – способ самооценки и постоянного контроля проходимости бронхов. Прибор (пикфлоуметр) позволяет измерять объем проходящего воздуха в единицу времени при осуществлении выдоха (пиковая скорость выдоха);
- *функциональные пробы (Штанге и Генча)*.

При проведении спирометрии мы оцениваем морффункциональный статус системы внешнего дыхания, одной из важнейших составляющих газообмена в организме. Применяемая методика спирометрии позволяет нам определить дыхательный объем (ДО), жизненную емкость легких (ЖЕЛ), резервный объем вдоха (РОвд), резервный объем выдоха (РОвыд), а также объемную скорость воздушного потока. При проведении спирометрии испытуемые вначале выполняет спокойное дыхание (акт вдоха и выдоха, инспирации и экспирации) без дополнительного напряжения дыхательной мускулатуры. Затем индивид вдыхает и выдыхает с максимальной силой. Наиболее важные результаты нам дает анализ экспираторного маневра, т.е. выдоха. Легочные объемы и емкости являются статическими показателями внешнего дыхания.

Различают 4 первичных легочных объема и 4 емкости:

дыхательный объем (ДО), характеризующий глубину дыхания, представляет собой объем газовой смеси, вдыхаемой и выдыхаемой в покое. У зрелых индивидов ДО = 400-500 мл, у детей и подростков (11-12 лет) ДО ≈ 200 мл, а у новорожденных ДО = 20-30 мл;

жизненная емкость легких (ЖЕЛ) – это максимальный объем воздуха, который индивид может выдохнуть после максимального вдоха. При тестировании мы определяем фактическую ЖЕЛ (фЖЕЛ). фЖЕЛ затем мы сравниваем с должной ЖЕЛ (дЖЕЛ). У зрелого человека среднего роста дЖЕЛ составляет 3000-5000 мл. У представителей мужского пола дЖЕЛ примерно на 15% больше, чем у представительниц женского пола. Для

определения нормальной ЖЕЛ существуют номограммы. Из результатов определений, проведенных с помощью номограмм, следует, что у новорожденных ЖЕЛ составляет примерно 150 мл, у детей в возрасте до 4 лет – 1000 мл, а у детей и подростков ЖЕЛ составляет около 2000 мл.

ЖЕЛ также можно рассчитать по формуле:

$$\text{ЖЕЛ (л)} = 2,5 \times \text{H (м)}$$

где H – рост;

резервный объем выдоха (РОвыд) – максимальный объем, который можно с усилием дополнительно выдохнуть после спокойного выдоха.
РОвыд = 800-1500 мл;

резервный объем вдоха (РОвд) – максимальный объем воздуха, который можно дополнительно вдохнуть после спокойного вдоха. РОвд можно определить двумя способами: измерением с помощью спирометра и расчетным путем. Для измерения РОвд с помощью спирометра необходимо набрать в спирометр от 4000 до 6000 мл воздуха и после спокойного вдоха из атмосферы сделать максимальный вдох из системы спирометра. Разность между первоначальным объёмом воздуха в спирометре и объёмом, оставшимся в спирометре после глубокого вдоха, соответствует резервному объёму вдоха (РОвд = 1500-2000 мл). Для получения РОвд расчетным путем из величины ЖЕЛ вычитаем сумму ДО и РОвыд;

остаточный объём (ОО) – объем воздуха, остающийся в легких после максимально возможного выдоха. Измеряется только непрямыми методами. Для определения ОО в легкие вводим инородный газ типа гелия (метод разведения) и по изменению его концентрации рассчитываем объём легких. Остаточный объём составляет 25-30% от величины ЖЕЛ. Принимаем норму ОО – 500-1000 мл;

общая емкость легких (ОЕЛ) – объем воздуха, находящегося в легких после максимального вдоха.

Исходя из формулы:

$$\text{ОЕЛ} = \text{ЖЕЛ} + \text{ОО}$$

ОЕЛ у зрелого индивида составляет 4500-7000 мл;

функциональная остаточная емкость легких (фОЕЛ) – объем воздуха, остающегося в легких после спокойного выдоха.

Исходя из формулы:

$$\text{фОЕЛ} = \text{РОвд};$$

емкость вдоха (Евд) – максимальный объем воздуха, который можно вдохнуть после спокойного выдоха.

Исходя из формулы:

$$\text{Евд} = \text{ДО} + \text{РОвд}$$

Кроме статических показателей, характеризующих степень физического развития дыхательного аппарата, существуют и дополнительные – динамические показатели, дающие информацию об эффективности вентиляции легких и морфофункциональном состоянии дыхательных путей:

форсированная жизненная емкость легких (фЖЕЛ) – количество воздуха, которое можно выдохнуть при форсированном выдохе после максимального вдоха. В норме разность между ЖЕЛ и фЖЕЛ составляет 100-300 мл. Увеличение этой разности до 1500 мл и более указывает на увеличение сопротивления току воздуха вследствие сужения просвета мелких бронхов. фЖЕЛ = 3000-7000 мл;

анатомическое мертвое пространство (ДМП) – объем газовой смеси, в которой не происходит газообмена (носоглотка, трахея, крупные бронхи). ДМП невозможно определить прямым путем. ДМП = 150 мл;

частота дыхания (ЧД) – количество дыхательных циклов, осуществляемых в течение 1-й минуты. ЧД = 16-18 цикл/мин;

минутный объем дыхания (МОД) – количество вентилируемого в легких воздуха за 1 минуту.

Исходя из формулы:

$$\text{МОД} = \text{ДО} + \text{ЧД}$$

$$\text{МОД} = 8000-12000 \text{ мл};$$

альвеолярная вентиляция (AB) – объем, выдыхаемого воздуха, поступающего в альвеолы. АВ составляет 66-80% от МОД. АВ = 800 мл/мин;

резерв дыхания (РД) – показатель, характеризующий возможность увеличения вентиляции. В норме РД составляет 85% максимальной вентиляции легких (МВЛ), тогда как МВЛ = 70000-100000 мл/мин.



Рисунок 36. Общий вид спирометра, данные с которого передаются в ПК (MIR spirobank II)

Для проведения измерений дыхательных объемов и ЖЕЛ использовали имеющийся на кафедре спирометр MIR Spirobank (Medical International Research) (Рис. 36.). Сложность состоит в том, что спирометр снабжен одноразовыми мундштуками, которые необходимо постоянно приобретать вновь. Спирометр MIR позволяет провести измерения и создать базу данных в виде файлов Pdf-формата, имеет USB выход для соединения с персональным компьютером и специальное программное обеспечение. Таким образом, данные переносятся в ПК и включают в себя следующие показатели:

VC (Vital Capacity, жизненную ёмкость лёгких); FVC (Forced Vital Capacity, форсированную ЖЕЛ); FEV1 (Forced expiratory volume, форсированный объём выдоха, 2-й после 1-го форсированного выдоха); отношение FEV1 / FVC и PEF (Peak expiratory flow, пиковый поток выдоха), а

также автоматически рассчитывает процент должной ЖЕЛ к фактической ЖЕЛ.

Исследование проводится в положении испытуемого сидя. Высота ротовой трубки или высота сидения регулируются таким образом, чтобы не приходилось наклонять голову или чрезмерно вытягивать шею. Следует избегать наклонов туловища вперед при выполнении выдоха. Одежда не должна стеснять экскурсии грудной клетки. Поскольку измерения основаны на анализе потока воздуха через ротовую полость, то необходимо использовать носовой зажим и контролировать, чтобы губы обследуемого плотно обхватывали специальный мундштук и не допускали утечки воздуха мимо него на протяжении всего исследования. Начинали измерения обычно с тестов, не требующих максимальных усилий. Затем проводили измерение минутного объёма дыхания (МОД).

Проведение функциональных проб Штанге и Генча

Объективную комплексную оценку функционального статуса системы газообмена в организме человека выполняем также с помощью функциональных проб Штанге и Генча. Такие функциональные пробы основаны на апноэ (задержке дыхания). При проведении функциональной пробы Штанге апноэ осуществляется на полном вдохе.

Функциональную пробу Штанге выполняем в парах, в положении сидя. Испытуемый перед пробой должен отдохнуть в течение 5 мин. Затем испытуемый производит 2-3 полных вдоха и выдоха для гипервентиляции, после чего выполняет вдох на 80-90% максимально возможного, т.е. глубокий, но не максимальный. Нос зажимает пальцами или зажимом, дыхание задерживает. Запускаем секундомер (хронометр). Время задержки дыхания фиксируем по секундомеру. Пробу проводим повторно через 5 мин, учитываем при этом максимальное показанное время задержки дыхания. На основании полученных данных оцениваем устойчивость испытуемого к гипоксемии (понижению содержания кислорода в крови) при изучаемых условиях, используя данные для сравнения.

Функциональная проба Генча (проба с произвольной задержкой дыхания на выдохе) также служит для оценки функционального состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем, заключающаяся в определении максимальной продолжительности произвольной задержки дыхания после выдоха, т.е. устойчивость испытуемого к гипоксемии (понижению содержания кислорода в крови). Выполняем функциональную пробу Генча также в парах, в положении сидя. Испытуемый перед пробой отдохает 5 мин. Затем производит полный выдох. Нос зажимает специальным зажимом или пальцами, задерживает дыхание. Запускаем секундомер. Время задержки дыхания фиксируем по секундомеру. Проба проводим также повторно через 5 мин., при этом учитывается максимальное время задержки дыхания. Кратко (в виде тезисов) записываем порядок действий при проведении пробы.

Оцениваем устойчивость испытуемого к гипоксемии (понижению содержания кислорода в крови) при изучаемых условиях, используя данные для сравнения.

Все обозначения определяемых дыхательных объемов и емкостей получили также международное обозначение (номенклатуру) (Табл. 2.)

Таблица 2.

Международное обозначение (номенклатура) измеряемых дыхательных объемов и емкостей

Ab- breviation	Indexes & definitions	Аб- бревиатур а	Показатели и определения
F, f	Frequency	ЧД	частота дыхания
Vt, TV	Tidal Volume	ОД	дыхательный объем
RMV	Respiratory Minute Volume	МОД	минутный объем дыхания
RV	Residual Volume	ОО	остаточный объем
IC	Inspiratory Capacity		емкость вдоха

	(IRV + TV)		
ERV	Expiratory Reserve Volume	РОвид	резервный объем выдоха
IRV	Inspiratory Reserve Volume	РОвд	резервный объем вдоха
FRC	Functional Residual Capacity	фОЕ	Функциональная остаточная емкость
FVC	Forced Vital Capacity	фЖЕЛ	Форсированная жизненная емкость
TLC	Total Lung Capacity	ОЕЛ	общая емкость легких
VC	Vital Capacity	ЖЕЛ	жизненная емкость легких
MBC	Maximal Breathing Capacity	МВС	Максимальная вентиляционная способность легких
MVVf	Maximal Voluntary Ventilation	МВЛ	Максимальная произвольная вентиляция легких
TLV	Total Lung Ventilation	ОВЛ	Общая легочная вентиляция

Проведенные измерения дыхательных объемов (спирометрии) свидетельствуют о том, что повышения или понижения должных значений ЖЕЛ не является отклонением от нормы, у физически развитых лиц, занимающихся физкультурой и спортом (особенно плаванием, боксом, легкой атлетикой), индивидуальные значения ЖЕЛ, как правило, выше среднестатистических. Мы обнаружили, что величины дЖЕЛ иногда превышают среднестатистическую величину на 15% и более для данного возраста, пола и роста. Рассматриваем, прежде всего, половые различия, а затем групповые (Табл. 3, Табл. 4).

Таблица 3.

Результаты спирометрии, выполненной у физически нетренированных субъектов

№ гр уп пы	Мужчины		Женщины	
	Жизненная ёмкость лёгких, мл	Жизненный индекс, мл/кг	Жизненная ёмкость лёгких, мл	Жизненный индекс, мл/кг
1	3600±13,4	61±2,8	2960±12,3	56±2,1
2	3550±4,2	63±2,9	2980±14,3	57±3,2
3	3610±8,9	63±2,4	3000±16,1	56±2,6

Таблица 4.

Результаты спирометрии, выполненной в трех различных группах
(* – P < 0,05)

№ группы	Мужчины		Женщины	
	Жизненная ёмкость лёгких, мл	Жизненный индекс, мл/кг	Жизненная ёмкость лёгких, мл	Жизненный индекс, мл/кг
4	3740±11 *	64±3	3070±13 *	61±2
5	3650±6	65±3	3090±12	60±3
6	3730±4	66±2	3140±13 *	59±3

В основе улучшения показателей внешнего дыхания лежат клеточно-тканевые механизмы адаптивной перестройки сократительной деятельности дыхательной мускулатуры, изменения эластичности свойств легких, проходимости дыхательных путей.

Двуокись углерода (CO_2), как известно, является главным стимулятором системы дыхания. У здоровых людей время максимальной

задержки дыхания после глубокого (не максимального) вдоха (проба Штанге) составляет 40-60 с, после спокойного выдоха (проба Генча) оно меньше 30-40 с. Эти показатели меняются при форсированном дыхании. Образец записи результата пробы:

Проба Штанге 1 = 45 с;

Проба Штанге 2 = 50 с.

У взрослых людей, не занимающихся спортом, в норме результаты пробы Штанге составляют 40-60 с, у спортсменов – 90-120 с. Результат, равный 39 с и меньше, считают неудовлетворительным.

Образец записи результата пробы:

Проба Генча 1 = 39 с;

Проба Генча 2 = 39 с.

В результате степень насыщения крови О₂ падает, т.е. нарастает гипоксемия. Гипоксемия – это сниженное, дефицитное содержания О₂ в крови. В комбинации с гипоксемией повышается степень гиперкапнии.

Гиперкапния – это повышенное содержание СО₂ в крови. Индивидуальная чувствительность к гипоксемии и гиперкапнии существенно различается и объективно отражает степень адаптированности (тренированности) испытуемого субъекта. Такой вид тренированности определяется сбалансированностью регуляторных процессов в центральной нервной системе (ЦНС) и в автономной нервной системе (АНС), морффункционального состояния аппарата внешнего и внутреннего дыхания, сердечнососудистой системы и системы крови. Длительность произвольной максимальной задержки дыхания используем в качестве функциональной пробы, которая комплексно отражает функциональный статус нескольких систем организма.

У индивидов, систематически выполняющих физические тренировки, индекс ЖЕЛ достоверно увеличивается. Такое наблюдение свидетельствует, об улучшении морффункционального статуса аппарата внешнего дыхания.

У взрослых людей, не занимающихся спортом, в норме результаты пробы Генчи составляют 20-40 с, у тренированных индивидов – 40-60 с.

2.2. Регистрация динамики изменений дыхательных объемов и емкостей (спирография)

Спирография представляет собой графическую запись (регистрацию) колебаний величины дыхательных объемов с течением времени, которую желательно выполнять в режиме реального времени при реализации физической нагрузки на беговой дорожке (тредмиле) или на велоэргометре. В настоящее время используются компьютеризированные спирографы, оснащенные прогрессивным программным обеспечением («софтом»), которые позволяют графически зафиксировать и обработать динамику колебаний дыхательных объемов, потоки и скорости дыхательных маневров в самых разных режимах (Рис. 37).

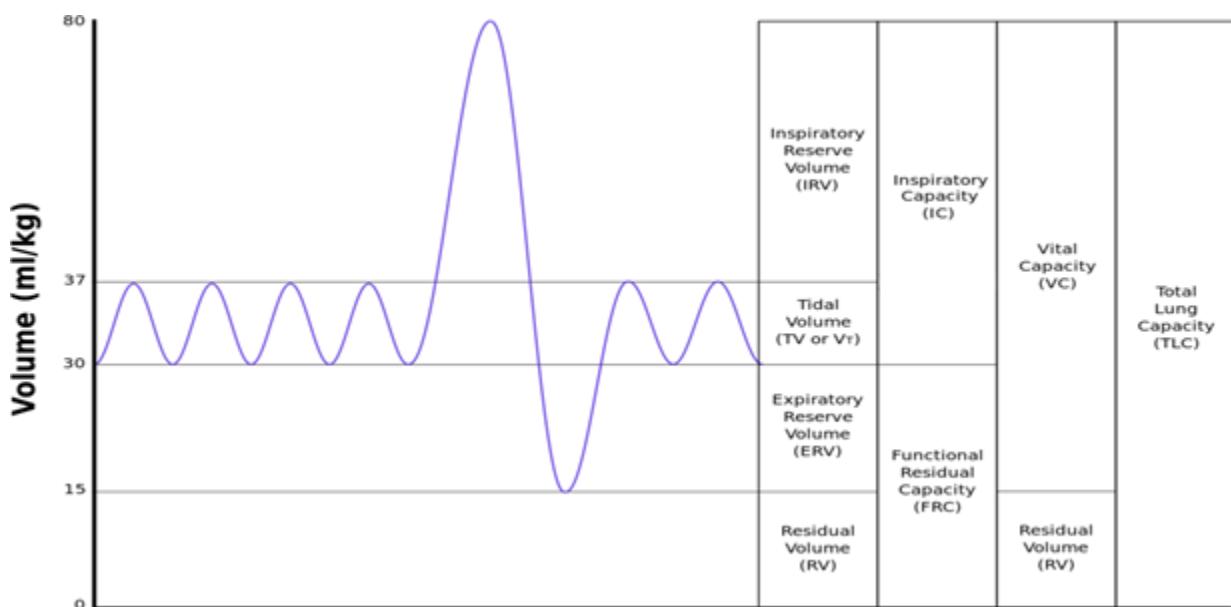


Рисунок 37. Внешний вид записи динамики дыхательных объемов и емкостей (на русском языке и в соответствии с международной номенклатурой)

При выполнении исследования на основе спирографии удается судить о состоянии лишь одного из звеньев системы внешнего дыхания. Таким

звеном является аппарат вентиляции. Однако этого вполне достаточно, потому что, именно, функциональные нарушения аппарата вентиляции при подавляющем большинстве заболеваний дыхательных путей и легких оказываются основополагающими в комплексе патофизиологических расстройств. Нарушения вентиляции в значительной мере определяют клиническую картину легочной функциональной недостаточности, снижая респираторные возможности пациента с наличием патологии легких.

Процедура регистрации спирографии выполняется с соблюдением тех же условий, которые необходимы при проведении спирометрии. Исследование проводится в положении испытуемого сидя. Высота ротовой трубы или высота сидения регулируются должным образом. Необходимо использовать носовой зажим и контролировать, чтобы губы обследуемого плотно обхватывали специальный мундштук и не допускали утечки воздуха мимо него на протяжении всего исследования.

Спирографию сочетаем с антропометрией, результаты которой понадобятся при дальнейших расчетах. Определение антропометрических характеристик включает:

- измерение массы тела;
- измерение длины тела (роста);
- измерение окружности грудной клетки и расчёт её экскурсии при глубоком вдохе.

Зная величину массы тела, длины тела и окружности грудной клетки, мы рассчитываем показатель крепости телосложения, предложенный ПИНЬЕ. Этот индекс определяем как разность между ростом стоя и суммой массы тела и окружности грудной клетки, измеренной в фазе выдоха:

$$P = H - (m + l \exp)$$

где P – индекс Пинье; H – длина тела (см); m – масса тела (кг); $l \exp$ – окружность грудной клетки в фазе выдоха (см).

Полученные величины (у взрослых) оцениваются по следующей шкале:

- меньше 10 — крепкое телосложение;

- от 10 до 20 — хорошее;
 - от 21 до 25 — среднее;
 - от 26 до 35 — слабое и
 - более 36 — очень слабое.

Окружность груди измеряется в трех фазах: во время обычного, спокойного дыхания (в паузе), при максимальном вдохе и максимальном выдохе. При наложении измерительной ленты руки следует несколько приподнять, затем опустить. На спине лента должна проходить под нижними углами лопаток, а спереди — по нижнему краю сосковых кружков — у мужчин и над трудной железой (в месте перехода с грудной клетки на железу) — у женщин. Данные массы тела, длины тела, возраст использовались для дальнейшего расчёта должной жизненной ёмкости лёгких (дЖЕЛ).

Для выполнения регистрации применяем спирограф, который соединяется с ПК, имеющим специальное программное обеспечение (Рис. 38).

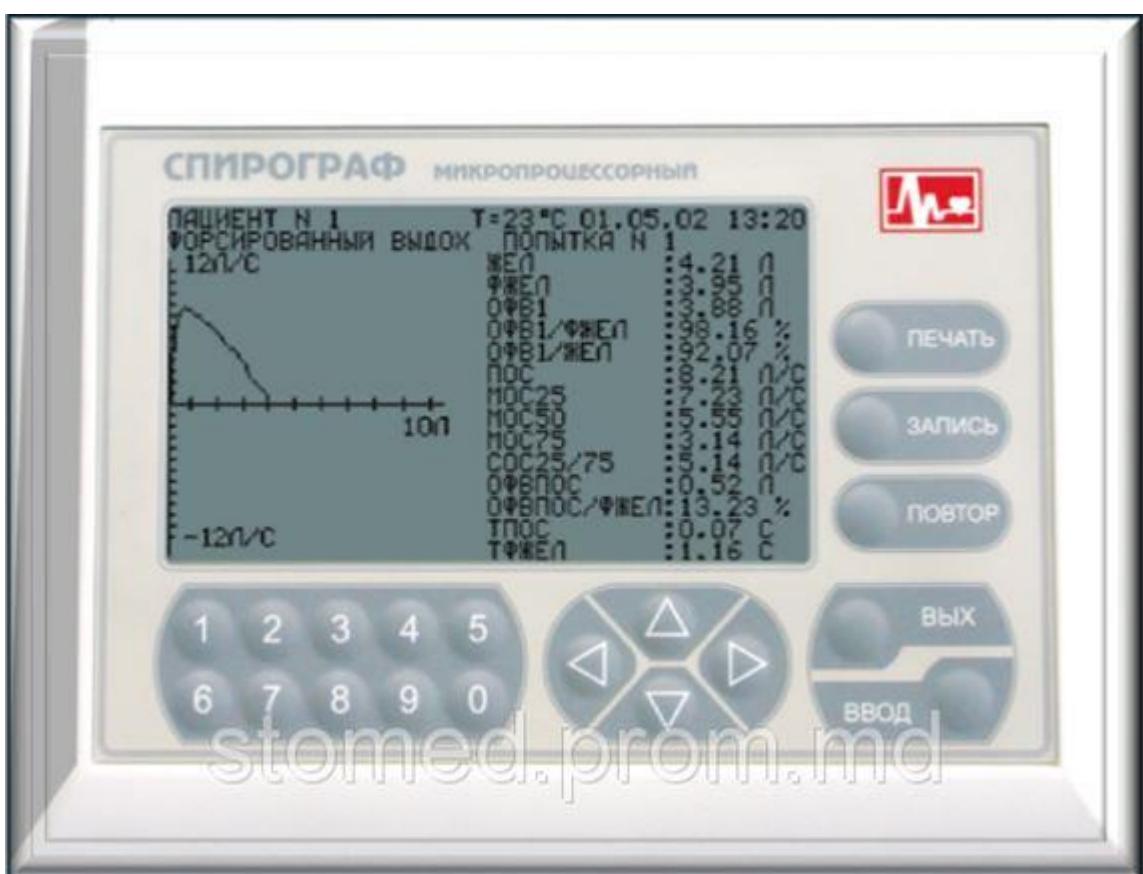


Рисунок 38. Внешний вид спирографа СМП-21/01-РД
(микропроцессорного)

Процедура спирографии осуществляется при спокойном и ровном дыхании испытуемого, дыхательный объём (ДО) рассчитываем как среднюю величину после записи как минимум шести дыхательных циклов. Ритм и глубина дыхания должны соответствовать естественным для данного индивида значениям. В процессе исследования может быть оценена привычная для пациента в покое частота дыхания (ЧД), глубина дыхания и их качественное соотношение, так называемый паттерн дыхания. С учетом частоты дыхания и дыхательного объема может быть рассчитан минутный объем дыхания (МОД), как произведение ЧД на ДО.

Тест FVC (фЖЕЛ, форсированная жизненная ёмкость легких) наиболее ценный этап исследования функции внешнего дыхания – измерение потоков и объемов при выполнении форсированных вентиляционных маневров - для многих испытуемых, особенно, с выраженными вентиляционными нарушениями, представляется достаточно утомительным и неприятным. Следует отметить, что для повышения надежности и воспроизводимости результатов необходимо выполнить три, а иногда и значительно больше повторных измерений. Учитываем, что выполнение теста может спровоцировать приступ кашля, а у некоторых обследуемых, даже приступ затрудненного дыхания. Запись производится после 5-10 минутного отдыха. Дыхание осуществляется через мундштук, на нос накладывается зажим. Пациент должен сидеть прямо, удобно, не сутулясь и не закидывая голову. Предварительно необходимо подробно объяснить пациенту, как правильно выполняется данный дыхательный маневр. По команде испытуемый осуществляет максимально полный вдох и следом за ним он должен выполнить резкий и продолжительный выдох, настолько форсированно и полно, насколько это возможно. При этом начало форсированного выдоха должно быть быстрым и резким, без колебаний. Важным условием является достаточная продолжительность выдоха (не менее 6 с) и поддержание

максимального экспираторного усилия в течение всего выдоха, до момента его полного завершения (Рис. 39).



Рисунок 39. Осуществление дыхательных циклов в систему спирографа и регистрация показателей

Мониторинг функций внешнего дыхания на основе спирографии и построения кривых зависимости воздушного потока от дыхательных объемов продемонстрировал, что у нетренированных субъектов показатели спирографии разнятся, но колеблются в пределах физиологической нормы. (Рис. 40.). Аэробная физическая тренированность приводит к существенному сдвигу петли «поток-объем»: пик максимального воздушного потока возрастает до 6 литров, а объем увеличился до 5,5 литров. (Рис. 41.). Тренированность обеспечивает повышение воздушного потока, выдыхаемого за 1 с и увеличение дыхательного объема с течением времени дыхания до 6,5 литров (Рис. 42.).

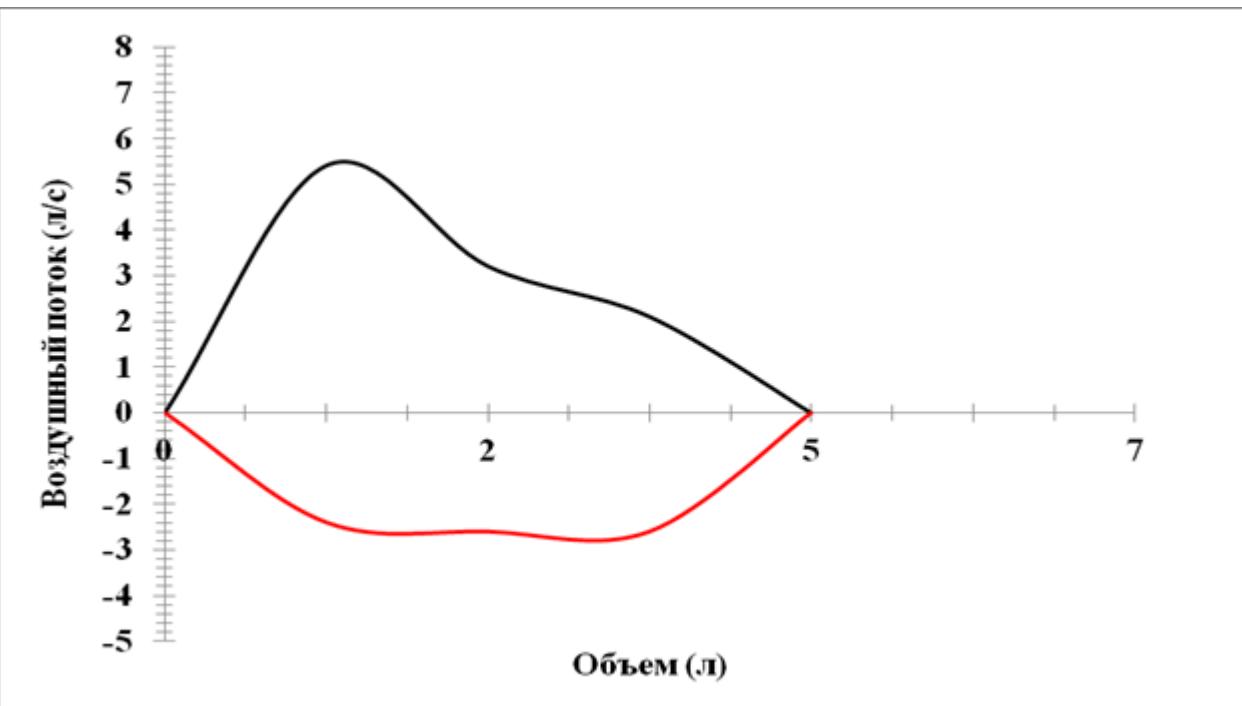


Рисунок 40. Мониторинг функции внешнего дыхания, зависимость скорости воздушного потока от объема (литр) у нетренированных индивидов

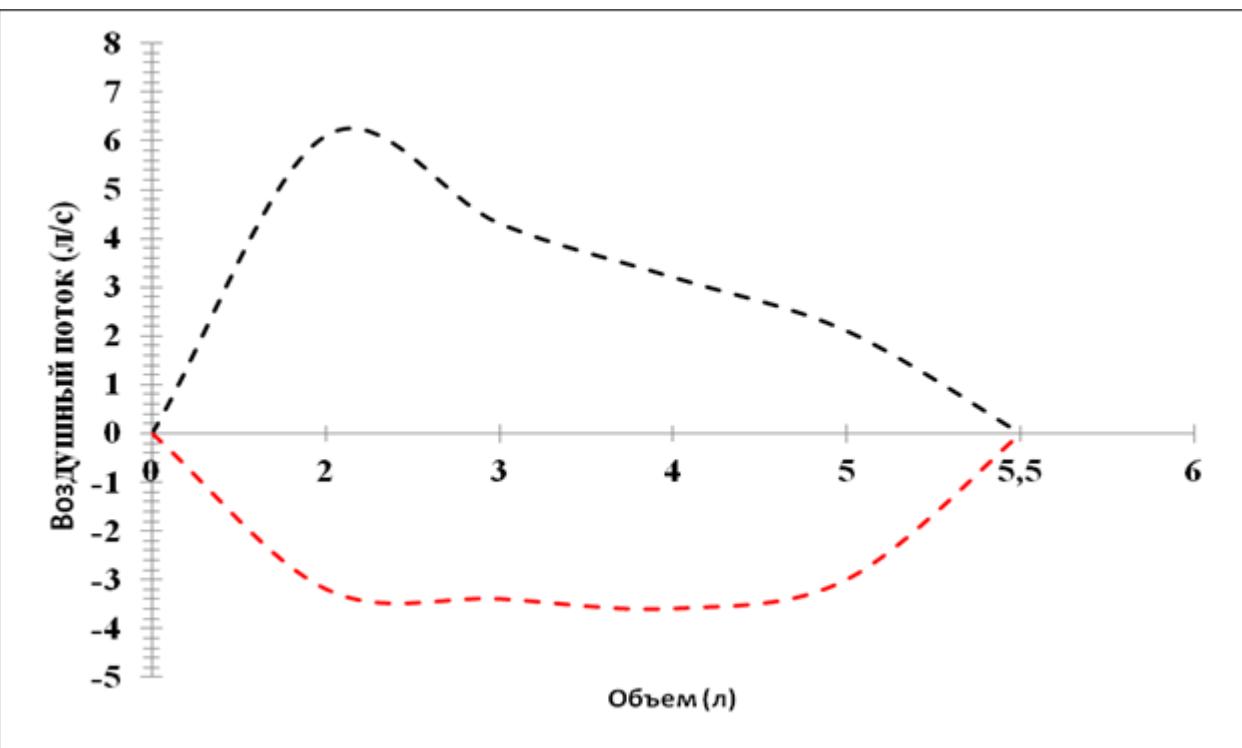


Рисунок 41. Мониторинг функции внешнего дыхания, зависимость скорости воздушного потока от объема (литр) у средне тренированных индивидов

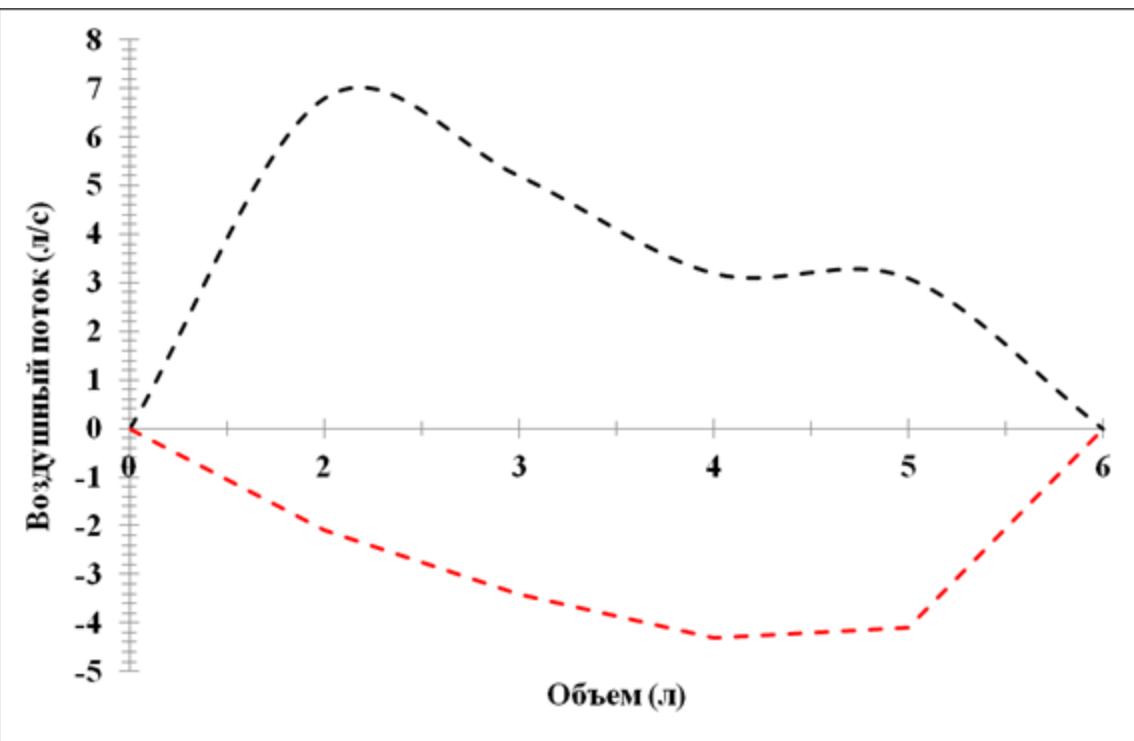


Рисунок 42. Мониторинг функции внешнего дыхания, зависимость скорости воздушного потока от объема (литр) у отлично тренированных индивидов

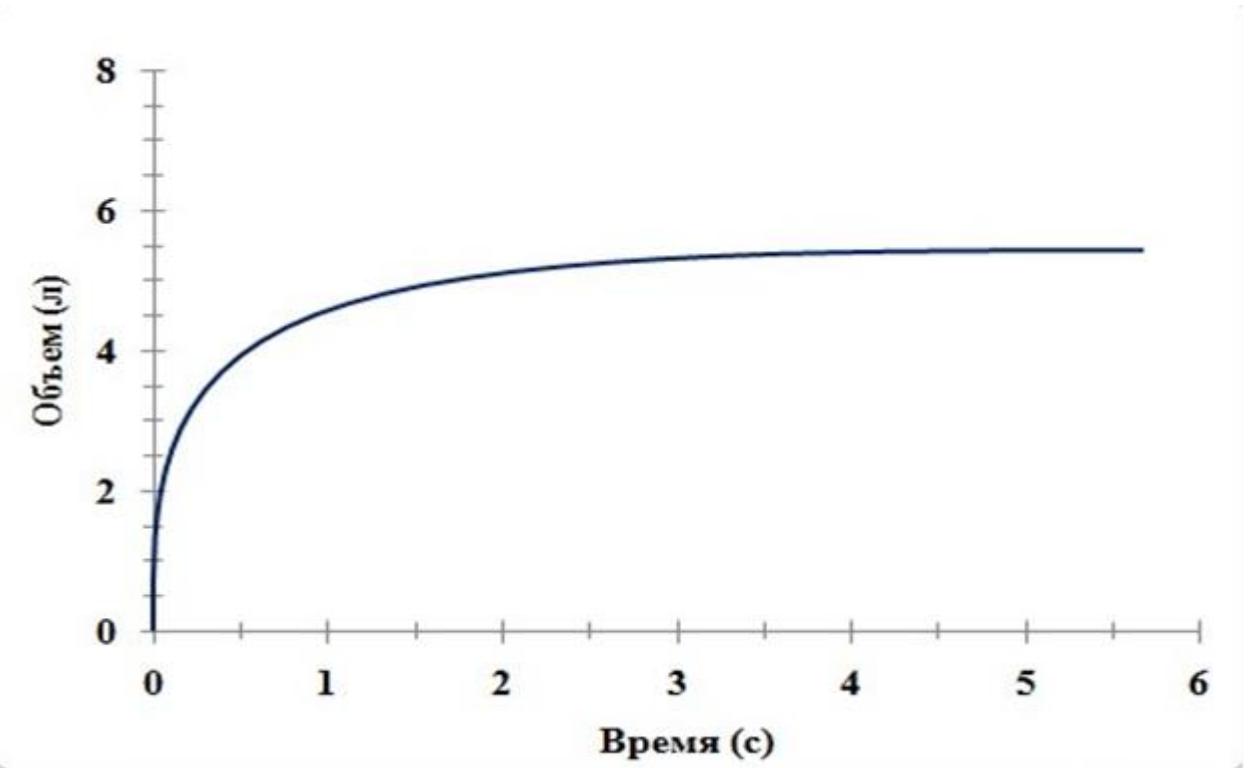


Рисунок 43. Динамика объема воздушного потока с течением времени

Также при физической аэробной тренированности увеличивается объем воздушного потока, проходящий с течением времени через дыхательные пути (Рис. 43.)

Важно, что лабораторное исследование с применением спирометрии позволяет не только, качественно и количественно оценить морфофункциональный статус системы газообмена, но и выполнить раннюю диагностику расстройств и патологий. Так, Известно, что превышение должных значений ЖЕЛ любой степени не является отклонением от нормы, у физически развитых лиц, занимающихся физкультурой и спортом (особенно плаванием, боксом, легкой атлетикой), индивидуальные значения ЖЕЛ иногда превышают дЖЕЛ на 30% и более. Индивидуальная ЖЕЛ считается сниженной, если ее фактическая величина составляет менее 80% дЖЕЛ. Снижение жизненной емкости легких чаще всего наблюдается при патологиях органов дыхания и патологических изменениях объема грудной полости; во многих случаях оно является одним из важных патогенетических механизмов развития дыхательной недостаточности. Снижение ЖЕЛ следует ожидать во всех случаях, когда выполнение умеренной физической нагрузки сопровождается значительным учащением дыхания, особенно если при осмотре выявлено снижение амплитуды дыхательных колебаний стенок грудной клетки, установлено ограничение дыхательных экскурсий диафрагмы и/или ее высокое стояние. Как симптом определенных форм патологии снижение ЖЕЛ в зависимости от его природы имеет различную диагностическую ценность

Показатели функционального статуса аппарата внешнего дыхания, определяемые с помощью спирографии, объективно отражают степень физической аэробной натренированности и уровня адаптированности индивида.

2.3. Определение максимального потребления кислорода (МПК, Volume O₂ max, VO_{2max})

Определение максимального потребления кислорода (МПК) или согласно международному обозначению – VO_{2max} представляет собой надежный, объективный и воспроизводимый показатель газообмена, особенно, в динамике физического тренинга. Прямое определение МПК в режиме реального времени требует использования специального регистрирующего оборудования, беговой дорожки (тредмила) или велоэргометра. Появилась возможность проводить процедуру определения VO_{2max} даже в воде во время плавания, когда используется водный тредмил, т.е. напор воды позволяет плыть против течения и оставаться на одном месте.

Широкое применение получил метод непрямого (косвенного или расчетного) определения МПК, который основан на существующей линейной зависимости между мощностью нагрузки, с одной стороны, и частотой сердечных сокращений (ЧСС), а так же потребления кислорода – с другой. При этом испытуемый выполняет одну, как правило, 5-минутную стандартную нагрузку такой мощности, при которой ЧСС не достигает предельных величин в конце нагрузки. По величине мощности работы и ЧСС в конце работы по номограмме или формулам рассчитывается абсолютное МПК в литрах в минуту (л/мин.) и относительное МПК в пересчете на килограмм массы тела спортсмена (мл/мин/кг). Наиболее доступным косвенным способом определения МПК является расчет этого показателя по формуле фон Добельна и номограмме Астранда с применением степ-теста.

Современная индустрия по производству прогрессивных установок для высококачественных тестирований кардиореспираторных функций предлагает надежные установки, которые обеспечивают регистрацию показателей VO_{2max} в режиме реального времени с высокой точностью и надежностью. Например, аппарат: CARDIOVIT CS-200 EXCELLENCE производства компании Schiller (Рис. 44).



Рисунок 44. Внешний вид установки CARDIOVIT CS-200 EXCELLENCE, предназначеннной для регистрации $\text{VO}_{2\text{max}}$

Для определения МПК косвенным (расчетным) способом испытуемому предлагается выполнить 5-минутный степ-тест (высота скамьи 40 см – для мужчин, 33 см – для женщин) частота нашагивания при этом составляет 22,5 циклов/мин. В конце 5-й минуты определяется ЧСС. Расчёт абсолютного МПК проводится по формуле Добельна, в которой учитывается скачок ЧСС в конце 5-й минуты. Прямые методы определения МПК, конечно, дают более точные результаты и предусматривают выполнение спортсменом трехступенчатых нагрузок возрастающей мощности на велоэргометре, тредмиле или степ-тесте. Длительность двух степеней составляет 5 минут, последняя ступень нагрузки не лимитируется временем и выполняется обязательно до полного утомления (до отказа). На 5-й минуте 1-й и 2-й нагрузок делается забор выдыхаемого воздуха в мешок ДУГЛАСА, определяем минутный объем дыхания и проводим анализ выдыхаемого

воздуха с помощью газоанализатора Холдена с целью определения процентного содержания CO_2 и потребления O_2 . На последней ступени нагрузки выдыхаемый воздух собираем и анализируем каждую минуту. Используя результаты анализа выдыхаемого воздуха и вычисления ежеминутного потребления кислорода, строим график. Однако прямые методы определения МПК технически сложны и для массового обследования не доступны, поэтому их используют при тестировании высококвалифицированных спортсменов. Для сравнения работоспособности (W) отдельных лиц используют не абсолютное значение, а относительное, которую получают, разделив МПК на массу тела (m):

$$W = \text{МПК}/m$$

При необходимости повторить исследование, перед началом его субъект должен отдохнуть, т.к. форсированный выдох является своего рода функциональной нагрузкой. Исследование можно проводить даже у детей старше 5 лет, способных активно выполнять предъявляемую им задачу. Избегаем допущения типичных ошибок при выполнении форсированных вентиляционных маневров:

- недостаточно плотное захватывание загубника, приводящее к утечке воздуха;
- неполный вдох;
- несвоевременное, еще до захватывания загубника, начало форсированного выдоха;
- чрезмерное сжатие губ и зубов;
- отсутствие должного волевого усилия;
- недостаточная продолжительность выдоха;
- преждевременный вдох;
- возникновение кашля в момент выполнения дыхательного маневра.

За каждой из попыток осуществляем визуальный контроль. Не учитываются в исследовании кривые прерывистые (из-за кашля, неплотного контакта с трубкой и т.д.) и полученные при форсированном выдохе,

длящемся менее 6 секунд. Выбранная попытка не должна превышать следующую более, чем на 5%.

Даже применив непрямое определение МПК, удается выявить объективные тенденции в изменении показателей физической выносливости и работоспособности в динамике спортивных тренировок.

Таблица 5.

Показатели МПК ($\text{VO}_{2\text{max}}$), определяемые у нетренированных индивидов

№	Максимальная ЧСС (уд/мин)	Нагрузочная ЧСС (уд/мин)	МПК (мл/мин/кг)
1	181±6	80,1±3,2	40,4±3,2
2	183±7	82,3±3,3	50,4±4,8
3	180±5	79,7±3,5	54,7±5,9

Так, в наших условиях у нетренированных субъектов показатели колебались в определенных пределах (Табл. 5) Тогда как у тренированных индивидов эти же показатели статистически достоверно отличались от тех, полученных в группах нетренированных лиц (Табл. 6)

Таблица 6.

Показатели МПК ($\text{VO}_{2\text{max}}$), определяемые у тренированных индивидов (* - $P<0,05$)

№	Максимальная ЧСС (уд/мин)	Нагрузочная ЧСС (уд/мин)	МПК (мл/мин/кг)
4	191±3*	87,1±2,3	60,8±1,3*
5	189±4	93,5±1,9*	63,3±1,9
6	192±3*	88,6±3,4	72,5±2,9*

Бег на тредмиле (беговой дорожке) со скоростью 12-13 км/ч соответствует интенсивности аэробной нагрузки 55% МПК ($\text{VO}_{2\text{max}}$). 55 % МПК соответствует слабо-умеренной физической нагрузке, которая

инициирует и поддерживает развитие аэробной адаптации. Бег на тредмиле со скоростью равной 10-11 км/ч, как правило, обеспечивает физическую аэробную нагрузку с интенсивностью меньшей, чем 55 % МПК. Интенсивность такой нагрузки классифицируется, как слабая. Анаэробный порог соответствует определенной скорости бега на тредмиле. Такая скорость, соответствующая анаэробному порогу, в среднем составила $V_{anaerob} = 14,2 \pm 0,8$ км/ч. При хорошей степени тренированности и достаточной аэробной способности скорость, соответствующая анаэробному порогу, достоверно выше $V_{anaerob} = 18,6 \pm 0,9$ ($P < 0,05$).

В ходе развития физической работоспособности и аэробных способностей индивида показатели максимального потребления кислорода существенно возрастают, обеспечивая оптимальную вентиляцию.

2.4. Определение насыщения (сатурации) кислородом периферической крови в комбинации с измерением пульса (пульсоксиметрия) (SpO_2) в динамике физических нагрузок

Комбинированное измерение частоты сердечных сокращений (пульса) и величины насыщения (сатурации) крови кислородом (SpO_2) представляет собой относительно простой и технически легко исполняемый метод определения индикатора функции системы крови, обеспечивающей кислородоснабжение тканей организма. Во время выполнения спортивных тренировок в оптимальном кислородоснабжении остро нуждаются ткани центральной нервной системы, сердечной мускулатуры и скелетной мускулатуры. Техника пульсоксиметрии успешно применяется как в практике спортивной медицины, так и в клинике, в реанимации. Пульсоксиметрия стала обычным рутинным способом неинвазивного продолжительного мониторинга степени сатурации артериальной крови кислородом в палатах интенсивной терапии. Результаты пульсоксиметрии отражают сбалансированность кислородотранспортной функции крови. Первые идеи применения специального измерительного устройства для

проведения оксиметрии были предложены в 30-е годы XX-го века. В 1935 г была осуществлена удачная разработка оксиметра автором K. Matthes (Рис. 45). В 1972 г инженер по электричеству компании Nihon Kohden (Tokyo) Takuo Aoyagi внедрил в практику пульсовую оксиметрию, основанную на измерении отношения величин поглощения красного и инфракрасного свечения пульсирующими компонентами крови в области тестирования. Технически идея основана на проведении процедуры измерения оптической плотности, т.е. оптической денситометрии. Идеи Takuo Aoyagi, уравнение и инструмент, предложенные им, были адаптированы, усовершенствованы и маркетизированы в 1978 году другой личностью по имени Akio Yamanishi из компании Minolta. Именно, Minolta получила международно признанный патент и внедрила в индустрию технику пульсовой оксиметрии. Измерительное устройство комбинирует в себе спектрофотометрию и фотоплетизмографию (photoplethysmography, PPG), базирующихся на циклических изменениях объема протекающей крови. Используя в практике физической культуры, спорта и клиники технику измерения сатурации крови кислородом, удалось доказать острую необходимость продолжительного мониторинга на основе этого метода, его информативность и объективность. 95-100 % эритроцитов протекающей через легкие крови становятся насыщенными молекулами кислорода, т.е. используя в качестве индикатора SpO₂, мы получаем информацию о том, насколько плотно загружены эритроциты молекулами кислорода и насколько эффективно выполняется кислородтранспортная функция системы крови. Существует еще возможность инвазивно проанализировать газовый состав крови, но для этого требуется произвести забор образца артериальной крови.

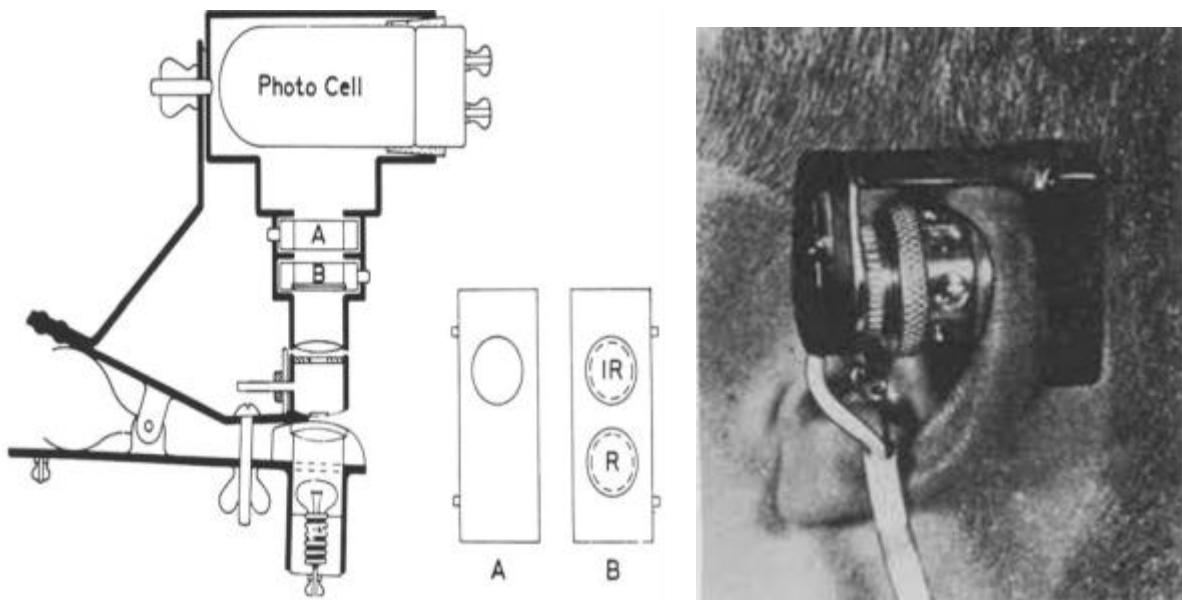


Рисунок 45. Схема, поясняющая принцип действия 1-го устройства, которое обеспечивало оксиметрию ткани, разработанное и изготовленное K. Matthes в 1935 г

Продолжающийся мониторинг (скрининг) насыщения крови кислородом (степени сатурации, SpO_2) остро востребован при проведении аэробного физического тренинга. Такой аэробный тренинг может включать в себя ходьбу, бег, плавание, греблю, спортивный танец, прыжки различной интенсивности, степ-аэробику. Степ-аэробика, выполняемая вместо плавания и бега в качестве аэробного физического тренинга, может обеспечить достаточно высокую частоту: 70-80 шаг/мин. Еженедельный объем аэробного физического тренинга должен составлять 90 мин/неделя, тогда за всю, например, 4-х недельную программу адаптационного физического тренинга накапливается – 360 мин. Мониторинг SpO_2 служит объективным индикатором дозированности и лимитированности физической аэробной нагрузки. Современный пульсоксиметр адаптирован таким образом, что может быть использован компактно, мобильно и естественно физиологично, т.е. неинвазивно.

Сама процедура пульсоксиметрии достаточно проста и заключается в надевании на палец датчика, а регистрирующее устройство либо совмещено с ним, либо мы его фиксируем на запястье (Рис. 46, Рис. 47).



Рисунок 46. Внешний вид пульсового оксиметра (PULSOX-300i, KONICA MINOLTA)



Рисунок 47. Пульсовый оксиметр в работе

Сатурация периферической крови кислородом (SpO_2) у тренированных индивидов (после прохождения адаптации к аэробной физической нагрузке) существенно выше во время однократного испытания на велоэргометре на

15-й минуте и через 1 мин после окончания заезда. Сатурация крови кислородом возрастала и легче восстанавливалась (от $93,1\pm0,6$ – у нетренированных и до $97,9\pm0,2$ %, $P<0,05$ – у тренированных) (Рис. 48)

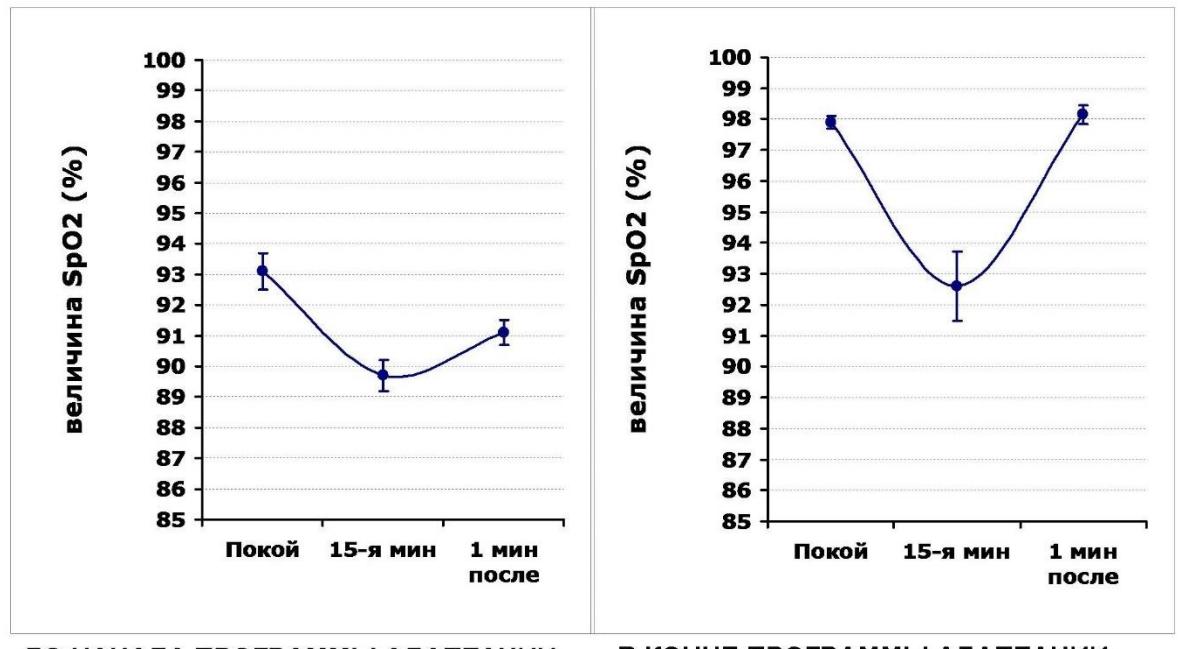


Рисунок 48. Изменение SpO_2 у тренированных индивидов (после программы адаптации к аэробной физической нагрузке)

Достоверные изменения показателей пульсоксиметрии у тренированных субъектов по сравнению с нетренированными, т.е. не достаточно хорошо адаптированными к аэробному физическому тренингу доказывают, что соответствующая программа адаптации позволяет повысить кислородную емкость крови, увеличить сердечный выброс крови, улучшить функциональный статус внешнего и внутреннего дыхания, оптимизировать энергопродукцию и энергопотребление и т.п.

Показатели пульсоксиметрии объективно отражают степень аэробной физической нагрузки на организм и уровень тренированности индивида. Существенное снижение сатурации на фоне учащения пульса сигнализирует о повышенной нагрузке.

2.5. Тестирование деятельности сердца на основе электрокардиографии (ЭКГ)

Виллем ЭЙНТХОВЕН (Лауреат Нобелевской премии по физиологии и медицине, 1924), благодаря изобретению струнного гальванометра, ввел в клиническую практику электрокардиографию (ЭКГ). ЭКГ представляет собой графическую регистрацию колебаний разности потенциалов, возникающих при работе сердца. Важно подчеркнуть, что ЭКГ отражает процессы прохождение волны возбуждения по ткани сердца, а не его механического сокращения. Общее электрическое поле сердца образуется в результате сложения многочисленных потенциалов отдельных мышечных волокон (кардиомиоцитов).

В электрокардиограмме различают следующие зубцы или волны, эти обозначения ввел В. Эйтховен : **P, Q, R, S, T** и иногда **U**.

Сегмент – это отрезок между зубцами (волнами).

Интервал – это совокупность зубца (волны) и сегмента, т.е. в отличие от сегмента, интервал включает в себя и зубец.

Зубец Р возникает в результате возбуждения предсердий. Длительность зубца Р в норме не должна превышать 0,10-0,11 с (Рис. 49).

Сегмент PQ соответствует времени равномерного охвата предсердий возбуждением и проведения импульса далее по пучку ГИСА, его ножкам и волокнам ПУРКИНЬЕ (Рис. 50).

Длительность **интервала PQ** (зубец Р+сегмент PQ) колеблется от 0,12 до 0,20 с.

Зубцы QRS образуют единый комплекс – начальную часть желудочкового комплекса. Он образуется в результате возбуждения желудочек. В первую очередь возбуждается межжелудочковая перегородка. Возбуждение в желудочках распространяется от эндокарда к эпикарду (Рис. 51 и Рис. 52).

Сегмент ST соответствует времени равномерного охвата возбуждением обоих желудочков. Сегмент ST и волна T составляют конечную часть желудочкового комплекса (Рис. 52).

Зубец T отражает процесс выхода желудочков из состояния возбуждения, реполяризацию (Рис. 53).

Зубец U лишь иногда регистрируется после зубца Т, он обусловлен запаздыванием реполяризации отдельных участков миокарда желудочков. Часто наблюдается при различной патологии, особенно, при нарушении баланса электролитов.

Весь сердечный цикл в совокупности соответствует *интервалу R-R* на ЭКГ.

В. ЭЙНХОВЕН в 1913 г. предложил гипотезу, согласно которой тело человека можно представить в виде равностороннего треугольника, в центре которого, как точечный источник электрических потенциалов, расположено сердце. Вершинами треугольника являются правая и левая рука и левая нога. Используется одна нога, потому что потенциал на обеих нижних конечностях практически одинаков. Эти три отведения называются стандартными.

Электрическая ось сердца представляет собой линию, которая соединяет две точки с наибольшей разностью потенциалов.

Проекции электрической оси сердца на стороны треугольника соответствуют форме ЭКГ в стандартных отведениях. Кроме стандартных отведений применяют еще усиленные отведения и грудные от разных точек на грудной клетке в области сердца. У индивидуумов с различной конституцией ЭКГ в разных отведениях различается.

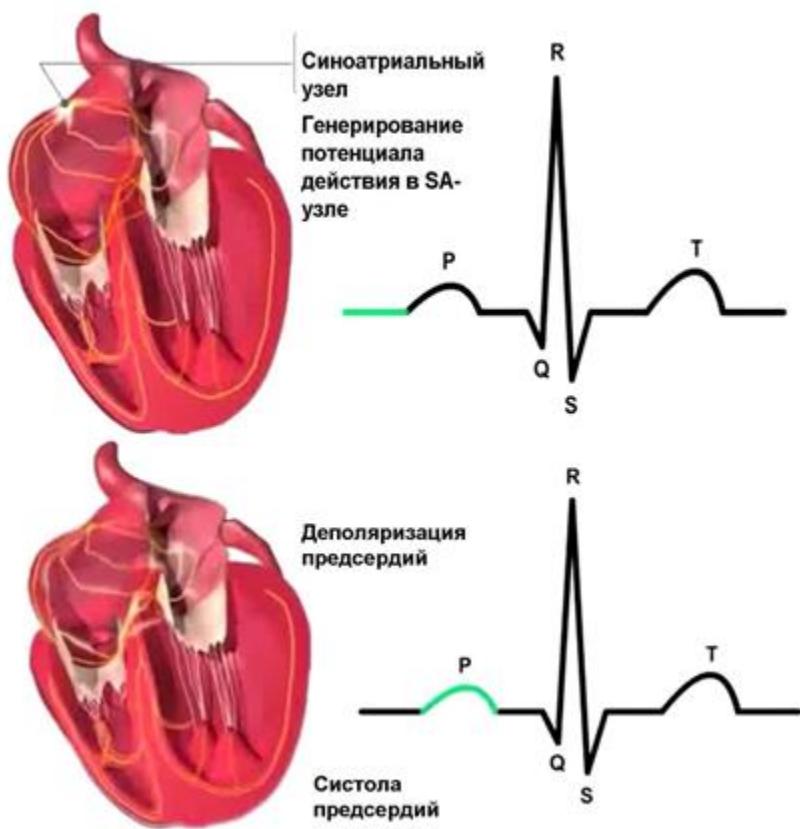


Рисунок 49. Инициирование волны возбуждения в SA-узле и охват возбуждением предсердий

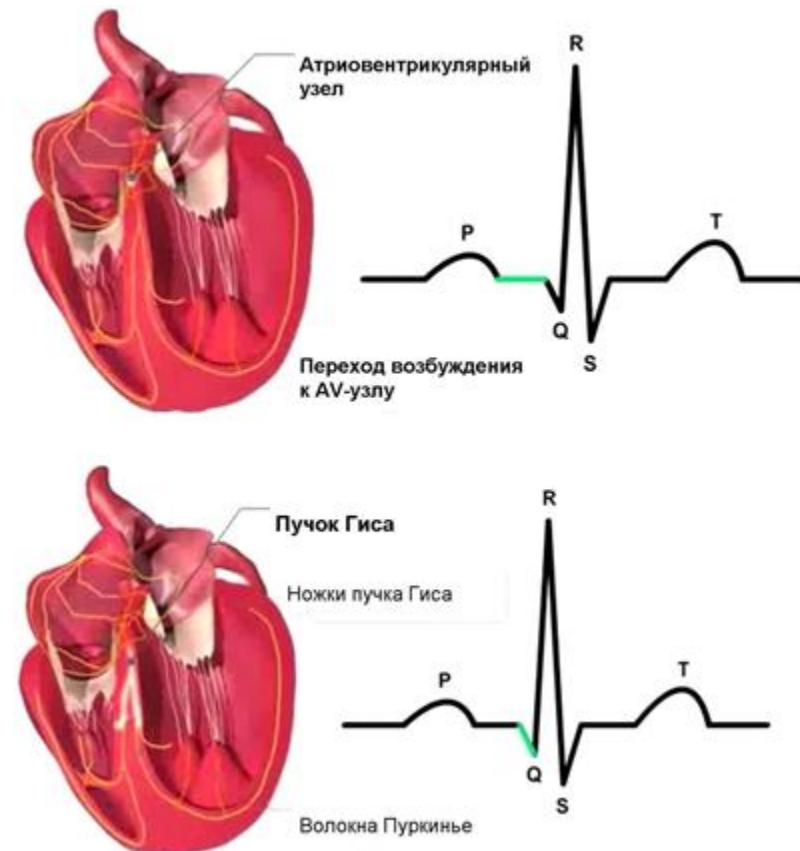


Рисунок 50. Переход волны возбуждения на AV-узел и в межжелудочковую перегородку

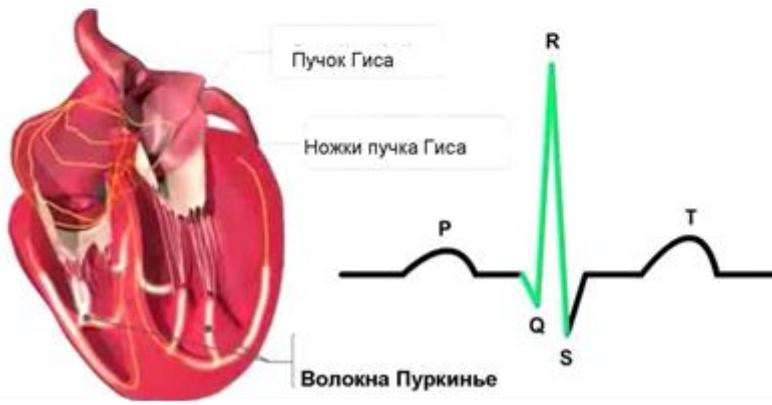
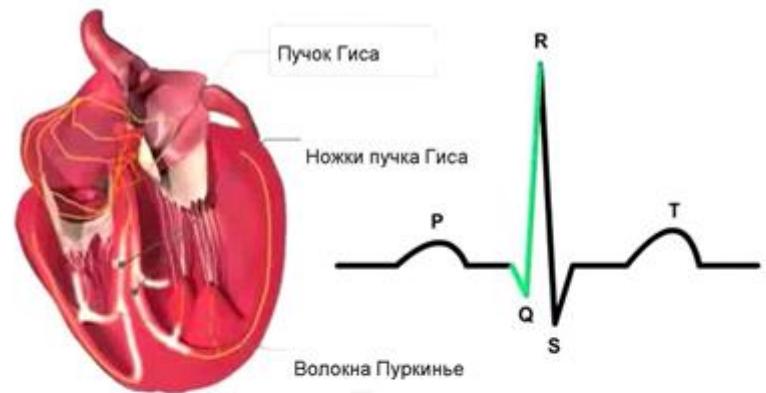


Рисунок 51. Дальнейшее распространение возбуждения по ножкам пучка Гиса и волокнам Пуркинье

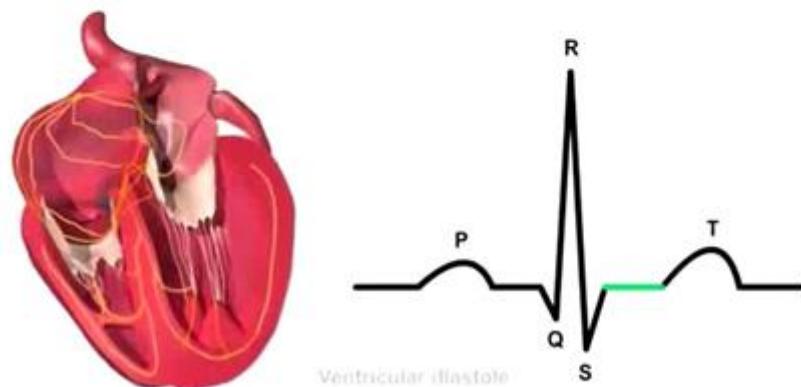
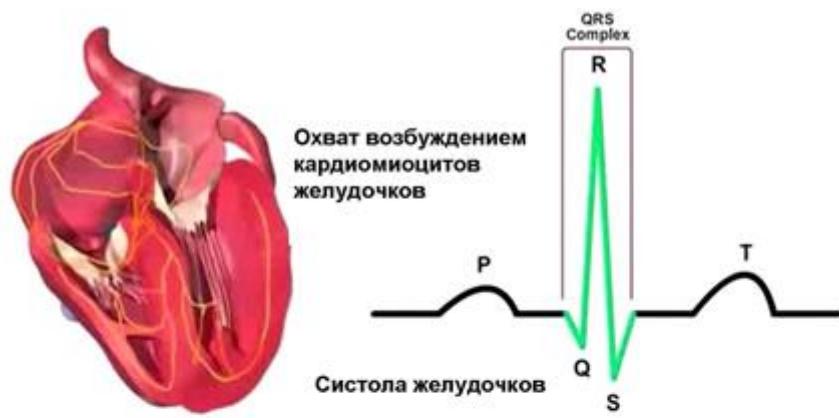


Рисунок 52. Охват возбуждением миокарда желудочков, желудочковый комплекс

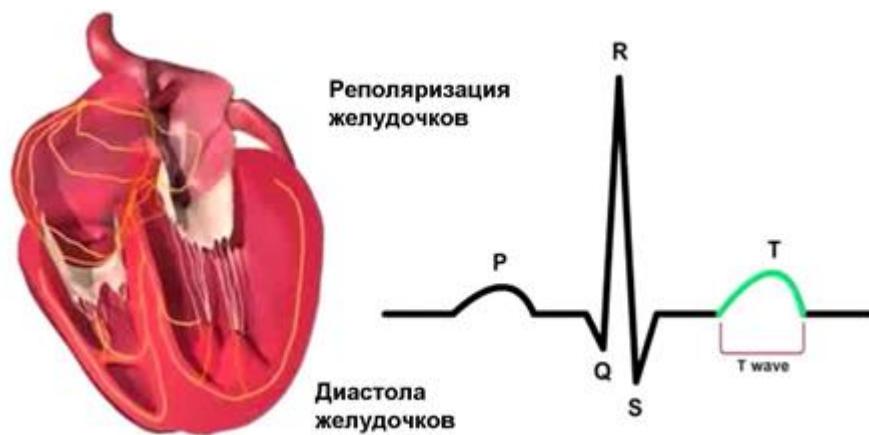


Рисунок 53. Реполяризация желудочков

При прослушивании (аусcultации) грудной клетки в области сердца можно услышать звуки, издаваемые сердцем при его работе. Это тоны сердца.

Слышатся два тона: первый низкий и протяжный, а второй – более высокий и короткий.

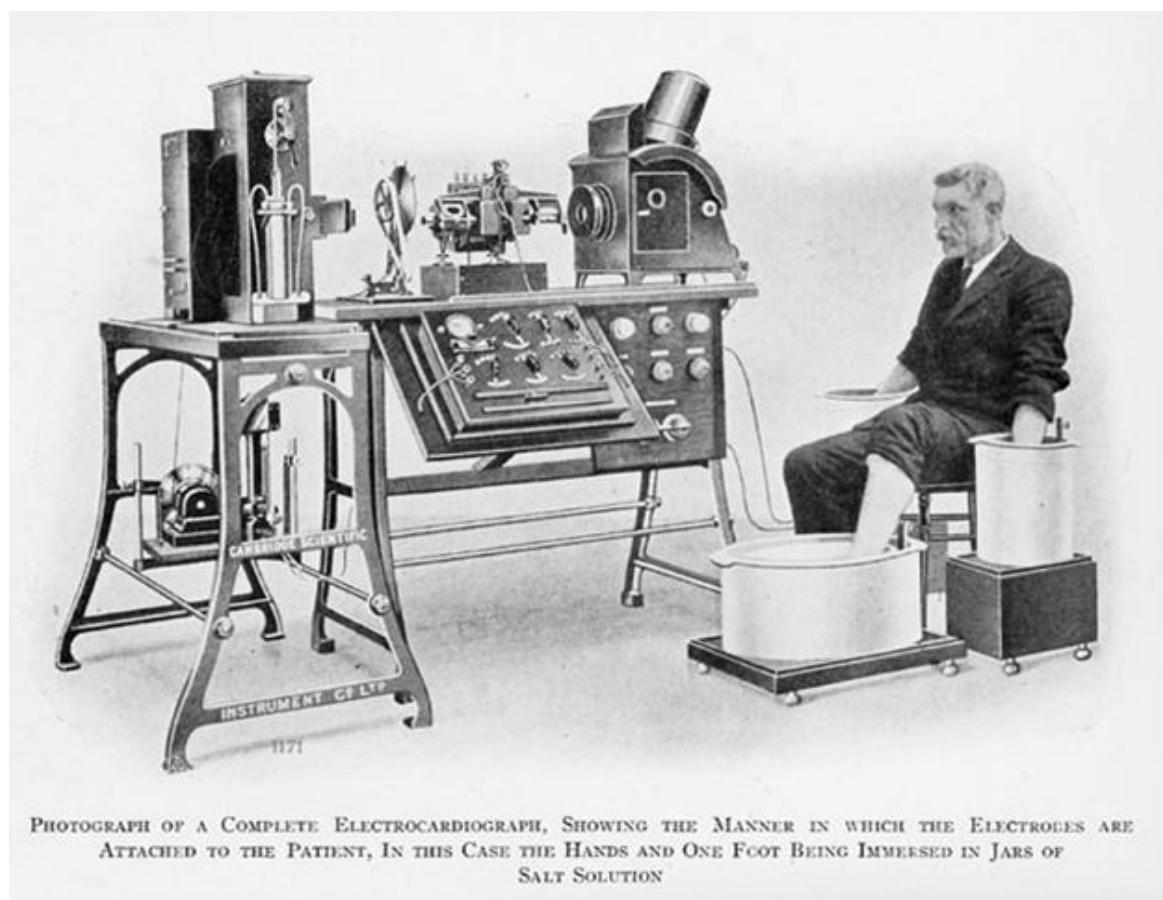
Первый тон вызван закрыванием атриовентрикулярных клапанов при систоле желудочков, в этот момент происходят колебания сухожильных нитей, вибрация ткани.

Второй тон вызван захлопыванием полуулунных клапанов, в это время начинается диастола желудочков.

Третий и четвертый тоны можно зарегистрировать только с помощью фонокардиографии. Третий тон возникает из-за вибрации стенок желудочков, вызванных наполнением их кровью после их расслабления. Сокращение миокарда предсердий провоцирует четвертый тон.

Электрокардиограмма впервые была зарегистрирована в 1912 году В. Эйнховеном (Рис. 54). Важно, что впоследствии технику и оборудование регистрации электрокардиограммы продолжали совершенствовать (Рис. 55).

Электрокардиография (ЭКГ) представляет собой регистрацию (запись) изменений во времени разности потенциалов между двумя точками в электрическом поле сердца, которые воспринимаются наложенными на поверхность кожи конечностей и грудной клетки электродами.



PHOTOGRAPH OF A COMPLETE ELECTROCARDIOGRAPH, SHOWING THE MANNER IN WHICH THE ELECTRODES ARE ATTACHED TO THE PATIENT, IN THIS CASE THE HANDS AND ONE FOOT BEING IMMERSED IN JARS OF SALT SOLUTION

Рисунок 54. Полный электрокардиограф Эйнховена, показана манера наложения электродов на левую руку, правую руку и левую ногу, погруженные в банки с солевым раствором



Рисунок 55. Усовершенствованная модель, выпущенная компанией CSIC (1908), исторический музей Champagn County

1-е условие: электрокардиографическое исследования проводим в помещении, которое удалено от возможных источников питания и воздействия излишнего электромагнитного поля, а кушетка удалена не менее, чем на 1-2 метра, от сети и от различных электрических проводов.

ЭКГ-регистрацию проводим после 20-минутного отдыха обследуемого и через 2 часа после приема им пищи. Обследуемый раздевается до пояса, запястья и лодыжки тоже оставляет открытыми. В настоящее время наиболее широко применяется 12-канальный электрокардиограф, которые обеспечивает регистрацию всех 12-ти отведений ЭКГ: 3 стандартных отведения, 3 усиленных однополюсных отведения и 6 грудных отведений.

Для качественного наложения электродов предварительно требуется обезжирить кожу и уменьшить таким образом электрокожное сопротивление (ЭКС) или импеданс, чтобы обеспечить наилучшую электропроводность кожи в областях наложения электродов. Для этой цели можно использовать спирт, электродную пасту или специальный гель. На нижней трети голени и на запястье накладывают 4 пластинчатых электрода. Электроды маркированы специальным образом: правая рука – красный цвет; левая рука – это жёлтый цвет; правая нога – чёрный цвет, а левая нога – зеленый цвет. Грудной электрод маркируется белым цветом. На грудь устанавливаем один или несколько электродов в зависимости от каналов отведения электрокардиографа. 6-канальный электрокардиограф позволяет регистрировать все 6 грудных отведений, а 12-канальный электрокардиограф обеспечивает регистрацию всех 12-ти отведений. Грудные электроды маркируются следующим образом: V1 - красный цвет; V2 – желтый цвет; V3 – зеленый; V4 – коричневый; V5 – черный и V6 – фиолетовый цвет.

Три стандартных отведения образуют равносторонний треугольник, так называемый *треугольник Эйтховена*, вершинами которого являются правая рука и левая рука, а также левая нога с установленными на них электродами. Осями стандартных отведений являются стороны треугольника Эйтховена. Первое отведение (I) – это левая и правая рука; второе отведение (II) – правая рука и левая нога; третье отведение (III) – левая нога и левая рука (Рис. 56).

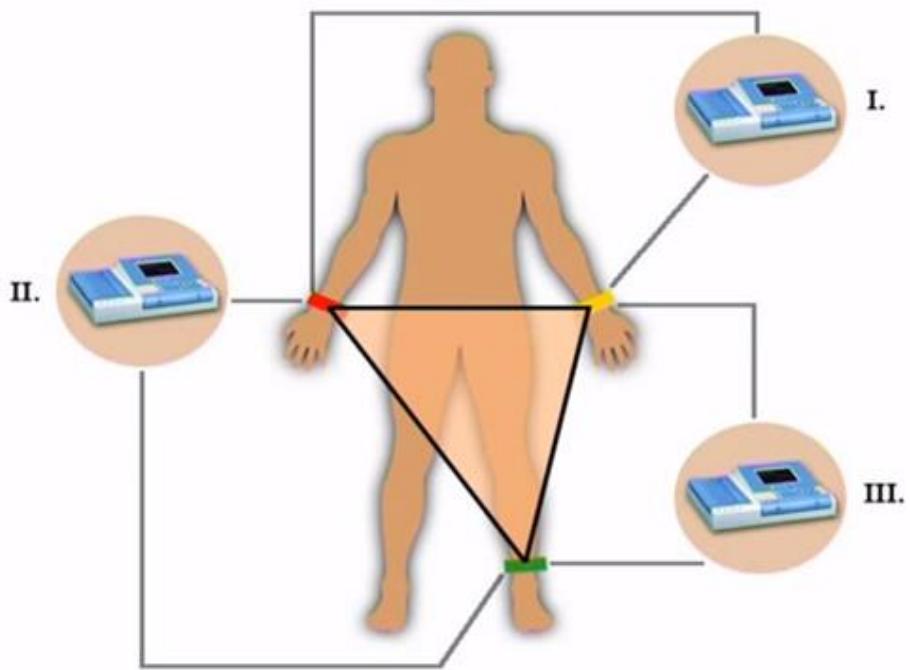


Рисунок 56. Треугольник Эйтховена, стандартные отведения

Усиленные отведения от конечностей были предложены Гольдбергом в 1942 году. Эти отведения позволяют снимать и регистрировать разность потенциалов между одной из конечностей, на которой установлен активный положительный электрод данного направления (правая рука, левая рука или нога), и средним потенциалом двух других конечностей. В качестве отрицательного электрода в этих отведениях используют, так называемый объединенный электрод Гольдberга, который образует путем соединения двух конечностей через дополнительное сопротивление.

Обозначения:

aVR – усиленное отведение от правой руки;

aVL – усиленное отведение от левой руки;

aVF – усиленное отведение от левой ноги (Рис. 57.).

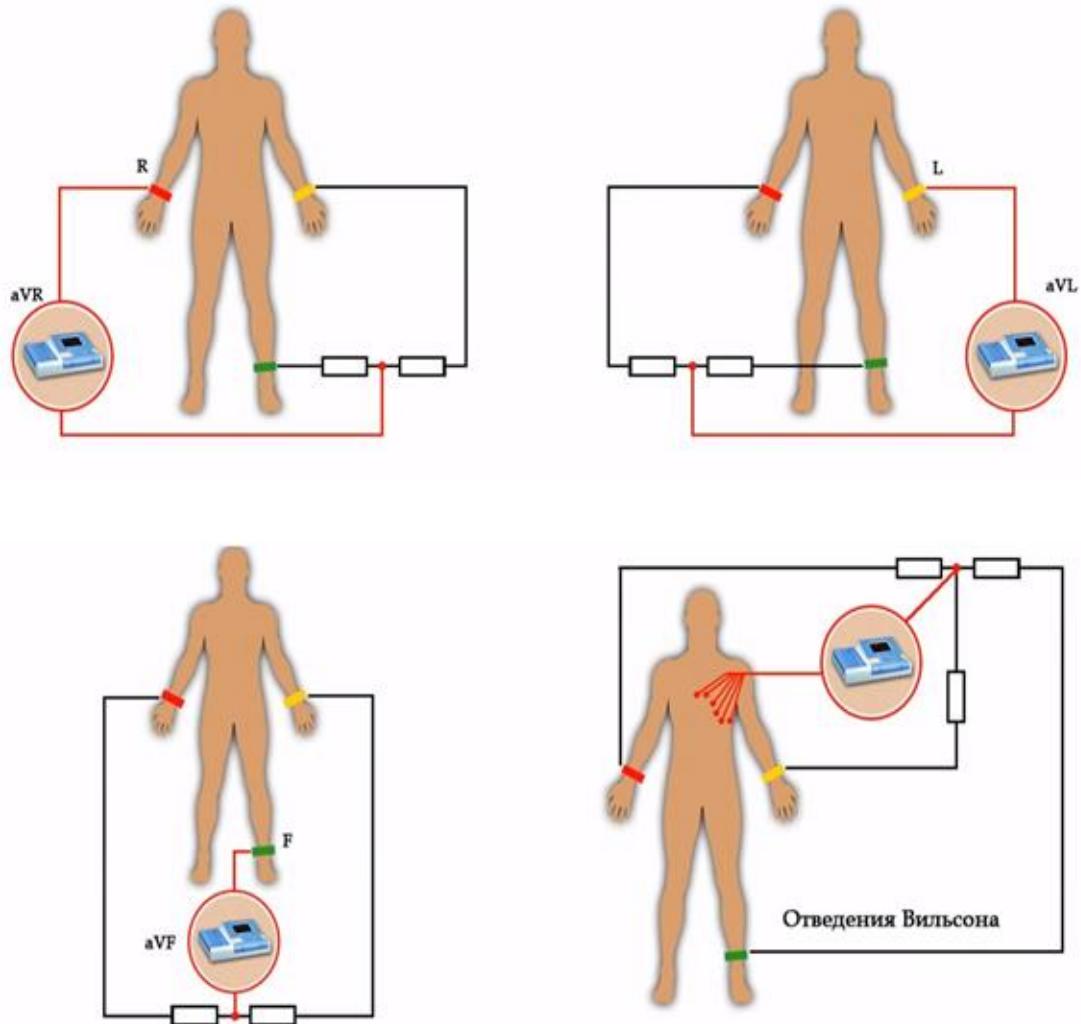


Рисунок 57. Усиленные отведения Гольдберга, грудные однополюсные отведения Вильсона

Грудные однополюсные отведения, предложенные Вильсоном в 1934 году, позволяют регистрировать разность потенциалов между активным положительным электродом, установленным в определенных точках на поверхности грудной клетки, и отрицательным объединенным электродом Вильсона. Для наложения электродов и записи ЭКГ используют 6 общепринятых позиций активного электрода, которые в сочетании с объединенным электродом Вильсона образуют 6 грудных отведений (Рис. 57). Отведение V1 маркируем красным электродом, размещаем в четвертом межреберье по правому краю грудины. Отведение V2 (маркировка желтая) в

четвертом межреберье по левому краю грудины. Отведение V3 (маркировка зеленая) размещаем между позициями V2 и V4 примерно на уровне 4 ребра по левой парастернальной линии. Отведение V4 (маркировка коричневая) размещаем в пятом межреберье по срединно-ключичной линии. Отведение V5 (маркировка черная) на том же уровне по горизонтали, что и V4, по левой передней подмышечной линии. Отведение V6 (маркировка фиолетовая) по левой средней подмышечной линии на том же уровне по горизонтали, что электроды отведений V4 и V5 (Рис. 58)

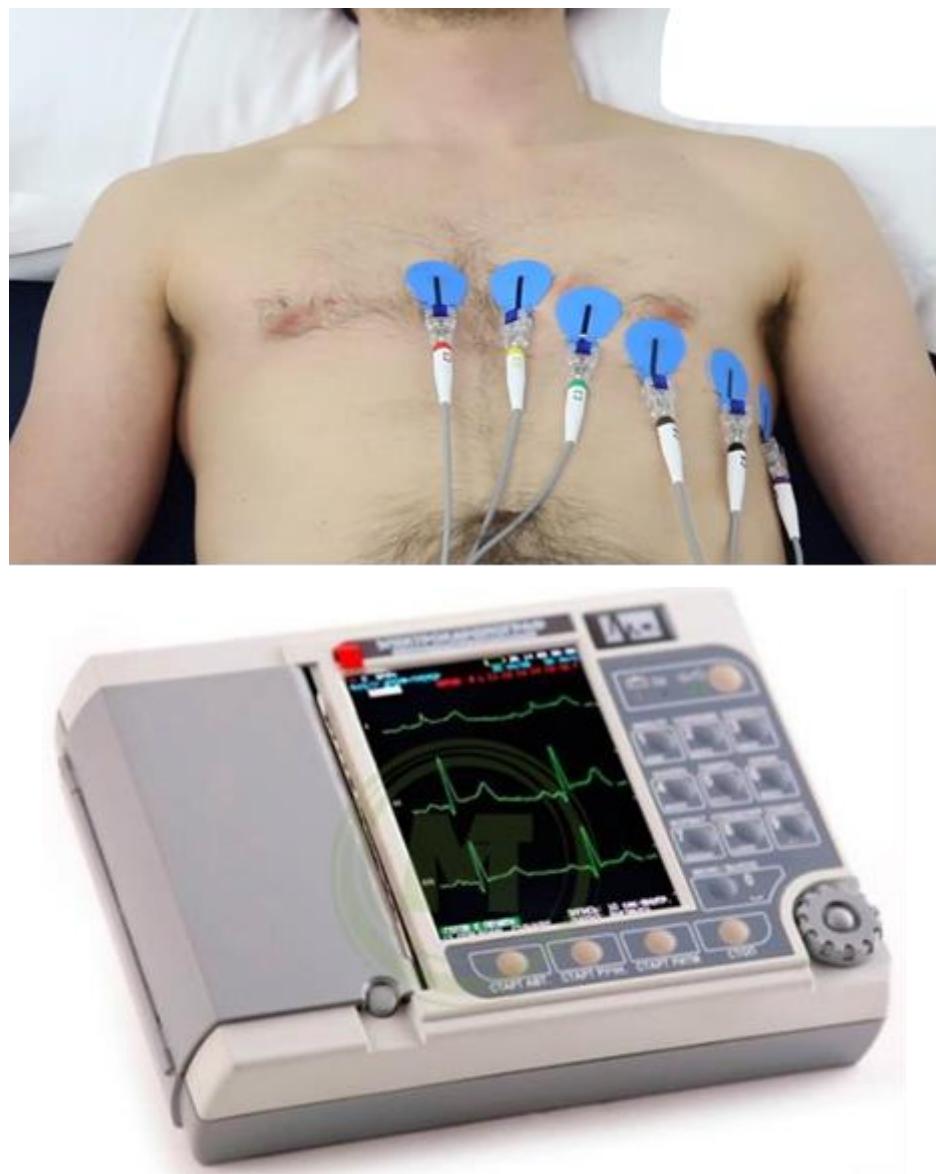


Рисунок 58. Техника наложения грудных однополюсных отведений Вильсона. Современный 12-канальный электрокардиограф ЭК12Т-01-Р-Д с возможностью подключения к ПК

Прежде чем начинать регистрацию, на всех каналах электрокардиографа необходимо установить одинаковое электрическое усиление биоэлектрического сигнала, т.е. выполняем калибровку. Усиление каждого канала подбирается таким образом, чтобы напряжение 1 мВ вызывало отклонение гальванометра или регистрирующего прибора, равное 10 мм. Регулируем усиление электрокардиографа и регистрируем калибровочный сигнал.

Запись ЭКГ проводим при спокойном дыхании испытуемого. Начинаем с регистрации в стандартных отведениях, затем в усиленных, и завершаем процедурой регистрации в грудных отведениях.

Во всех отведениях записываем не менее четырёх сердечных циклов. Запись проводят, как правило, при скорости движения бумаги 50 мм в секунду, меньшую скорость (25 мм/с) используем лишь тогда, когда требуется более длительная регистрации, например, для диагностики нарушений сердечного ритма.

Анализ ЭКГ выполняем с учетом того, что зубец Р отражает деполяризацию или охватывание возбуждением правого и левого предсердий. У здорового человека в отведениях I и II, aVF зубец Р всегда положителен, в отведениях III и aVL может быть положительным двухфазным или отрицательным, в отведении aVR зубец Р всегда отрицательный. Зубец Q быть зарегистрирован во всех стандартных и усиленных однополюсных отведениях от конечностей и в грудных отведениях V4 и V6. Амплитуда зубца Q во всех отведениях кроме aVR не превышает $\frac{1}{4}$ высоты зубца R, а его продолжительность составляет 0,03 с. Зубец R обозначает любой положительный зубец, входящий состав комплекса QRS. Зубец R отражает дальнейшее распространение возбуждения по миокарду правого и левого желудочка поэтому во всех отведениях от конечностей за исключением aVR формируются высокие зубцы R. При нормальном анатомическом положении сердца в грудной клетке зубец R в отведении II имеет максимальную амплитуду. Высота зубца R в отведениях

от конечностей не превышает обычно 20 мм, а в грудных отведениях 25мм. Зубец S у здорового человека. Амплитуда зубца S в разных отведениях колеблется в больших пределах, не превышая 20 мм. При нормальном положении сердца в грудной клетке в отведениях от конечностей амплитуда зубца S мала, кроме отведения aVR. В грудных отведениях зубец S постепенно уменьшается от V1 до V2, V3 и V4, а в отведениях V5 и V6 имеет малую амплитуду или отсутствует.

Зубец Т отражает процесс быстрой конечной деполяризации миокарда желудочков. В норме в большинстве отведений обнаруживается достаточно высокий зубец Т, который имеет положительное значение. Наибольшему зубцу R соответствует наибольший зубец Т и, наоборот. Интервал P-Q измеряется от начала зубца Р до начала желудочкового комплекса QRS. Интервал P-Q отражает длительность А-В-проведения, показывает время распространения возбуждения по предсердиям, атриовентрикулярному узлу, пучку Гиса его разветвлениям. Желудочковый комплекс QRST отражает сложный процесс распространения (комплекс QRS) и угасания (сегмент ST и зубец Т) возбуждения по миокарду желудочков. Амплитуда зубцов комплекса QRS может быть достаточно высока (более 5 мм), тогда комплекс обозначается большими буквами QRS, а может быть менее 5 мм, тогда в обозначении используем малые строчные буквы: qrs. Сегмент ST представляет собой отрезок от конца комплекса QRS до начала зубца Т. Сегмент ST соответствует периоду полного охвата возбуждением обоих желудочков, при этом разность потенциалов между различными участками сердечной мышцы либо отсутствует, либо мала. Поэтому в норме в стандартных или в усиленных однополюсных отведениях от конечностей сегмент ST расположен на изолинии. Смещение изолинии вверх или вниз не должно превышать 0,5 мм. В грудных отведениях V1 и V3 нередко отмечают небольшое смещение сегмента RST вверх не более, чем на 2 мм.

Анализ полученной записи ЭКГ гораздо удобнее выполнять, произведя ее усиление, оцифровку и загрузку в ПК, имея специализированное

программное обеспечение. Тогда как запись на бумажной ленте, выполненная с применением 1-канального электрокардиографа не обеспечивает таких возможностей анализа ЭКГ. Типичная запись во всех 12-ти отведениях выглядит следующим образом (Рис. 59)

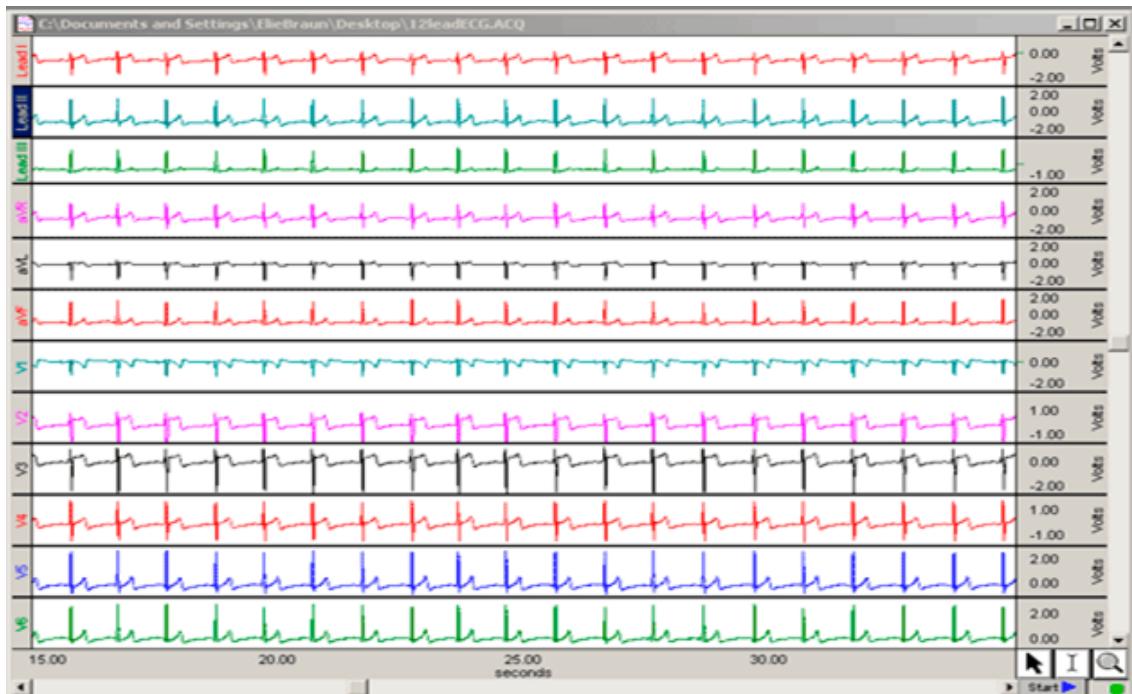


Рисунок 59. Типичная запись ЭКГ, выполненная на 3-канальном и 12-канальном электрокардиографе

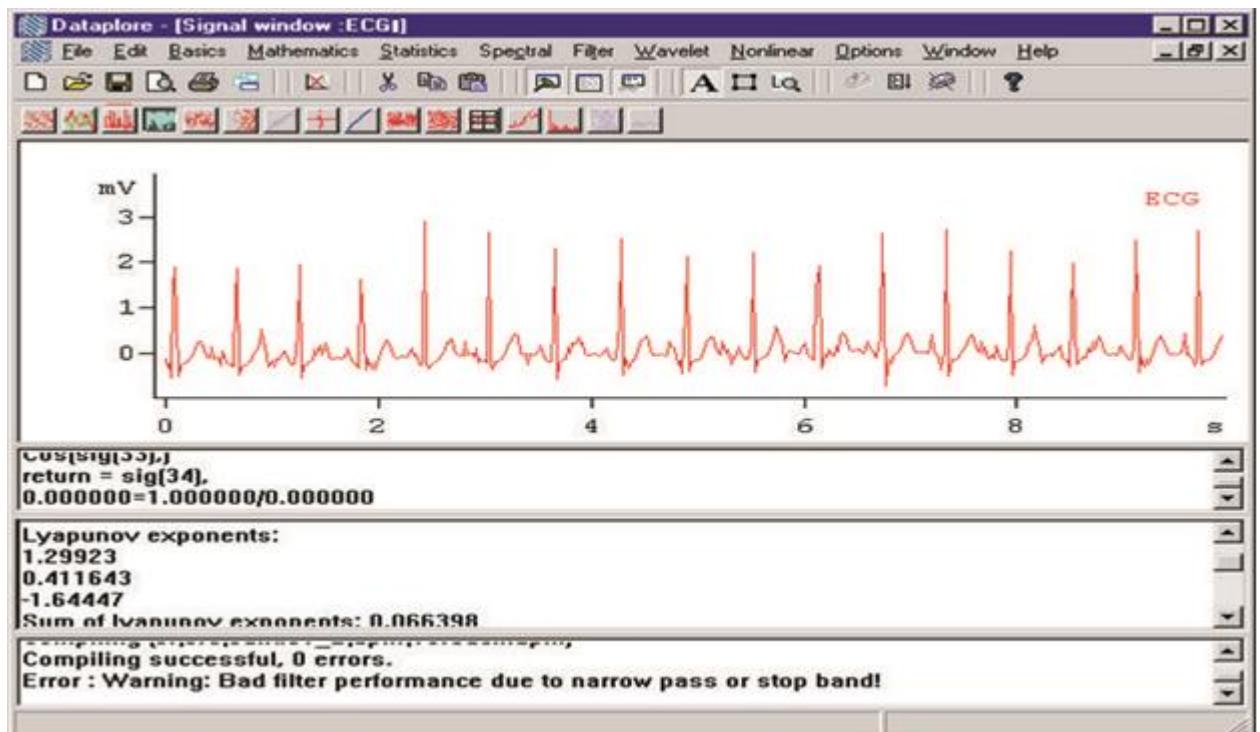


Рисунок 60. Пример автоматического анализа записи ЭКГ (интерфейс программы)

Программное обеспечение позволяет провести калибровку сигнала, изменить надлежащим образом скорость условного прохождения ленты, фильтрование результатов, спектральный анализ записи, интервалометрию и графически выразить результаты (Рис. 60).

Однако для отработки навыков анализа ЭКГ все-таки необходимо вручную провести измерения амплитуд зубцов, их продолжительность, а также продолжительность сегментов и интервалов, их смещение.

Полученная запись ЭКГ характеризует наличие нормального синусного ритма, отсутствие проявлений синдромов и патологий

2.6. Современный метод оценки сердечной сократительной деятельности и ее регуляции на основе определения вариабельности сердечного ритма (ВСР, Heart Rate Variability, HRV)

Спортивные тренировки или занятия физической культурой, в особенности, те, которые основаны на мощном аэробном тренинге (спортивная ходьба, стайерский бег, плавание, гребля, спортивное ориентирование), должны быть дозированными и по возможности индивидуализированными. Для обеспечения физиологически обоснованной, объективной индивидуализации физических нагрузок можно применять современный метод оценки сердечной сократительной деятельности и ее сбалансированной регуляции на основе определения вариабельности сердечного ритма (ВСР или согласно международной номенклатуре: Heart Rate Variability, HRV). Ранее аналогичная методика оценки вариабельности сердечного ритма была внедрена в практику психических и физиологических исследований человека в экстремальных условиях советскими учеными Василием Васильевичем ПАРИНЫМ и Романом Марковичем БАЕВСКИМ под наименованием: кардиоинтервалография, т.е. регистрация и анализ

изменений R-R интервалов в электрокардиограмме (Рис. 61.). Школа Р.М. Баевского применяла технологию компьютеризированной интервалометрии (математического анализа сердечного ритма) для объективного определения уровня адаптированности пилотов, космонавтов. Роман Маркович работал в NASA, где исследовал влияние длительного пребывания в космосе на дыхательную и сердечную деятельность. Главным инструментом анализа был показатель вариабельности сердечного ритма (ВСР). Результаты помогли понять, как кардиореспираторная система человека переносит состояние невесомости. Современная физиология спорта не обходится без функциональных тестирований с применением вариабельности сердечного ритма. Уже доказано, что, например, аэробный тренинг обусловливает повышение вариабельности сердечного ритма. Такое повышением ВСР свидетельствует об активизации влияний симпатической нервной системы и высших регуляторных центров лимбической и гипоталамо-гипофизарной систем поддержания гомеостаза в стрессогенных условиях окружающей среды.



Рисунок 61. Роман Маркович Баевский

Роман Маркович Баевский – один из ведущих специалистов по космической кардиологии и по методологии физиологических измерений в космосе (Рис. 62).



Рисунок 62. Измерение вариабельности сердечного ритма у Юрия Алексеевича ГАГАРИНА

Используя файлы с записями ЭКГ из базы данных, вначале выполняем их анализ, который основан на интервалометрии (R-R-интервалов). Интервалометрию можно осуществить и вручную (мануально), имея записи на бумажной ленте, но это очень трудоемкий процесс, тогда как позволяет отработать навыки анализа ЭКГ. Запись должна содержать достаточно большое число зарегистрированных сердечных циклов. Можно остановиться, получив результаты интервалометрии ЭКГ (Рис. 63.), но для более детальной и разноплановой оценки мы переходим к спектральному анализу вариабельности сердечного ритма в течение всего периода регистрации (Рис. 64.).

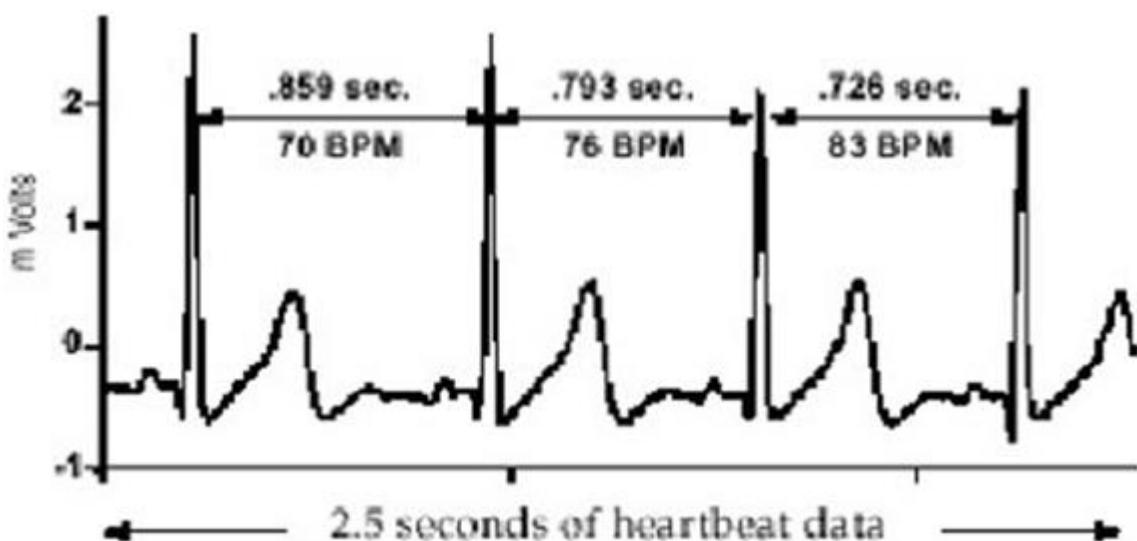


Рисунок 63. Процедура интервалометрии (R-R интервалов ЭКГ)

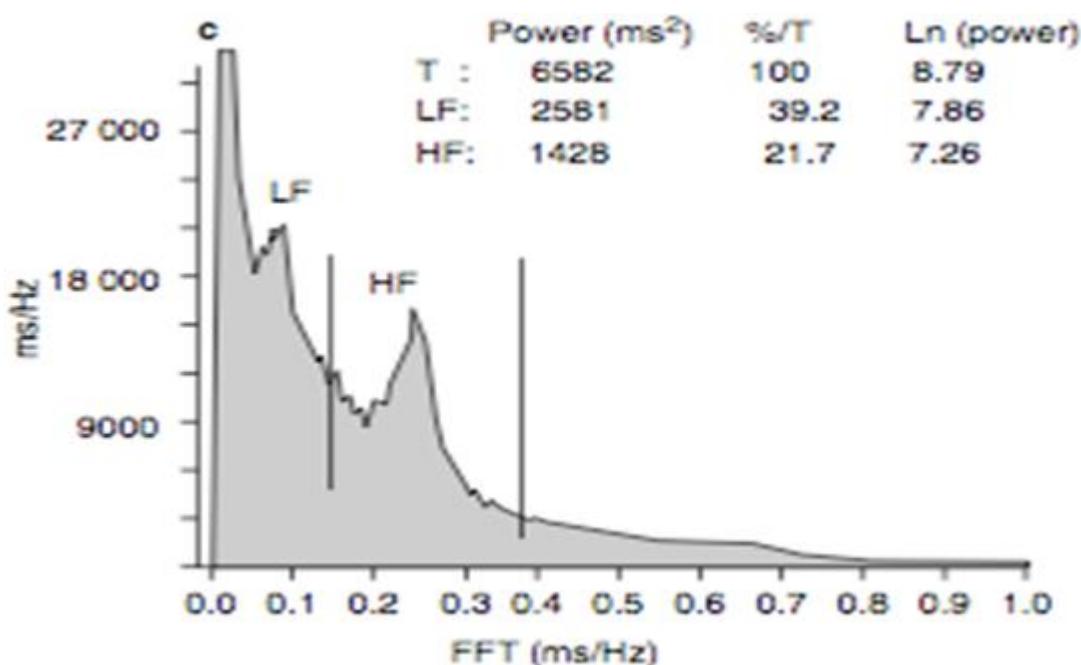


Рисунок 64. Частотно-доменовые измерения (Быстрое преобразование Фурье, Fast Fourier Transformation, FFT) низкочастотного (LF) и высокочастотного (HF) доменов

Физиологический эксперимент подразумевает не однократную регистрацию ЭКГ и анализ ВСР, а многократную на фоне разных функциональных состояний: период относительного покоя, разные ступени (стадии) аэробной физической нагрузки, период эмоциональной и когнитивной нагрузки, постнагрузочный период восстановления, период сна.

Учитываем и антропометрические данные измерений экскурсии грудной клетки и брюшной полости, определений частоты, глубины дыхания, длительности дыхательного цикла и сопоставляем эти данные с показателями вариабельности сердечного ритма (отношением низкочастотного и высокочастотного диапазонов, НЧ/ВЧ или LF/HF, т.е. с критериями баланса влияний симпатического и парасимпатического отделов автономной нервной системы). Отношение LF/HF служит также индикатором, отражающим тонкую регуляторную деятельность высших нервных центров в механизмах обеспечения поддержания гомеостаза (гипоталамо-гипофизарной системы), формирования эмоций, памяти и поведения (лимбической системы).

Спектральный анализ вариабельности сердечного ритма весьма информативный индикатор, который позволяет на практике объективно выявить и количественно просчитать сопоставимость индивидуальной программы адаптации и паттерна индивидуального реагирования.

Изменчивость сердечного ритма мы может оценить качественно и количественно, имея достаточно презентативную запись ЭКГ. Такая запись ЭКГ может продолжаться 5 минут, а может иметь перманентный мониторинговых характер и длиться 24 ч в сутки, в зависимости от целей и задач физиологического исследования.

Для спортсменов в настоящее время используются специально адаптированные для этих целей рабочие станции. Такая рабочая станция оснащена не только электрокардиографом, но и оборудованием для регистрации потребления O_2 и выделения CO_2 , артериального давления и сатурации крови O_2 . Кроме того, система электродов приспособлена к снятию биопотенциалов с поверхности кожи на запястьях и туловище, чтобы обеспечить мобильность испытуемого, его способность осуществлять физические упражнения. Такой комплексный мониторинг точную и разностороннюю картину; для таких вещей как суточные изменения, требуется больше времени (Рис. 65.).



Рисунок 65. Комплексный мониторинг VO_{2max} SpO_2 АД и ВСР в режиме реального времени

Прежде всего, при оценке HRV выявляем последовательные QRS-комплексы так, чтобы интервалы R-R могли быть легко определяемы. Именно, этот ряд R-R интервалов предоставит нам информацию, необходимую для определения их изменчивости при осуществлении аэробной физической нагрузки (от стадии к стадии) или во время покоя.

Спектральный анализ в динамике развития аэробных нагрузок демонстрирует повышение и индекса отношения НЧ/ВЧ (LF/HF).

Отношение НЧ/ВЧ демонстрирует улучшение баланса между симпатикой и парасимпатикой (симпато-вагусного баланса) к концу аэробного тренинга. Это улучшение баланса проявляется в виде повышения парасимпатических влияний, позволяющего осуществлять более эффективное восстановление. Влияние парасимпатической составляющей автономной нервной системы связывают с повышением спектральной мощности высокочастотного диапазона (ВЧ), на фоне этого отношение

НЧ/ВЧ проявляет тенденцию к снижению при развитии физической адаптации (Рис. 66)

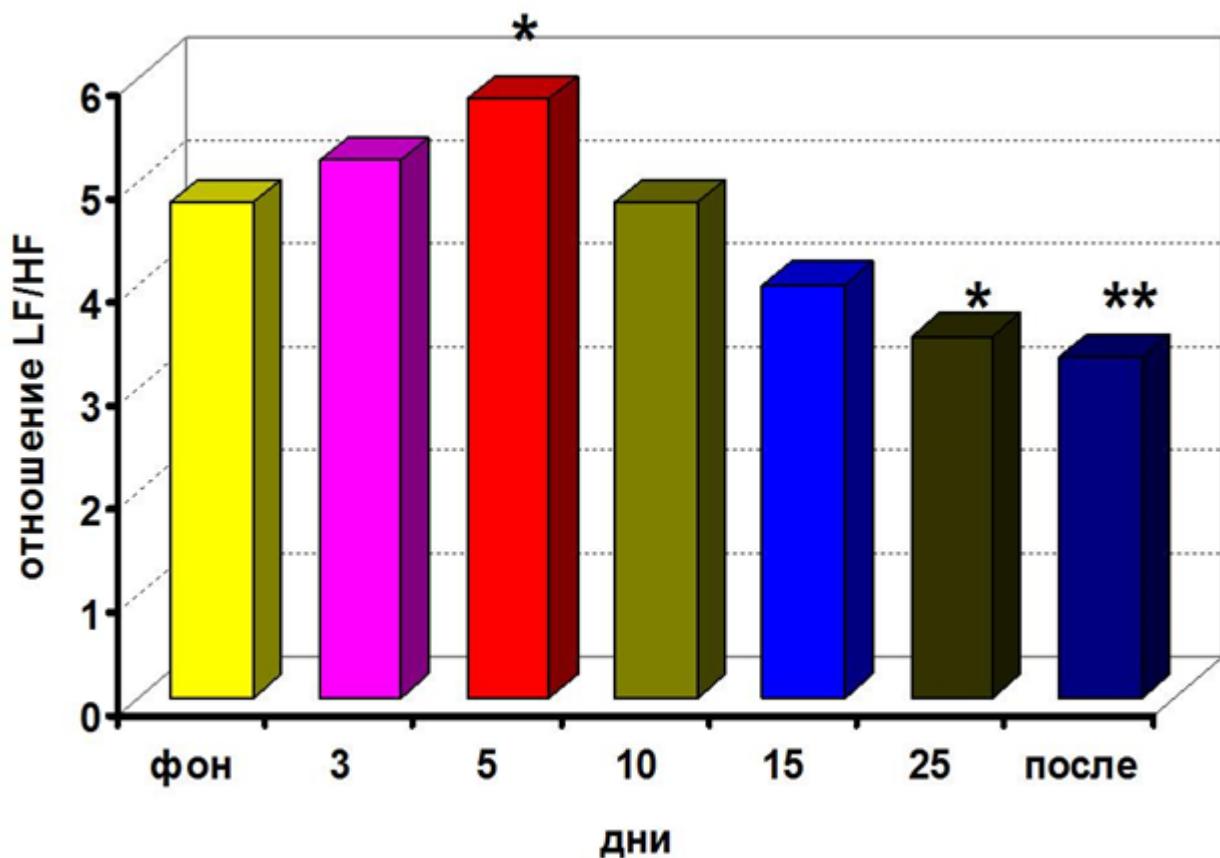


Рисунок 66. Тенденция снижения отношения LF/HF в динамике развития адаптации к тренингу

Курс аэробного физического тренинга повышает уровень адаптированности индивидов. Повышенная адаптированность согласно показателям вариабельности сердечного ритма (спектрального анализа и сдвигов величины отношения НЧ/ВЧ) проявляется графически как нахождение результата в, так называемой «зеленой» зоне. Зеленая зона – это аэробная зона, которая отражает достаточно высокий уровень газообмена в организме испытуемого (при этом максимальное потребление кислорода $VO_{2\max}$ доходит до пределов: 75-85 %) (Рис. 67.).

Интенсивность усилия	Эффект
МАКСИМУМ (90-100 %)	 МАКСИМАЛЬНОЕ ИСПОЛНЕНИЕ И СКОРОСТЬ
ТЯЖЕЛО (80-90 %)	 ПОВЫШАЕТ ВОЗМОЖНОСТЬ МАКСИМАЛЬНОГО ИСПОЛНЕНИЯ
УМЕРЕННО (70-80 %)	 УЛУЧШАЕТ АЭРОБНЫЙ ФИТНЕСС 
ЛЕГКО (60-70 %)	 УЛУЧШАЕТ БАЗОВУЮ ВЫНОСЛИВОСТЬ И СЖИГАНИЕ ЖИРА
ОЧЕНЬ ЛЕГКО (50-60 %)	 УЛУЧШАЕТ ОБЩЕЕ ЗДОРОВЬЕ И ПОМОГАЕТ ВОССТАНОВЛЕНИЮ

Рисунок 67. Градация адаптогенности аэробного физического тренинга в зависимости от % МПК ($\text{VO}_{2\text{max}}$)

Примечательно, что адаптогенность физического тренинга характеризуется проявлением сбалансированности действия симпатической и парасимпатической систем, выраженной через отношение диапазонов низкой и высокой частоты (LF/HF), в динамике развития адаптации к аэробному и силовому тренингу (Рис. 68-74).

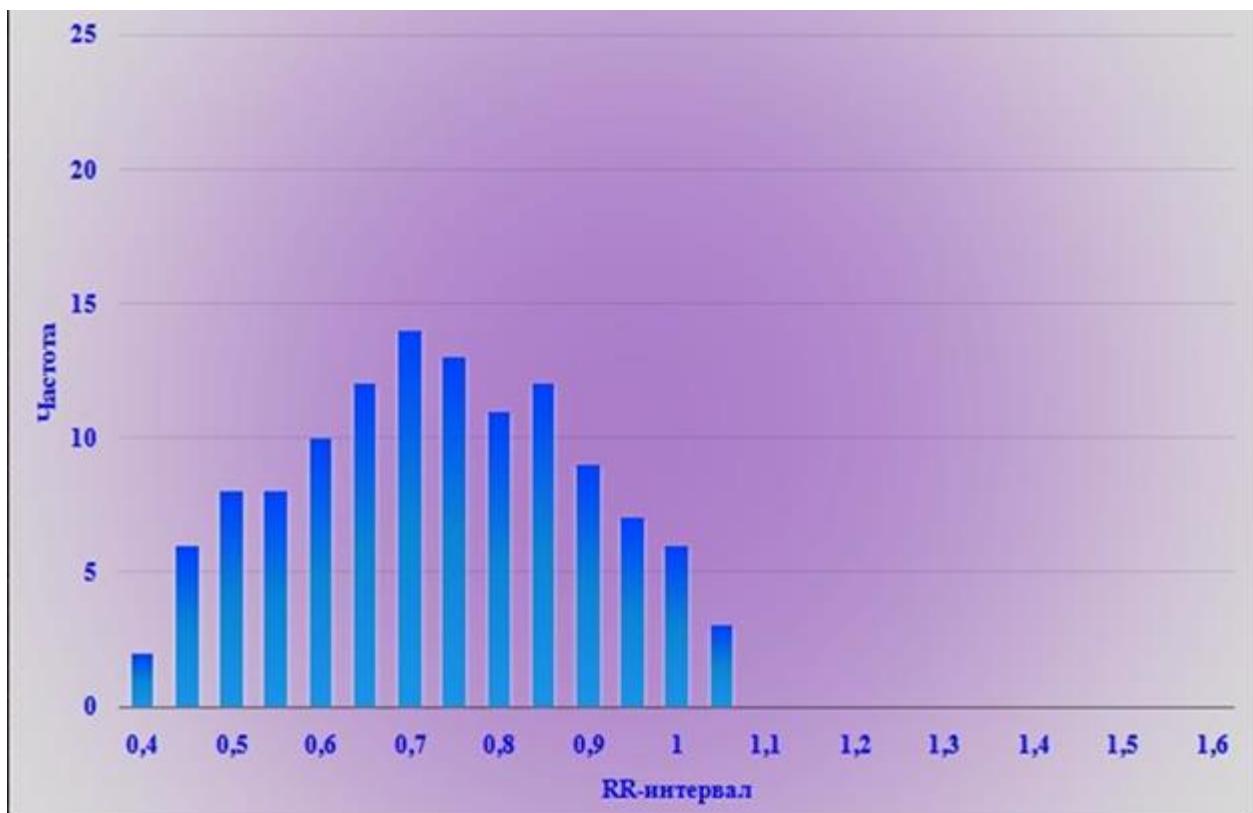


Рисунок 68. Результаты интервалометрии у слабо тренированных индивидов

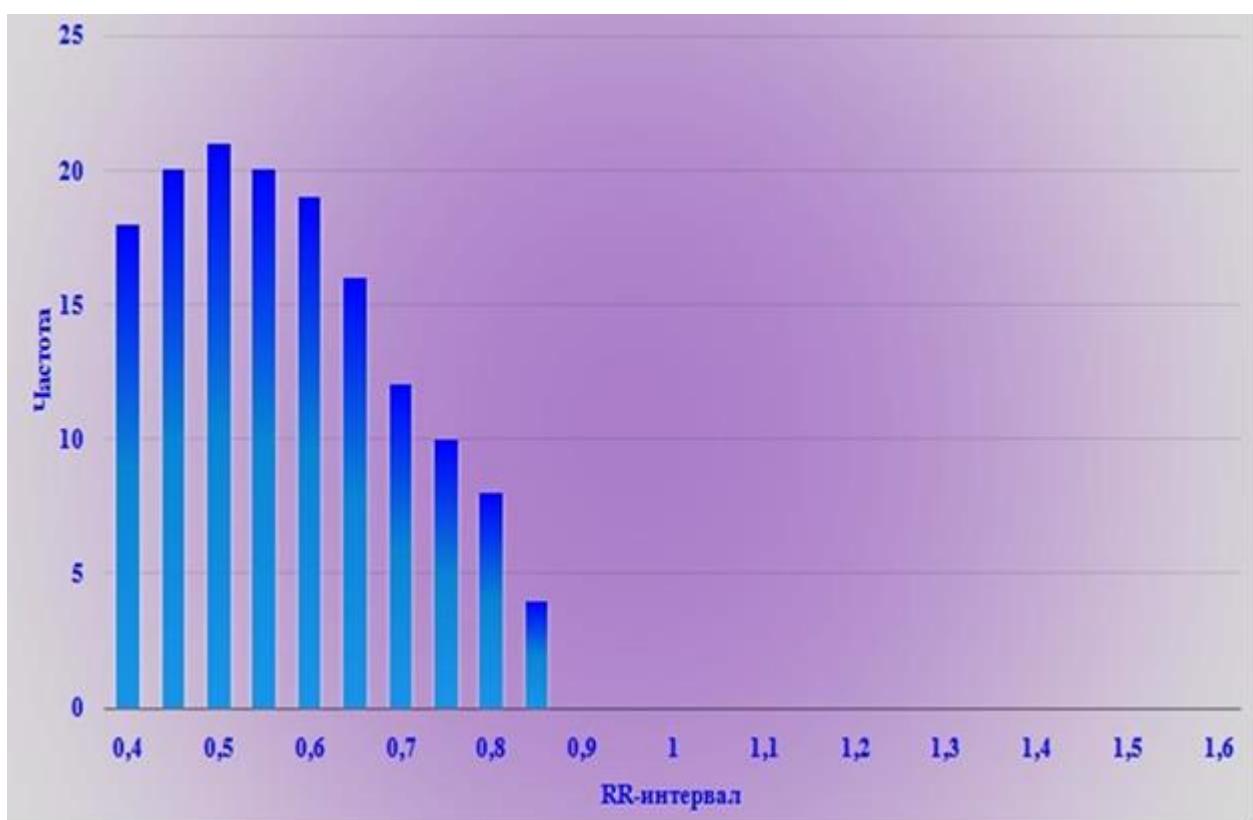


Рисунок 69. Результаты интервалометрии у субъектов в начале программы аэробных физических тренировок

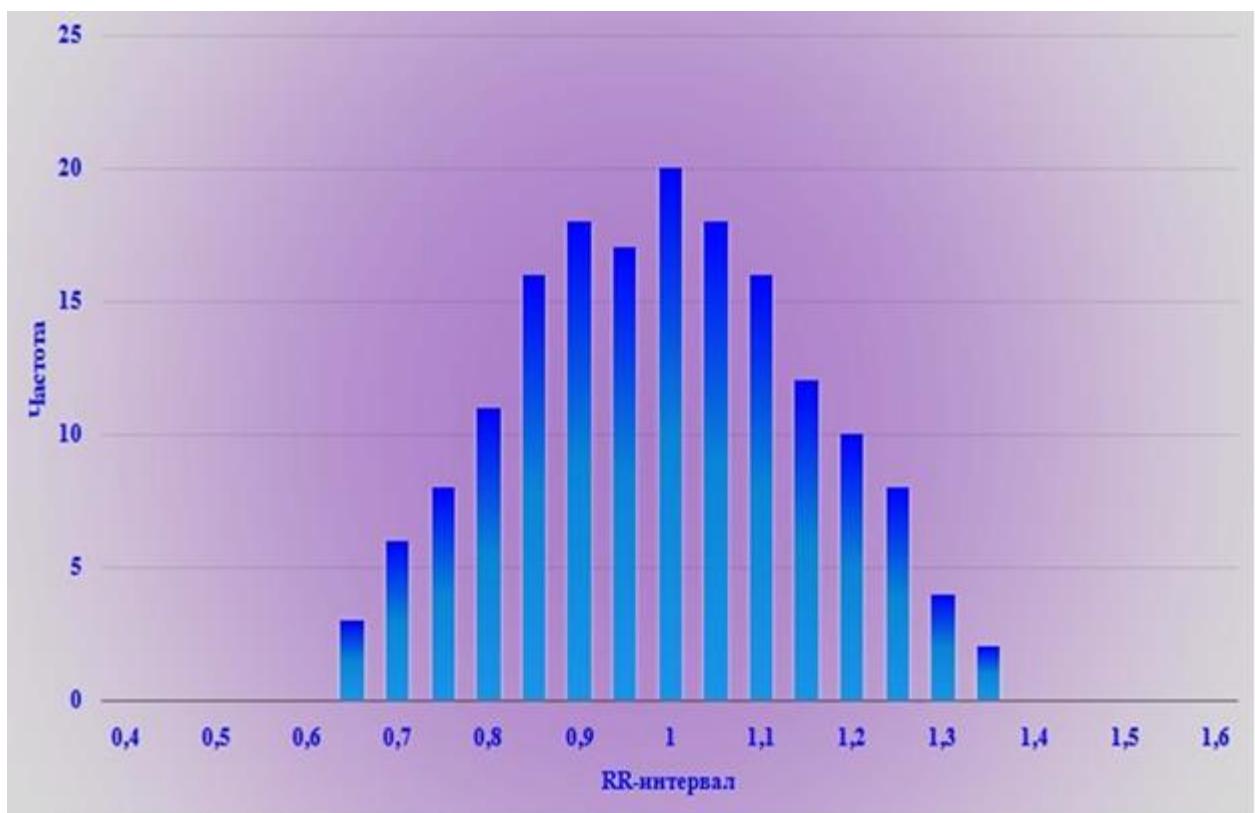


Рисунок 70. Результаты интервалометрии у субъектов, достигших определенного уровня тренированности

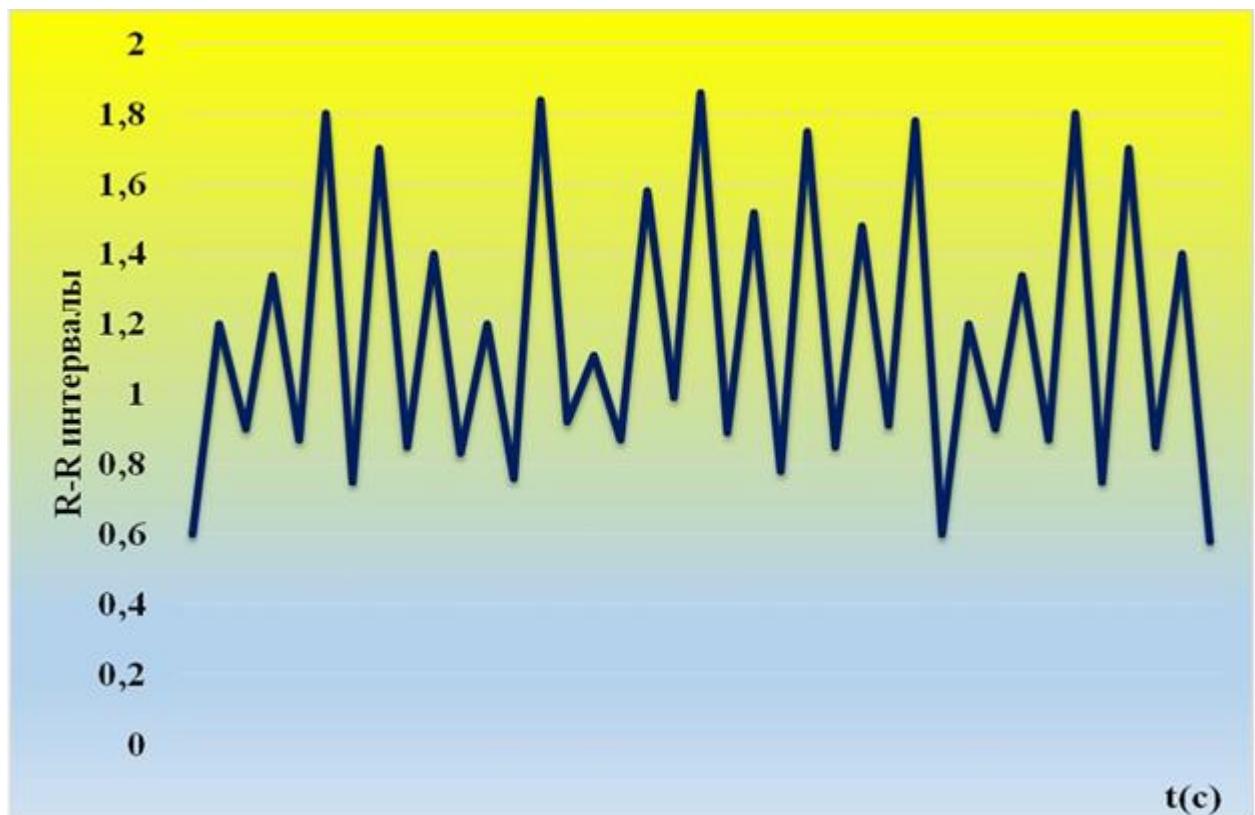


Рисунок 71. Вариабельность сердечного ритма у слабо тренированных индивидов

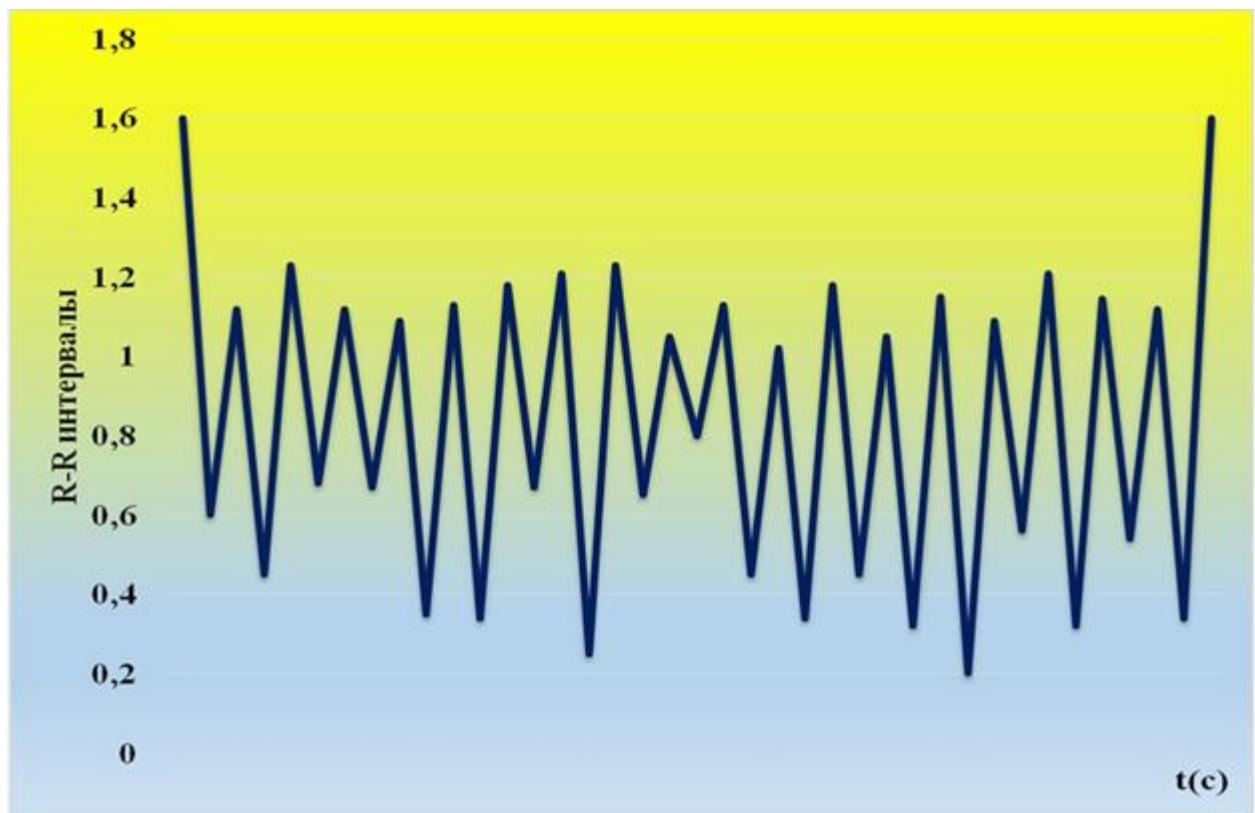


Рисунок 72. Результаты ВСР у субъектов в начале программы аэробных физических тренировок

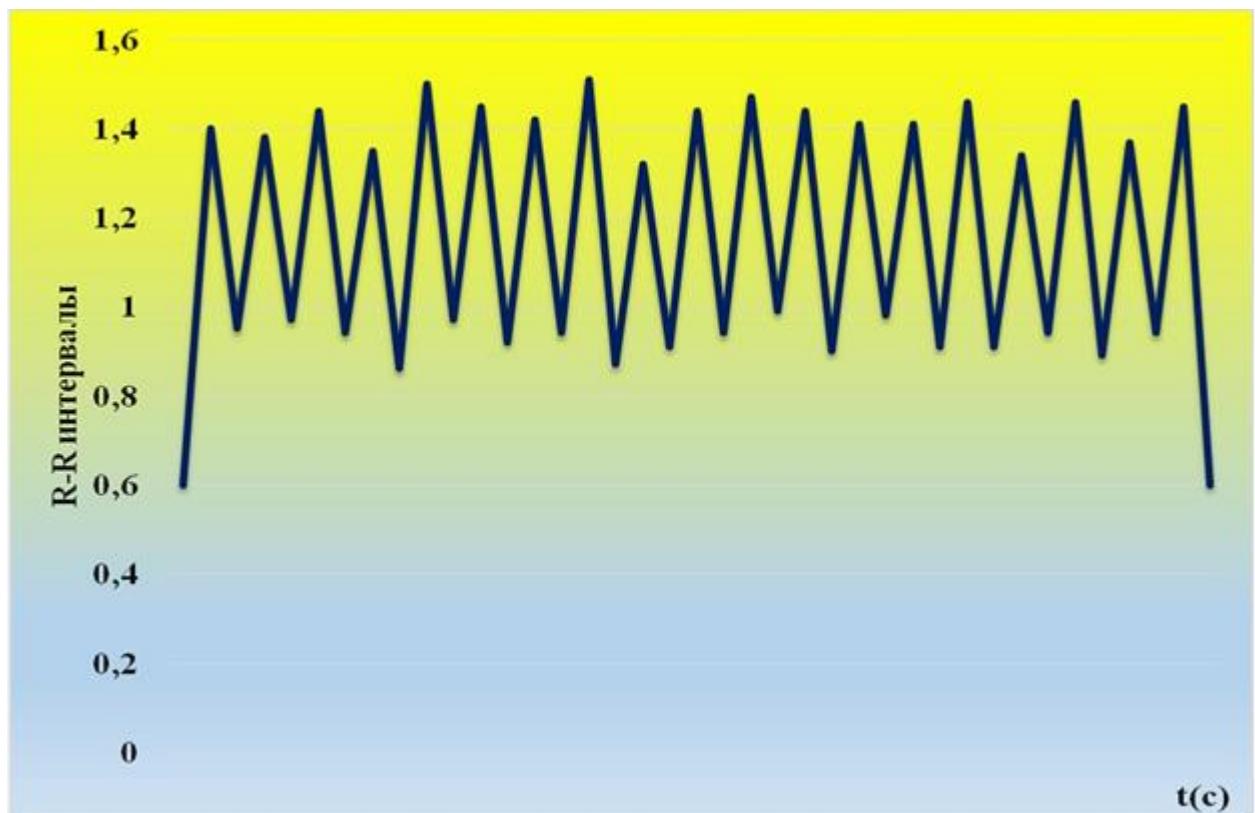
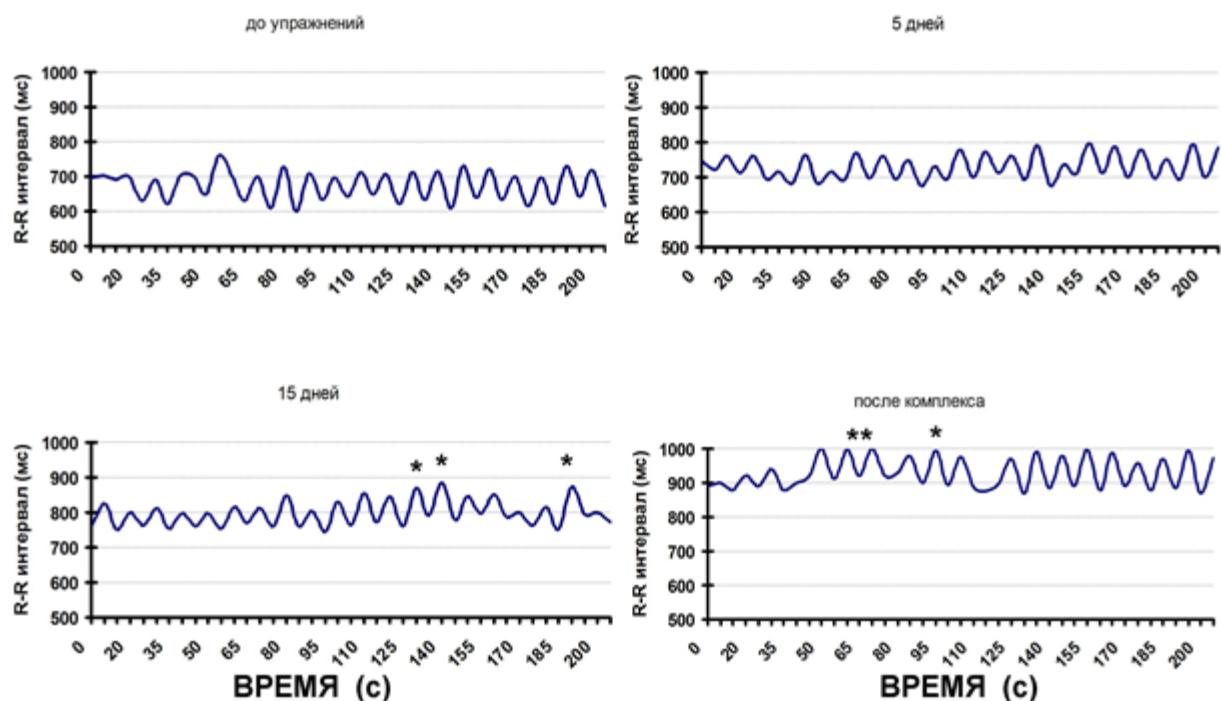


Рисунок 73. Результаты ВСР у субъектов, достигших определенного уровня тренированности



Вариабельность сердечного ритма, выраженная через длительность R-R интервалов (мс), в динамике аэробного тренинга

* - ($P<0,05$), ** - ($P<0,01$).

Рисунок 74. Характерные изменения ВСР (HRV) в ходе проведения программы адаптации к аэробной физической нагрузке

Из полученных результатов следует, что в фоновых определениях ВСР проявляется невысокая степень дисбаланса между симпатикой и парасимпатикой в сторону преобладания симпатики. В начале программы тренировок результаты ВСР демонстрируют что баланс смещается в сторону повышения тонуса симпатики. Вариабельность сохраняется высоко что доказывает нестабильность сердечного ритма, то есть можно заключить что уровень адаптируемости еще низок.

После завершения курса силового тренинга очевидно, что баланс выравнивается, кривая смещается вверх, что доказывает преобладания тонуса парасимпатики. Это нам говорит о том, что восстановительные

функции сердца стали работать лучше, следовательно, уровень адаптируемости возрос.

Мониторинг вариабельности сердечного ритма является информативным и объективным критерием оценки уровня адаптации или степени стрессирования организма при выполнении физического тренинга.

2.7. Определение состава тела человека в режиме аэробных и анаэробных силовых тренировок

С помощью компьютерной томографии (КТ) и ядерного магниторезонансного (ЯМР) исследования удалось доказать, что существенное накопление жировой массы в абдоминальной области сопряжено с повышенным риском возникновения и развития нарушений обмена веществ в организме, ожирения и сердечнососудистых заболеваний. На фоне увеличения доли интраабдоминальной (в области брюшной полости) и, особенно, висцеральной жировой ткани (вокруг внутренних органов) в циркулирующей крови наблюдается существенный сдвиг концентрации глюкозы, инсулина, липидов и липопротеидов. Например, при применении рациона питания, характеризующегося усиленным потреблением соли (4% NaCl), повышается артериальное давление и степень риска кардиопатий. Однако при повышенном потреблении соли наблюдается уменьшение употребления пищи, накопления жировой ткани, процентной доли жировой массы в абдоминальной области, расхода кислорода, теплопродукции, скорости обмена газов по сравнению с животными с нормальным потреблением соли.

Для анализа адаптивного или стрессогенного действия физического тренинга, прежде всего, осуществляем ряд антропометрических измерений с обязательным расчетом не только массы тела, но и индекса массы тела (ИМТ или “body mass index”, BMI). Затем производим качественную и количественную оценку состава тела, т.е. его тканей. Именно, для объективной оценки адаптогенного или, наоборот, стрессогенного действия

программы физического тренинга на пищеварительные функции, которые определяются состоянием метаболизма, исключительно важно выполнять мониторинг (скрининг) не только динамики изменяемости индекса массы тела, но и качественно, количественно характеризовать состав тела (процентное соотношение тканей: жировой, мышечной, костной и воды).

Часто в лабораторной практике востребовано определение степени накопления жировой ткани в абдоминальной области (интраабдоминальной или висцеральной). Однако далеко не всегда имеется в наличии оборудование для компьютерной томографии (КТ) и ядерного магниторезонансного (ЯМР) исследования или же для двухэнергетической рентгеновской абсбциометрии (ДЭАМ, dual-energy X-ray absorptiometry, DXA или DEXA). Поэтому исследователи и диагности часто используют неавтоматизированные, мануальные антропометрические измерения, отличающиеся доступностью и достаточной объективностью.

Кроме того, воздействие на организм ионизирующей радиации при частых КТ, ЯМР и ДЭАМ исследованиях также не желательно. У тучных людей с повышенной долей подкожного жира измерения не могут быть выполнены с высокой точностью. Диагностические и исследовательские технологии значительно прогрессировали и в современных лабораториях (диагностических центрах, научных спортивных базах) включают в себя детекцию тканевого состава тела с применением системы BOD POD или компактной системы OMRON (Рис. 75).

Измерение доли висцеральной жировой массы, конечно, методически ограничено, но её можно получить расчетным путем, вычитая долю подкожного жирового слоя из величин абдоминальных диаметров.

Антропометрические измерения начинаем с определения массы и длины тела. Исходя из данных о возрасте, половой принадлежности, массы и длины тела, мы рассчитываем индекс массы тела и выражаем его в ($\text{кг}/\text{м}^2$) (ИМТ, “body mass index”, BMI,).



Рисунок 75. Современная система автоматизированного определения состава тела BOD POD Gold Standard.

Дальнейшие антропометрические измерения включают в себя измерение и расчёт:

- абдоминальной окружности (АП, брюшной полости);
- окружности грудной клетки (ТК; грудной клетки);
- соотношения абдоминальной окружности к окружности грудной клетки (АП/ТК) (рис. 76).

Определение процентной доли жировой ткани осуществляем мануально в соответствии с методикой захвата складки кожи с применением измерительного прибора калипера электронного цифрового (КЭЦ-100-1-И-Д ТВЕС, Россия), т.е. путем калиперометрии (рис. 77).

Именно, этот метод отличается доступностью. Измерения выполняем в 7-ми точках на теле исследуемых индивидов: трицепс; подлопаточная

область; грудь; средней подмышечной; надвздошной; абдоминальной (брюшной); бедренная.

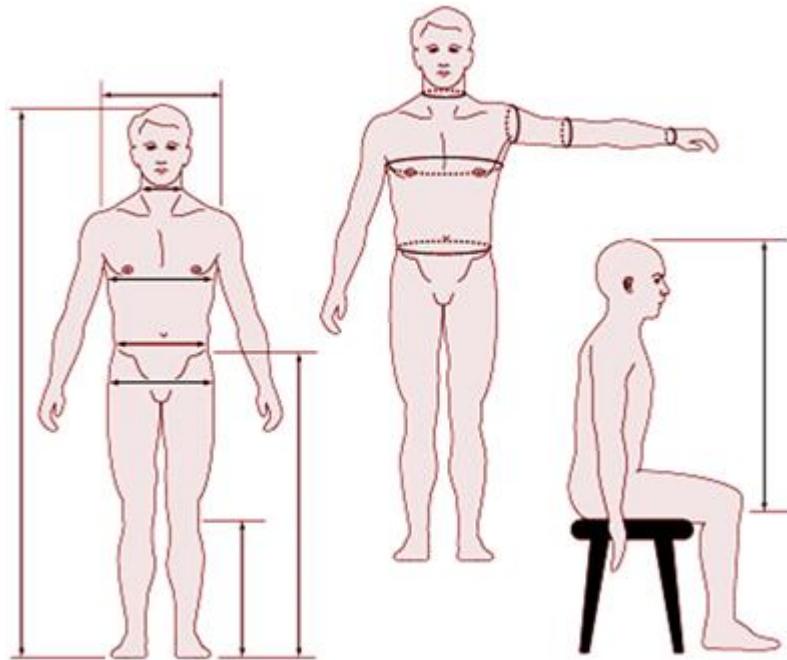


Рисунок 76. Определение антропометрических параметров тела человека (в положении стоя и в положении сидя)



Рисунок 77. Применением измерительного прибора калипера электронного цифрового КЭЦ-100-1-И-Д

Идентифицировать с высокой степенью точность места отложения подкожного жира, плотности костной ткани и вообще получить детальную картину состава тела человека позволяет, так называемое DEXA-сканирование (Dual Energy X-ray Absorptiometry, двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия) (Рис. 78).

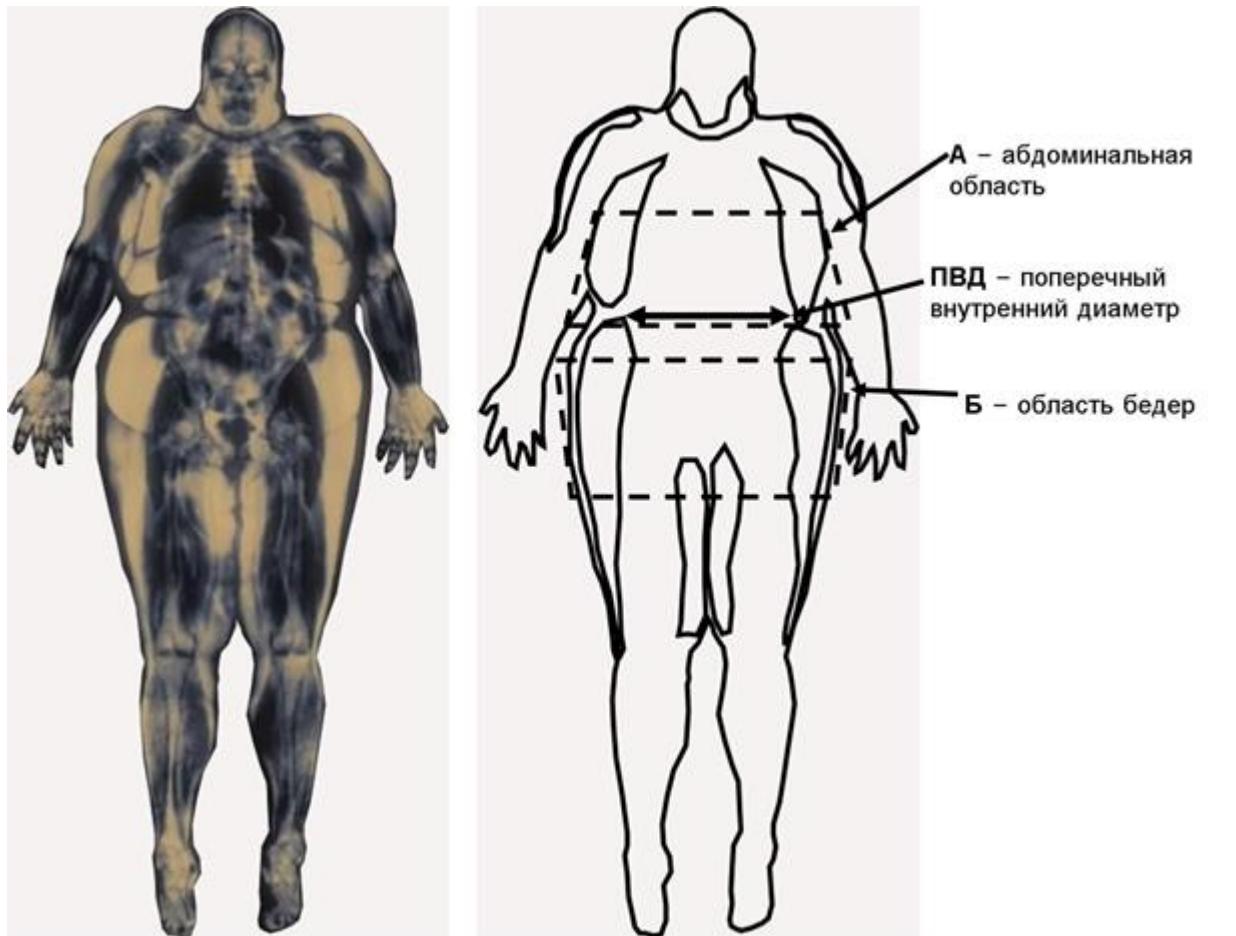


Рисунок 78. Определение доли жировой массы антропометрически. Результат сканирования и схема контуров областей накопления жировой массы

Прежде всего, мы анализируем антропометрические показатели обследованных лиц (Табл. 7)

Таблица 7.

Результаты фоновых (контрольных) определений физических и антропометрических характеристик обследованных индивидов

Группа	Пол	Возраст	Стаж	Длина	Масса	Индекс
--------	-----	---------	------	-------	-------	--------

		(годы)	физических (аэробных, силовых) тренировок (годы)	тела (см)	тела (кг)	массы тела (Body Mass Index, BMI, кг/м ²)
1 до адап	Муж.	20,3±1,5	8,5±2,1	178,3±2	78,3±3,6	24,6±0,8
1 после адап					78,0±2,1	22,1±1,4
2 до адап	Муж.	21,2±1,0	9,2±2,3	180,5±4	79,6±4,5	24,4±1,1
2 после адап					81,2±2,8	24,9±1,5

Дальнейшие определения состава тела (его жировой массы и мышечной массы) мы проводили с применением доступного метода калиперометрии. Калькуляцию процента жировой и мышечной ткани проводили по методу Джексона и Поллока (Jackson and Pollock, 1985), для чего может быть достаточно измерений толщины захвата кожи лишь в 3-х местах: грудь, абдоминальная область, бедро (для мужчин); трицепс, надвздошная область, бедро (для женщин). Результаты измерений в этих 3-х местах усредняются. Затем используют один суммарный результат. Однако мы использовали измерения в 7-ми местах. Мы анализировали сдвиги состава тела в 2-х разных группах индивидов, выполнявших: 1 – программу

на основе аэробного тренинга и 2 – на основе анаэробного тренинга (Табл. 8-11).

Таблица 8.

Результаты калиперометрии и калькуляции состава тела индивидов 1-й группы до начала выполнения программы адаптации

п/п №	Области измерения толщины захвата кожи	Результат измерения толщины захвата кожи (мм)	Индикатор ы состава тела	Результат калькуляции величины индикатора состава тела (кг; %)
1	трицепс	11,5±0,9	плотность	1,065±0,082
2	грудь	14,3±1,0	Жировая масса абс. (кг)	11,56±0,98
3	среднеподмыше- чная	15,2±1,1	Мышечная масса абс. (кг)	66,75±1,13
4	подлопаточная	13,9±0,9	Жировая масса относ. (%)	14,8±1,1
5	абдоминальная	18,5±1,2	Мышечная масса относ. (%)	85,2±4,3
6	надвздошная	17,9±1,1	Популяцио- нное среднее	16,45±1,27

7	Бедренная (квадрицепс)	$18,3 \pm 1,2$	Счет	61
---	---------------------------	----------------	------	----

Таблица 9.

Результаты калиперометрии и калькуляции состава тела индивидов 1-й группы после выполнения программы аэробной адаптации

п/п №	Области измерения толщины захвата кожи	Результат измерения толщины захвата кожи (мм)	Индикаторы состава тела	Результат калькуляции величины индикатора состава тела (кг; %)
1	трицепс	$10,3 \pm 0,8$	Плотность	$1,069 \pm 0,082$
2	грудь	$12,7 \pm 1,1$	Жировая масса абс. (кг)	$10,11 \pm 0,98^*$
3	среднеподмышечная	$12,9 \pm 1,0$	Мышечная масса абс. (кг)	$68,18 \pm 0,98^*$
4	подлопаточная	$12,3 \pm 0,8$	Жировая масса относ. (%)	$12,9 \pm 1,1$
5	абдоминальная	$15,5 \pm 1,1$	Мышечная масса относ. (%)	$87,1 \pm 4,3$
6	надвздошная	$16,2 \pm 1,0$	Популяционное среднее	16,45
7	Бедренная	$16,6 \pm 1,4$	Счет	72

	(квадрицепс)			
--	--------------	--	--	--

Таблица 10.

Результаты калиперометрии и калькуляции состава тела индивидов 2-й группы до начала выполнения программы анаэробной адаптации

п/п №	Области измерения толщины захвата кожи	Результат измерения толщины захвата кожи (мм)	Индикаторы состава тела	Результат калькуляции величины индикатора состава тела (кг; %)
1	трицепс	14,8±1,2	Плотность	1,061±0,078
2	грудь	17,9±1,4	Жировая масса абс. (кг)	13,07±1,03
3	среднеподмышечная	15,2±1,7	Мышечная масса абс. (кг)	66,53±1,3
4	подлопаточная	16,1±0,9	Жировая масса относ. (%)	16,4±1,7
5	абдоминальная	19,3±1,3	Мышечная масса относ. (%)	83,6±3,9
6	надвздошная	18,7±1,2	Популяционное среднее	16,58
7	Бедренная (квадрицепс)	19,0±1,6	Счет	51

Таблица 11.

Результаты калиперометрии и калькуляции состава тела индивидов 2-й группы после окончания выполнения программы анаэробной адаптации

п/п №	Области измерения толщины захвата кожи	Результат измерения толщины захвата кожи (мм)	Индикаторы состава тела	Результат калькуляции величины индикатора состава тела (кг; %)
1	трицепс	12,8±1,2	Плотность	1,064±0,061
2	грудь	15,9±1,5	Жировая масса абс. (кг)	12,32±0,99
3	среднеподмышечная	14,2±1,7	Мышечная масса абс. (кг)	68,87±0,83*
4	подлопаточная	17,1±1,8	Жировая масса относ. (%)	15,2±1,0
5	абдоминальная	18,2±1,6	Мышечная масса относ. (%)	84,8±4,6
6	надвздошная	16,3±1,1	Популяционное среднее	16,58
7	Бедренная (квадрицепс)	17,3±1,6	Счет	59

* - Р<0,05 (по сравнению с контрольными измерениями до начала программы адаптации)

Определения состава тела показывают, что процент жировой массы путем реализации 4-х недельной программы аэробного физического тренинга удается достоверно уменьшить, а мышечную массу – увеличить. Индекс массы тела при этом снижается от $24,6 \pm 0,8$ до $22,1 \pm 1,4$. После реализации программы анаэробной силовой адаптации индекс массы тела, наоборот, повышается от $24,4 \pm 1,1$ до $24,9 \pm 1,5$. Жировая масса сокращается, а мышечная масса увеличивается более значительно, чем после программы аэробной адаптации.

Физический тренинг аэробный, анаэробный, термический, прежде всего, как на мишень, воздействует на энергетический и пластический обмен, а сдвиги метаболизма, в свою очередь, способны изменить состав тела. Такие метаболические преобразования и изменения состава тела, имеющие адаптационное значение, кардинально изменяют и процессы пищеварения, транспортировки, всасывания нутриентов.

РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Коурова О.Г., Максутова Г.И. Краткий практикум по физиологии человека: Учебное пособие / Под ред. Т.В. Поповой. – Челябинск: Изд-во ЮУрГУ, 2006. – 37 с.
2. Практикум по нормальной физиологии: учеб. пособие / В. А. Переверзев [и др.]; под ред. Д. А. Александрова, В. А. Переверзева, А. И. Кубарко. – Минск: БГМУ, 2015. – 260 с
3. Нормальная физиология: учеб. В 2 ч. Ч. 1 /под ред. А. И. Кубарко. Минск: Выш. шк., 2013. 542 с.
4. Физиология человека: учеб. пособие. В 2 ч. Ч. 1 / под ред. А. И. Кубарко. Минск : Выш. шк., 2010. 511 с.
5. Физиология мышц. Справочные материалы. Г. А. Захарова. ВГУ им. П.М. Машерова, Витебск, 2018. 23 с.
6. Физиология человека и животных: практикум для студентов биологического факультета / под ред. А. Г. Чумака. ЭБ БГУ: ЕСТЕСТВЕННЫЕ И ТОЧНЫЕ НАУКИ: Биология Минск: БГУ, 2011 <http://elib.bsu.by/handle/123456789/2805>
7. Физиология человека и животных: практикум: учебное пособие / под ред. акад. В. Н. Гурина ЭББГУ: ЕСТЕСТВЕННЫЕ И ТОЧНЫЕ НАУКИ: Биология Минск: БГУ, 2002 <http://elib.bsu.by/handle/123456789/43531>
8. Шибкова, Д.З. Практикум по физиологии человека и животных [Текст]: учеб. пособие / Д.З. Шибкова. – Изд. 4-е, испр. – Челябинск: Изд-во Челяб. гос. пед. ун-та, 2015. – 244 с.
9. Малый практикум по физиологии человека и животных: учебное пособие / Федеральное агентство по образованию Российской Федерации, Южный федеральный университет, Биолого-почвенный факультет. – Ростов-на-Дону: Южный федеральный университет, 2009. – 160 с. <https://biblioclub.ru/index.php?page=book&id=240935>

ПРИЛОЖЕНИЕ

Основные физиологические показатели организма зрелого индивида

Таблица 1

Сенсорные системы	
Частота слышимых человеком звуковых колебаний	16-20000 Гц
Максимальный уровень громкости	130-140 дБ
Ближняя точка ясного зрения	0,1 м
Диаметр желтого пятна	Около $0,5 \cdot 10^{-3}$ м ²
Дыхание	
Число дыхательных циклов в покое	16-20 в 1 мин.
Жизненная ёмкость лёгких	3-5 л
Дыхательный объём вдоха	1,5-3 л
Резервный объём выдоха	1-1,5 л
Остаточный воздух	0,8-1,7 л
Лёгочная вентиляция в покое	0,1-0,7 л/с (6-10 л/мин)
Лёгочная вентиляция при работе	0,83-1,67 л/с (50-100 л/мин)
<i>Внутриплевральное отрицательное давление</i>	
при вдохе	1,2 кПа (9 мм. рт. ст.)
при выдохе	0,8 кПа (6 мм. рт. ст.)
<i>Содержание O₂ и CO₂:</i>	
в атмосферном воздухе	20,94 и 0,03%
в выдыхаемом воздухе	16,3 и около 4%
в альвеолярном воздухе	14,2-14,6 и 5,2-5,7%
Парциальное давление O ₂ в альвеолярном воздухе	около 14.7 кПа (110 мм рт. ст.)
Парциальное давление CO ₂ в альвеолярном воздухе	5.3 кПа (40 мм рт. ст.)
Напряжение O ₂ в артериальной крови	около 13.3 кПа (100 мм рт. ст.)
Напряжение O ₂ в венозной крови	5.3-6.0 кПа (40-45 мм рт. ст.)
Напряжение CO ₂ в артериальной крови	5.3 кПа (40 мм рт. ст.)
Напряжение CO ₂ в венозной крови	около 6.3 кПа (47 мм рт. ст.)
Коэффициент утилизации O ₂ в покое	около 40%
Коэффициент утилизации O ₂ при работе	50-60%
Кровь	
Общее количество крови от массы тела	6.5-7%
Объём плазмы	55-60%
Содержание белков в плазме около	7.2%
сывороточный альбумин	4%
сывороточный глобулин	2.8%
фибриноген	0.4%

Содержание белков в лимфе	0.3-0.4%
Содержание белков в ликворе	0.02%
Содержание минеральных солей в крови	0.9-0.95%
Содержание глюкозы в крови	4.44-6.66 ммоль/л (80-120 мг%)
Оsmотическое давление в плазме около	7.5 атм.
Онкотическое давление в плазме	25-30 мм рт. ст.
Плотность крови	1.050-1.060 г/см ³
Число эритроцитов в крови в 1 мм ³ у мужчин	4.5-5 млн
у женщин	4-4.5 млн
Содержание гемоглобина у мужчин	7.7-8.1 мг/дл (135-140 г/л, 78-82 ед. по Сали)
у женщин	7.0-7.4 мг/дл (125-130 г/л, 70-75 ед. по Сали)
Число тромбоцитов в крови в 1 мм ³	около 300 тыс.
Скорость оседания эритроцитов у мужчин	1-10 мм/ч
у женщин	2-15 мм/ч (у беременных - до 45)
Число лейкоцитов в крови в 1 мм ³	4-9 тыс.
базофилы	0-1%
эозинофилы	2-4%
нейтрофилы: мелоциты	0%
метамиелоциты	0-1%
палочкоядерные	1-5%
сегментоядерные	50-70%
лимфоциты	20-40%
моноциты	2-10%
Кровообращение	
Число сердечных сокращений (в покое)	60-80 в 1 мин.
Систолический объём (в покое)	65-70 мл
Минутный объём (в покое)	4.5-5 л
Минутный объём (при работе)	до 30 л
ЭКГ: длительность интервала PQ	0,12-0,18 с
длительность интервала QRS	0,06-0,09 с
длительность всего цикла	0,75-1,0 с
Артериальное давление (в возрасте от 16 до 45 лет):	
максимальное	110-126 мм рт. ст.
минимальное	60-85 мм рт. ст.
Давление в капиллярах	30-10 мм рт. ст.
Средняя скорость тока крови в крупных артериях	0.5 м/с
венах ср. калибра	0.06-0.14 м/с

полых венах	0.2 м/с
капиллярах	0.5*10-3 м/с
Скорость распространения пульсовой волны в артериях	6-9 м/с
Минимальное время полного кругооборота крови	20-23 с
Обмен веществ и энергии	
Поглощение O ₂ (в покое)	250-400 мл/мин
Выделение CO ₂ (в покое)	200-300 мл/мин
Дыхательный коэффициент при смешанной пище	0.82-0.9
Основной обмен в сутки	7.12 кДж (1700 кал)
Обмен энергией при лёгкой работе	8.37-12.50 кДж (2000-3000 кал)
при работе средней тяжести	12.56-14.65 кДж (3000-3500 кал)
при тяжёлой работе	14.65-25.12 кДж (3500-6000 кал)
Питание	
Усвоемость смешанной пищи	82-90%
Норма белка в питании при лёгкой работе	80-100 г/сутки
Калорический коэффициент 1 г белка	около 17 Дж (4,1 кал)
Калорический коэффициент 1 г жира	38 Дж (9,3 кал)
Калорический коэффициент 1 г углеводов	17 Дж (4,1 кал)
Суточная потребность в витаминах	
аскорбиновая кислота	25-50 мг
витамин В1	около 1 мг
никотиновая кислота	50 мг
каротин	1 мг
Пищеварительные соки	
<i>Слюна</i>	
количество в сутки	500-2000 мл
плотность	1,002-1,020 г/см ³
pH	5,6-7,6
вода	99,14-99,42%
амилаза	1-10 мг/мл
<i>Желудочный сок</i>	
количество в сутки	2000-3000 мл
плотность	1,004-1,010 г/см ³
pH	1,8-1,9
вода	99,4%
соляная кислота общ.	46,0-118,3 мэкв/л

свободная	0-115,0 мэкв/л
липаза	7,0-8,4 ед/мк
лизоцим	7,57 мкг/мл
<i>Панкреатический сок</i>	
количество в сутки	600 мл
плотность	1,005-1,014 г/см ³
pH	8
вода	98,7%

Желчь пузырная

количество в сутки	500-1200 мл
плотность	1,011-1,032 г/см ³
pH	5,6-8,0
вода	85,92%

Сок тонкой кишки

количество в сутки	1000 мл
pH	5,05-7,07
вода	97,5%

Сок толстой кишки

количество в сутки	270 (0-1550) мл.
pH	6,1-7,31
вода	86,4-93,9%

Моча

Суточное количество	1-1.5 л
Плотность	1.010-1.025 г/см ³
Количество мочевины	1.5-2.0%
Суточное выделение мочевины	333-500 ммоль (20-30 г)
мочевой кислоты	3.0-5.9 ммоль (0.5-1.0 г)
аммиака	17.6-70.5 ммоль (0.3-1.2 г)
хлоридов	282-451 ммоль (10-16 г)

Бачу Анатолий Яковлевич,
Листопадова Людмила Анатольевна

**Практикум по физиологии: регуляция локомоторной деятельности
и поддержания гомеостаза**