

Д.А. Напалков, П.О. Ратманова, М.Б. Коликов

Аппаратные методы диагностики и коррекции функционального состояния стрелка



МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М.В. ЛОМОНОСОВА

РОССИЙСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ, СПОРТА И ТУРИЗМА

Напалков Д.А., Ратманова П.О., Коликов М.Б.

**АППАРАТНЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ И КОРРЕКЦИИ
ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СТРЕЛКА**

методические рекомендации

МАКС Пресс

МОСКВА – 2009

*Рекомендовано учебно-методическим советом
Института повышения квалификации и профессиональной переподготовки кадров
Российского государственного университета физической культуры, спорта и туризма
в качестве учебно-методического пособия
для слушателей факультетов повышения квалификации*

Рецензенты:

д.б.н., профессор *В.В. Шульговский*, заведующий Кафедрой высшей нервной деятельности Биологического факультета МГУ имени М.В.Ломоносова

д.п.н., профессор *В.В. Шиян*, директор Научно-исследовательского института спорта РГУФКСиТ

к.п.н., доцент *Н.А. Чистова*, заместитель директора Института повышения квалификации и профессиональной переподготовки кадров РГУФКСиТ

Напалков Д.А., Ратманова П.О., Коликов М.Б.

Аппаратные методы диагностики и коррекции функционального состояния стрелка: Методические рекомендации. – М.: МАКС Пресс, 2009. – 212 с.

Методические рекомендации разработаны с целью популяризации применения аппаратных методов диагностики и коррекции функционального состояния спортсмена в стрелковом спорте. Основное внимание уделено психофизиологическим маркерам оптимального состояния в период, предшествующий выполнению выстрела. Приведен обзор современных научных исследований, даны рекомендации по использованию нового отечественного беспроводного оборудования в стрелковом спорте.

Для спортивных врачей и психологов, тренеров, профессиональных спортсменов, а также для студентов и аспирантов спортивных ВУЗов.

Работа поддержана государственным контрактом Федерального агентства по науке и инновациям от «27» апреля 2007 г. № 02.522.11.2004

ВВЕДЕНИЕ

В основе успеха любой деятельности, выполняемой человеком, лежит оптимальное функциональное состояние его организма. При этом каждый вид деятельности требует формирования своего, уникального оптимального функционального состояния. Особый интерес представляет изучение функциональных состояний в спорте высших достижений. Данное направление исследований позволяет, с одной стороны, раскрыть физиологические механизмы проявления наивысших возможностей человеческого организма, а с другой стороны, разработать способы контроля и коррекции неблагоприятных и неоптимальных состояний.

Влияние наличного функционального состояния на точность выстрела не вызывает сомнений. Можно утверждать, что на высших ступенях спортивного мастерства именно работа, направленная на формирование правильного состояния регуляторных механизмов стрелка, приобретает наибольшее значение. Спортсмен старается запомнить и научиться воспроизводить состояние, в котором он достиг наивысших результатов. И здесь ему на помощь могут прийти современные аппаратные методы.

Оценку функционального состояния можно проводить, анализируя комплекс физиологических показателей, таких как энцефалограмма, кардиограмма, пневмограмма, окулограмма, миограмма и др. Технический прогресс открывает новые возможности для такой диагностики. Аппаратура, которая еще несколько лет назад требовала для своей работы специальных условий и отдельных помещений, сейчас стала компактной и может функционировать на огневом рубеже. Кроме того, беспроводные технологии передачи данных дают возможность дистанционной регистрации показателей непосредственно во время стрельбы, с минимальным дискомфортом для спортсмена. Это позволяет оценивать реальное функциональное состояние, а не моделировать его в искусственных условиях лаборатории.

В условиях, когда победа на соревнованиях часто определяется десятными долями, а применение «чудодейственных» препаратов рано или поздно заканчивается допинговым скандалом и дисквали-

фикацией, необходимо искать нефармакологические способы повышения работоспособности спортсмена. Многие команды уже идут по этому пути. Здесь можно привести несколько примеров. Футбольный клуб «Милан» уже давно практикует методы тренировки с биологической обратной связью в специально оборудованной «the mind room», тщательно охраняя секреты происходящего в ней (Wilson et al., 2006). Известный корейский тренер К. Ли (Lee, de Bondt, 2005), используя методы электромиографии, компьютерной стабилорафии и измерения вегетативных показателей, разработал собственную систему тренировок, которая привела к тому, что «его» лучники завоевали 14 медалей (7 золотых) на Олимпийских играх. Победитель Олимпийских игр в Пекине в стрельбе из пневматической винтовки А. Биндра перед Олимпиадой прошел 150 часов тренировок с биологической обратной связью, по различным физиологическим показателям (Harkness, 2009).

В связи с широким распространением компьютерной техники управление современным оборудованием стало доступно не только узким специалистам в области физиологии, но и спортивным медикам, психологам и тренерам. Перечисленные особенности позволяют надеяться на то, что приборы, способные регистрировать физиологические показатели, и использовать принцип биологической обратной связи, найдут широкое применение в отечественном спорте.

Стрелковый спорт – спорт индивидуальный, и мы не ставили своей целью предложить готовые шаблоны тренировок, подходящие для всех. Каждый высококвалифицированный спортсмен уникален, и без учета индивидуальных особенностей психологии, анатомии и физиологии такой подход может только навредить. Цель данной книги – дать тренеру, спортивному психологу и самому спортсмену необходимую теоретическую базу, научить основам применения современной аппаратуры и дать простор для дальнейшего творчества!

Каждая из основных глав книги начинается с краткого описания физиологических основ метода, затем следует обзор современной научной литературы по рассматриваемому вопросу и приводятся методические рекомендации по применению полиграфа «КАРДиЗ-9», специально разработанного для нужд отечественного спорта и

прошедшего испытания в тирах РГУФКСиТ. Желающим более глубоко погрузиться в ту или иную проблематику, затронутую в книге, может быть полезен обширный список цитированной литературы.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают глубокую благодарность Виноградовой О.Л., Шульговскому В.В. и Блееру А.Н. за возможность выполнения данной работы, чуткое руководство и постоянно оказываемую поддержку.

В пособии приведены данные, полученные при участии Ананьевой С.С., Брынских А.М., Евиной Е.И., Колесниковой О.В., Литвиновой А.С., Москвитина А.А., Павловой Н.А., Рамендик Д.М., Салиховой Р.Н., Шишкина С.Л..

Авторы признательны Куделину А.И., Шияну В.В. и Латанову А.В. за идеи, помощь в работе и критические замечания.

Отдельная благодарность фирмам «Медицинские компьютерные системы», «Нейроботикс», ОКБ «Ритм» и лично Прилуцкому Д.А., Конышеву В.А, Сливе С.С. и Переяслову Г.А. за постоянное совершенствование техники и программного обеспечения, а также за доброжелательное внимание к потребностям стрелкового спорта.

Мы признательны руководству ИПК и ППК РГУФКСиТ за предоставленную возможность апробации содержания пособия в качестве курса лекций для преподавателей специализации «Теория и методика стрелкового спорта».

И, конечно же, мы очень благодарны нашим испытуемым: как опытным мастерам, уделившим нам свое бесценное время, так и новичкам, взявшим в руки оружие в научных целях.

Работа выполнена при финансовой поддержке Федерального агентства по науке и инновациям (государственный контракт от «27» апреля 2007 г. № 02.522.11.2004).

ГЛАВА 1

РЕГИСТРАЦИЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ: КРАТКОЕ ИЗЛОЖЕНИЕ ОБЩИХ ПРИНЦИПОВ

*Электрофизиология – это
наука о контактах и наводках.
научный фольклор*

Физиологические показатели, которые реально зарегистрировать непосредственно во время стрельбы, можно разделить на два вида. Ряд показателей, такие как электроэнцефалограмма (ЭЭГ), электрокардиограмма (ЭКГ), электроокулограмма (ЭОГ), электромиограмма (ЭМГ) и один из видов кожно-гальванической реакции (КГР), являются результатом измерения разности электрических потенциалов между двумя участками кожи человека. Другие показатели, такие как амплитуда и частота дыхания, тремор и ускорение движения конечности, перемещение центра давления испытуемого на опору, являются результатом преобразования неэлектрических процессов в электрический сигнал с помощью специальных датчиков, размещаемых на теле испытуемого.

Полученные электрические сигналы поступают на вход специальной аппаратуры (например, цифрового беспроводного усилителя-полиграфа КАРДиЗ-9, рисунок 1.1), включающей усилители и фильтры сигнала, а также аналогово-цифровой преобразователь, который преобразует электрический сигнал в ряд цифровых значений, передаваемых на компьютер. Компьютер с помощью специального программного обеспечения позволяет визуализировать (показывать на экране или распечатывать на бумаге) исследуемые показатели и проводить их математическую обработку, например, спектральный анализ.

Остановимся подробнее на регистрации электрофизиологических показателей. Они являются следствием того, что в организме человека постоянно протекает множество электрохимических процессов. Накладывая электроды (в простейшем случае – просто хорошие проводники) на кожу, мы можем видеть отражение совокупности этих процессов в изменении разности потенциалов между исследуе-

мыми точками. То, что мы увидим, зависит от места расположения электродов. Если мы поместим два электрода на кожу головы, то увидим преимущественно электрическую активность мозга, если на правую и левую руку – электрическую активность, связанную с сокращениями сердца, если разместим электроды по бокам от глазного яблока – электрическую активность, сопровождающую движение глаза (Хессет, 1981).



Рисунок 1.1. Цифровой беспроводной усилитель-полиграф КАРДиЗ-9.
Общий вид.

Для того, чтобы переходное сопротивление между электродом и кожей было минимальным, поверхность кожи обезжиривают спиртом. Кроме того, между электродом и кожей помещают специальный электропроводный гель. Конструкция электродов для регистрации биологических потенциалов зависит как от места их наложения, так и от амплитуды изучаемого сигнала. Например, для регистрации ЭКГ достаточно наложить на кожу рук две металличе-

ские пластины, тогда как для регистрации ЭЭГ необходимы неполяризующиеся хлорсеребряные электроды (Ag/AgCl), которые помещают под ленты специального шлема-сетки.

Для регистрации ЭКГ, ЭМГ и ЭОГ во время стрельбы хорошо подходят самоклеющиеся одноразовые электроды различного диаметра, например, электроды F 2000 (для регистрации ЭКГ и ЭМГ) и PG 10S (для регистрации ЭОГ) фирмы Fias (рисунок 1.2). Для одноразовых электродов важно контролировать срок хранения и не допускать использования электродов с затвердевшим гелем. Электроды для регистрации ЭЭГ будут более подробно описаны в соответствующей главе.

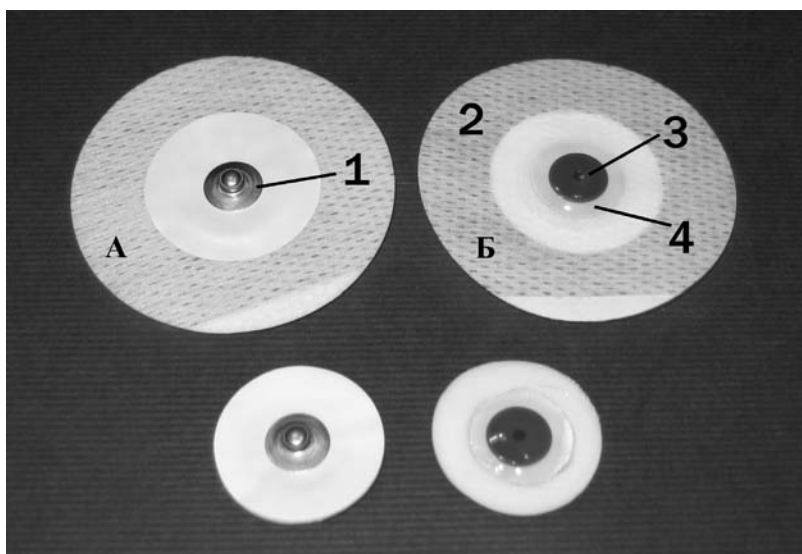


Рисунок 1.2. Одноразовые электроды различного диаметра для регистрации электрофизиологических показателей. А – вид сверху, Б – вид со стороны регистрирующей поверхности. 1 – разъем «кнопка» для присоединения провода; 2 – клейкий диск; 3 – электрод с покрытием из хлорида серебра; 4 – электропроводный гель.

После постановки регистрирующих электродов и соединения их с прибором нужно решить три проблемы. Во-первых, электрофизио-

логические сигналы очень слабые – для ЭКГ это милливольты (0.001 Вольт), а для ЭЭГ микровольты (0.000001 Вольт), – и их нужно усилить на несколько порядков. Во-вторых, на организм человека влияют электрические поля, имеющиеся в помещении (например, от работы бытовой электросети), создающие так называемые «наводки», которые могут превосходить по амплитуде или сильно искажать интересующие нас потенциалы. И, в-третьих, отведенный потенциал, как правило, является суммой различных электрохимических процессов, происходящих в нашем организме. Например, прикрепленные к коже головы электроды регистрируют не только электрическую активность мозга, но и электрическую активность кожи, электрическую активность мышц, а также электрическую активность, сопровождающую движения глаз.

Для усиления сигнала используют специальные усилители с коэффициентом усиления до 1 миллиона раз. Подавляющее большинство усилителей позволяет регулировать коэффициент усиления, что обеспечивает возможность регистрации различных по амплитуде биологических сигналов на одном приборе. Амплитудные и частотные характеристики основных биопотенциалов схематически показаны на рисунке 1.3.

В усилителе КАРДиЗ-9 для каждого канала использован отдельный аналого-цифровой преобразователь высокого разрешения (24 разряда), поэтому масштабирование сигналов по амплитуде и их фильтрация производятся программным способом.

Для компенсации наводок, которые образуются в результате наличия емкости между телом испытуемого и землей, используют так называемый «заземляющий» электрод. Он крепится на теле испытуемого и позволяет выровнять потенциал тела испытуемого и потенциал усилителя. Так как для наводки тело человека является проводником, и потенциал наводки одинаков на любом участке тела, заземляющий электрод можно располагать там, где удобно. Однако его эффективность выше в том случае, если он равноудален от регистрирующих электродов.

Необходимо отметить, что термин «заземление» в электрофизиологических исследованиях на человеке носит скорее исторический характер. Заземлять испытуемого через контур, связанный напря-

мую с землей (или, скажем, за водопроводную трубу), категорически запрещено по правилам техники безопасности! Это и другие требования регламентируется российским стандартом безопасности медицинских электрических изделий ГОСТ Р 50267.0-92, который аутентичен международному стандарту IEC60601-1:1988.

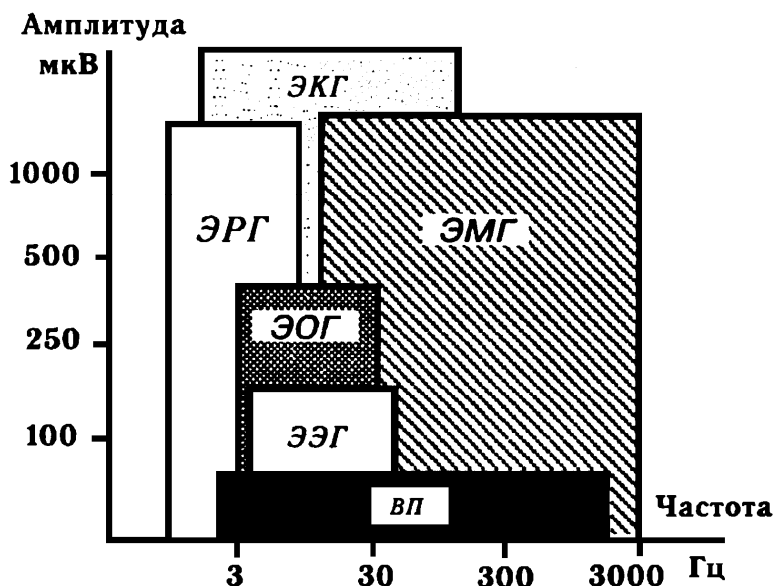


Рисунок 1.3. Сравнительные характеристики биологических сигналов по амплитуде и частоте (Кулаичев, 2002).

В опытах на животных, где цена гибели объекта исследований не столь высока, такое заземление применяют. В психофизиологии под термином «заземление» понимают присоединение соответствующего электрода к специальной клемме на коммутационном блоке усилителя (GND), которая связана с безопасной «аппаратной землей». Ставить заземляющий электрод надо всегда, когда вы хотите зарегистрировать один или несколько электрофизиологических показателей, и не надо, если вы регистрируете сигнал только от специальных датчиков (например, датчика дыхания или датчика ускорения). К

качеству постановки заземляющего электрода предъявляются особые требования: чем ниже переходное сопротивление между этим электродом и кожей, тем лучше выровнены потенциалы и меньше помехи. Применение «заземляющего» электрода позволяет частично снять проблему «наводок». В то же время, остается проблема выделения нужного сигнала из всей совокупности электрических потенциалов нашего тела.

Следующим шагом является применение так называемого дифференциального усилителя. Общим принципом работы данного усилителя является то, что регистрируется разность потенциалов между двумя отводящими электродами, то есть на вход усилителя поступают сигналы от двух отводящих электродов относительно GND, а на выходе мы получаем один сигнал, представляющий собой разность потенциалов между этими двумя электродами (рисунок 1.4). Если на оба электрода действуют одинаковые электрические процессы (синфазная помеха), то они при вычитании дают ноль и не регистрируются. Если же на оба электрода действуют разные электрические процессы, то на выходе мы получаем сигнал, отличный от нуля.

Например, сетевая наводка частотой 50 Гц или изменения потенциала кожи будут одинаково влиять на электроды, один из которых стоит на коже головы, а другой на мочке уха (референтный электрод). В тоже время, электрод, стоящий на голове будет отражать еще и активность головного мозга, которую не отражает электрод на мочке уха, и которую мы увидим на выходе дифференциального усилителя.

Таким образом, чтобы зарегистрировать электрокардиограмму по одному каналу, нам придется поставить 3 электрода. Для регистрации в первом стандартном отведении заземляющий электрод будет стоять на правой ноге, регистрирующие электроды – на правой руке и левой руке.

Несмотря на все технические ухищрения, вы все равно можете испытать существенные трудности при регистрации электрофизиологических показателей, если рядом с испытуемым находятся источники сильных электромагнитных полей, например, если стрелок стоит непосредственно под лампой дневного света, освещающей

тир. В этом случае поможет или смена позиции, или выключение лампы. Существенные помехи могут давать (а могут и не давать!) электромоторы мишенных установок и электронно-лучевые трубки мониторов, используемые в некоторых электронных мишенных установках. Так как «наводки» являются следствием суперпозиции электрических полей в помещении, заранее оценить их уровень не представляется возможным. В тире может вообще отсутствовать электронное оборудование, но за стеной может быть проложен мощный электрический кабель.

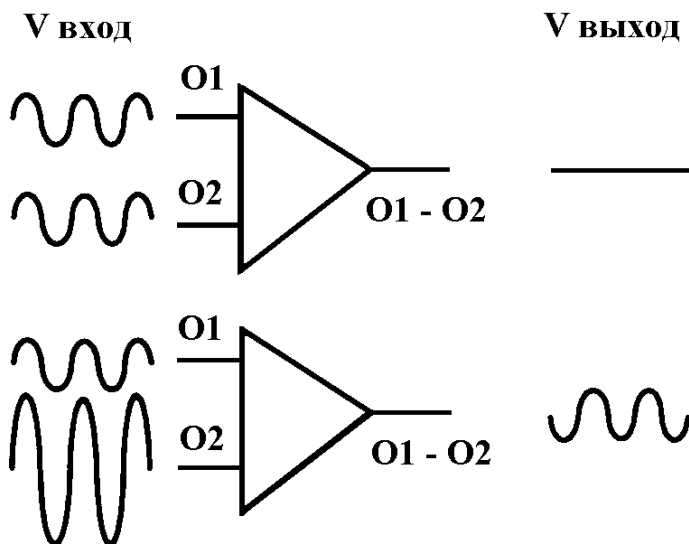


Рисунок 1.4. Принцип работы дифференциального усилителя. $O1$, $O2$ – отведения биопотенциалов. $V_{\text{вход}}$ – входные сигналы. $V_{\text{выход}}$ – выходные сигналы.

Следующим этапом на пути выделения нужного сигнала является использование фильтров. Здесь нам поможет то, что различные биологические потенциалы обладают различными частотными характеристиками (рисунок 1.3). Регулируя фильтрами полосу пропускания канала полиграфа, мы можем оставить желаемый сигнал без измене-

ний, и, в то же время, существенно снизить амплитуду нежелательных сигналов. Фильтры могут быть реализованы как аппаратно, так и программно (в усилителе КАРДиЗ-9 только программно). И в том, и в другом случае выделяют фильтры высоких частот (ФВЧ), фильтры низких частот (ФНЧ) и заградительный фильтр, настроенный на частоту переменного тока в электрической сети (режекторный фильтр, «фильтр-пробка»).

Фильтры высоких частот пропускают высокие частоты и подавляют низкие. Если мы хотим записать ЭЭГ (диапазон от 1 до 30 Гц) во время стрельбы, нам будут мешать артефакты от качания проводов (диапазон от 0.01 до 1.5 Гц). В этом случае можно выбрать фильтр высоких частот 0.5 Гц и получить более качественную запись ЭЭГ.

Фильтры низких частот пропускают низкие частоты и снижают по амплитуде высокие. Например, мы хотим зарегистрировать электрокардиограмму и при этом избавиться от электромиограммы, которую тоже регистрируют наши электроды. Выставим фильтр на значение 70 Гц (или ниже), и амплитуда высокочастотной составляющей миограммы существенно снизится. Причем, чем выше будет частота, тем больше снизится амплитуда сигнала.

При работе с полиграфом КАРДиЗ-9 выставленное значение того или иного фильтра соответствует снижению амплитуды сигнала с указанной частотой примерно в 2 раза. То есть, в последнем примере амплитуда составляющей сигнала с частотой 70 Гц будет в 2 раза меньше, чем амплитуда составляющей сигнала с частотой 20 или 30 Гц. Необходимо понимать, что сигнал с частотой, меньшей чем значение установленного фильтра (например, 60 Гц) тоже подвергнется фильтрации, хотя и снизится по амплитуде менее значительно. Сигналы с частотой выше 70 Гц будут уменьшены тем больше, чем выше их частота. Данные закономерности хорошо видны, если построить амплитудно-частотные характеристики усилителя с включенными фильтрами и без них (рисунок 1.5). Фильтры должны быть настроены так, чтобы интересующий вас сигнал всегда был на линейном участке амплитудно-частотной характеристики.

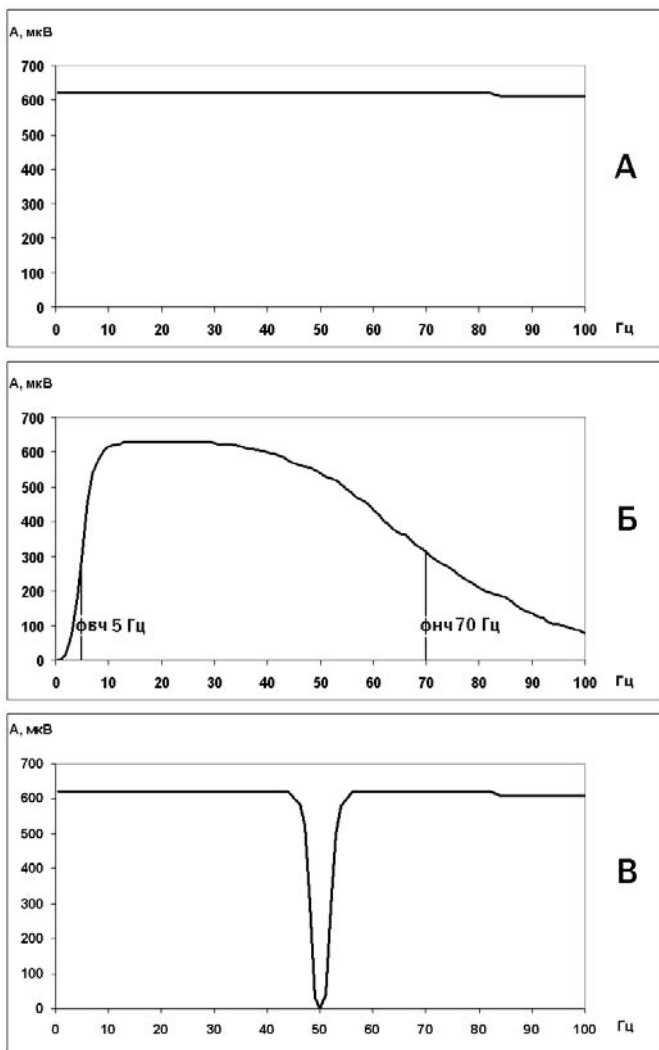


Рисунок 1.5. Амплитудно-частотные характеристики полиграфа КАРДи3-9 при различных режимах работы фильтров (фильтры реализованы в программном обеспечении «Неокортекс»). А – все фильтры выключены. Б – установлены значения фильтра высоких частот 5 Гц, фильтра низких частот 70 Гц (фильтр Баттерворта 2-го порядка). В – фильтры высоких и низких частот выключены, включен заградительный фильтр 50 Гц (фильтр Баттерворта 4-го порядка).

Заградительный фильтр предназначен для подавления наводки от электрической сети. Он избирательно и резко понижает амплитуду сигнала на частоте 50 Гц (в некоторых странах данная частота – 60 Гц, поэтому имеется возможность выбора). Эффект от включения данного фильтра хорошо виден на рисунке 1.5 (В).

Применение фильтров – мощный инструмент, с помощью которого можно добиться отличной записи интересующих вас показателей даже в обстановке, далекой от идеальных условий психофизиологической лаборатории. Но, как и любым мощным инструментом, фильтрами надо пользоваться с известной осторожностью. Включение фильтров может существенно повлиять на форму сигнала, что проиллюстрировано на рисунке 1.6. Перед началом эксперимента надо определить, какие сигналы и с какой степенью погрешности необходимо зарегистрировать. Например, если вы хотите получить запись ЭКГ, пригодную для клинического анализа, то полоса пропускания вашего прибора должна быть широкой. Обычно применяют значения фильтров 0.05 Гц и 75 Гц. Тогда форма всех компонентов ЭКГ будет правильной. При этом испытуемый должен быть неподвижен, чтобы избежать артефактов. Если же вы хотите получить информацию о частоте сердечных сокращений во время игры в дартс, то более важной задачей будет не анализ формы кардиограммы, а подсчет R-зубцов в записи, свободной от артефактов движения и миограммы. В этом случае, ставим значения фильтров 2 Гц и 30 Гц и получаем желаемое. Только не надо показывать такую запись кардиологам!

Обсудив некоторые общие принципы, вернемся к полиграфу КАРДиЗ-9. Для подключения электродов и датчиков к усилителю служит адаптер КЗ-А1 (рисунок 1.7). Адаптер позволяет вводить в прибор как электрофизиологические сигналы, так и сигналы от специальных датчиков, реализуя разные схемы отведения.

Входы 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, GND, Dif5, Dif6, Dif7, Dif8 служат для подключения электродов с разъемами типа TouchProof, которые используют для регистрации электрофизиологических показателей. Входы Aux1, Aux2, Aux3, Aux4 служат для подключения датчиков серии NeoSens, например, датчиков дыхания и акселерометров.

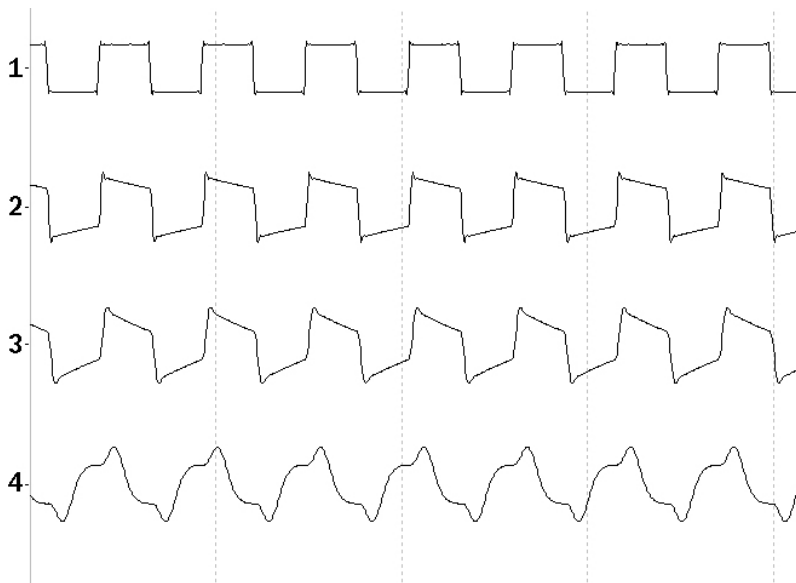


Рисунок 1.6. Один и тот же сигнал (прямоугольный импульс), записанный по 4 каналам, отличающимся значениями фильтров. 1 – все фильтры выключены, форма сигнала практически не искажена. 2 – ФВЧ 0.5 Гц, ФНЧ 200 Гц, 3 – ФВЧ 1 Гц, ФНЧ 100 Гц. 4 – ФВЧ 5 Гц, ФНЧ 40 Гц.

Цифры в нижней части адаптера КЗ-А1 задают номера переключателей, находящихся в торце корпуса. Переключатели позволяют задавать режимы работы входов.

Верхнее положение переключателей 1, 2, 3, 4 переводит в рабочий режим входы 1, 2, 3, 4 и при этом, отключает входы Aux1, Aux2, Aux3, Aux4. И наоборот, нижнее положение переключателей 1, 2, 3, 4 отключает входы 1, 2, 3, 4 и переводит в рабочий режим входы Aux1, Aux2, Aux3, Aux4.

Верхнее положение переключателей 5, 6, 7, 8 переводит в рабочий режим входы 5, 6, 7, 8; при этом входы Dif5, Dif6, Dif7, Dif8 отключаются. Нижнее положение переключателей 5, 6, 7, 8 переводит входы 5, 6, 7, 8 в дифференциальный режим относительно входов Dif5, Dif6, Dif7, Dif8.

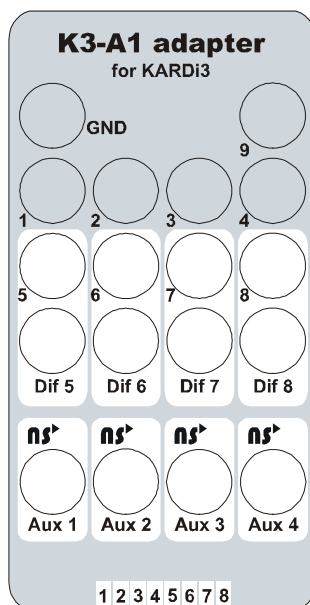


Рисунок 1.7. Общий вид передней панели адаптера КЗ-А1.

Используя переключатели, вы можете проводить запись ЭЭГ по всем каналам прибора или одновременно регистрировать набор разных физиологических показателей, например, регистрировать 2 канала ЭЭГ, дыхание, кардиограмму, миограмму, окулограмму, тремор руки с оружием и отметку выстрела.

От адаптера КЗ-А1 сигналы по соединительному кабелю поступают в носимый блок КАРДиЗ-9, который осуществляет усиление сигналов, аналого-цифровое преобразование, а также беспроводную передачу данных на компьютер по технологии Wi-Fi. И адаптер, и носимый блок крепятся на тело спортсмена при помощи крепежного ремня. Конструкция прибора позволяет крепить его как на плечо, так и на пояс испытуемого. В большинстве случаев можно рекомендовать крепление на пояс. Крепежный ремень должен обеспечивать плотную фиксацию прибора и при этом не стеснять движения спортсмена и не доставлять ему неприятных ощущений. Обратите внима-

ние на то, что провода от установленных на тело испытуемого электродов тоже не должны ощущаться испытуемым. Кроме того, необходимо предотвратить свободное качание проводов, так как это очень сильно отражается на качестве записи (появляются медленные колебания высокой амплитуды). Для этого нужно либо закрепить провода за одежду стрелка, либо зафиксировать их вместе с помощью проволоочной «скрутки» или бытовой алюминиевой фольги. Варианты крепления прибора показаны на рисунках 1.8 – 1.11.

Управление процессом регистрации, отображение на экране компьютера, а так же последующая обработка сигналов производится в программе «Неокортекс». Перед началом работы внимательно ознакомьтесь с руководствами к аппаратуре и программному обеспечению. Кроме того, в следующих главах нашего пособия мы подробно опишем особенности регистрации каждого из описываемых показателей.

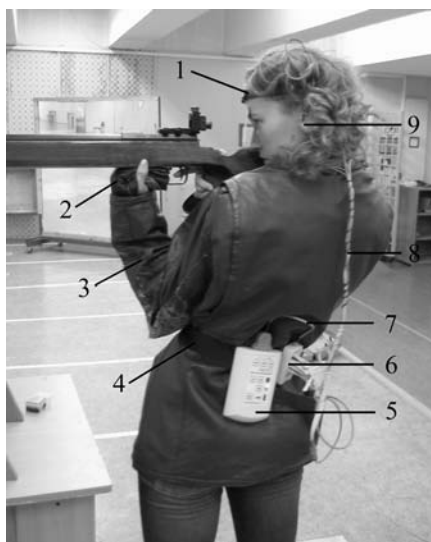


Рисунок 1.8. Фиксация КАРДиЗ-9 и датчиков для регистрации физиологических показателей при стрельбе стоя. 1 – лента для крепления ЭЭГ-электродов; 2 – стрелковая перчатка; 3 – стрелковая куртка; 4 – крепежный ремень; 5 – КАРДиЗ-9; 6 – адаптер КЗ-А1; 7 – кабель соединительный; 8 – провода от датчиков; 9 – электрод ушной референтный.



Рисунок 1.9. Фиксация КАРДиЗ-9 и датчиков для регистрации физиологических показателей при стрельбе с колена. 1 – стрелковая куртка; 2 – стрелковые штаны; 3 – адаптер КЗ-А1; 4 – КАРДиЗ-9; 5 – кабель соединительный с адаптером КЗ-А1.

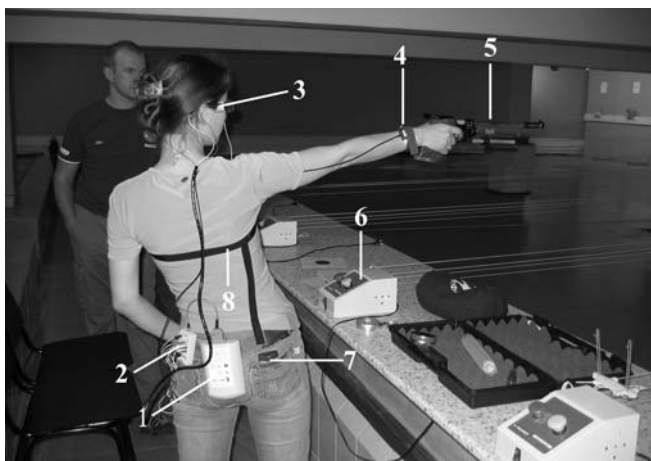


Рисунок 1.10. Фиксация КАРДиЗ-9 и датчиков при стрельбе из пневматического пистолета. 1 – КАРДиЗ-9; 2 – адаптер КЗ-А1; 3 – ЭОГ-электрод; 4 – датчик ускорения движения; 5 – пневматический пистолет Anschutz кал. 4,5 мм; 6 – блок управления мишенной установкой; 7 – детектор звуковых сигналов от выстрела; 8 – ремень крепления датчика грудного дыхания.

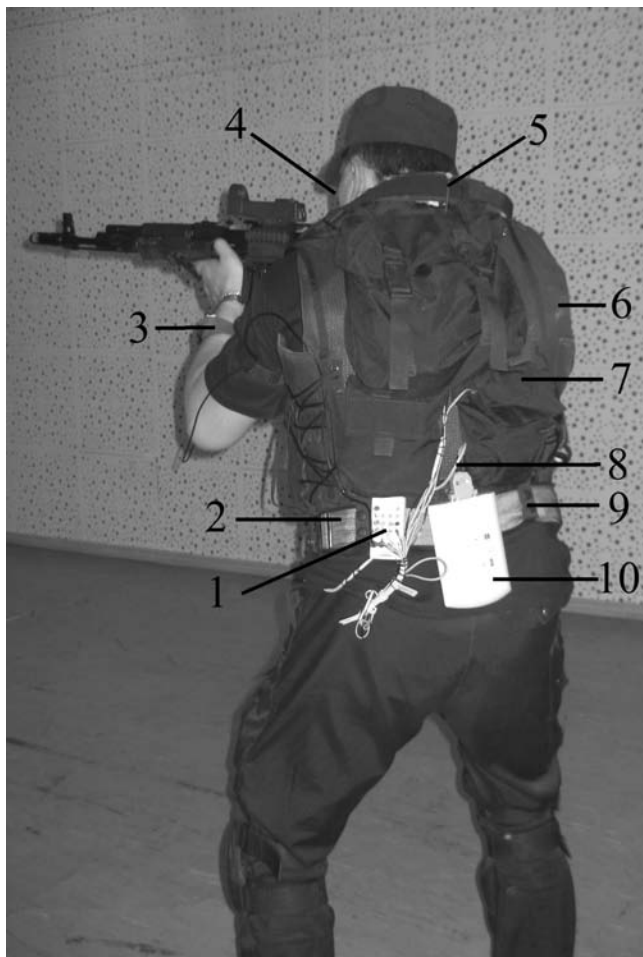


Рисунок 1.11. Фиксация КАРДиЗ-9 и датчиков для регистрации физиологических показателей при стрельбе в движении в специальной экипировке. 1 – адаптер КЗ-А1; 2 – ремень фиксирующий усиленный; 3 – датчик ускорения движения; 4 – датчик дыхания носо-оральный; 5 – провод датчика дыхания; 6 – бронежилет; 7 – разгрузочный жилет; 8 – кабель соединительный с адаптером КЗ-А1; 9 – крепежные приспособления разгрузочного жилета; 10 – КАРДиЗ-9.

ГЛАВА 2

РЕГИСТРАЦИЯ И АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ

*Мы подобны слепым,
пытающимся понять работу фабрики,
прислушиваясь снаружи к ее шуму.
Margerison et al., 1967*

Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) – запись суммарной электрической активности головного мозга. Впервые ЭЭГ была зарегистрирована Хансом Бергером в 1925 году.

Электроэнцефалография – раздел электрофизиологии, изучающий закономерности суммарной электрической активности мозга, отводимой с поверхности кожи головы, а также метод регистрации данной активности. В настоящее время электроэнцефалография широко применяется как для научных, так и для клинических целей.

Из курса физиологии

Головной мозг является передним отделом центральной нервной системы (ЦНС) человека. Это, пожалуй, самая загадочная часть нашего организма. Как и вся нервная система, головной мозг состоит из нервной ткани. Нервная ткань включает в себя нервные клетки - нейроны, выполняющие специфическую для нервной системы функцию, и нейроглию, играющую вспомогательную роль (опорная, питательная и защитная функции). Нейроны состоят из тела, длинного отростка – аксона, и множества коротких отростков – дендритов. С помощью отростков нейроны связаны между собой. Контакты между нейронами называют синапсами. Тела нейронов и нейроглия образуют серое вещество, аксоны нейронов – белое вещество.

Головной мозг надежно защищен от внешних воздействий. Он находится внутри черепной коробки и покрыт тремя мозговыми оболочками: наружной – твердой, средней – паутинной, и внутренней – мягкой или сосудистой. От поступления вредных веществ из внутренней среды организма головной мозг защищен гематоэнцефа-

лическим барьером.

В головном мозге очень интенсивно идут энергетические обменные процессы. Так, масса головного мозга составляет 2 – 2,5% от массы тела, но при этом он использует до 20% кислорода потребляемого всем организмом.

Головной мозг подразделяют на пять отделов: продолговатый мозг, задний мозг (мост и мозжечок), средний мозг, промежуточный мозг и передний мозг (рисунок 2.1). Иногда данные отделы объединяют в более крупные категории, например, ствол мозга (продолговатый мозг, мост, средний мозг). От головного мозга отходят 12 пар черепно-мозговых нервов. 1 пара (обонятельный нерв) отходит от переднего мозга, 2 пара (зрительный нерв) – от промежуточного мозга, остальные 10 отходят от ствола головного мозга.

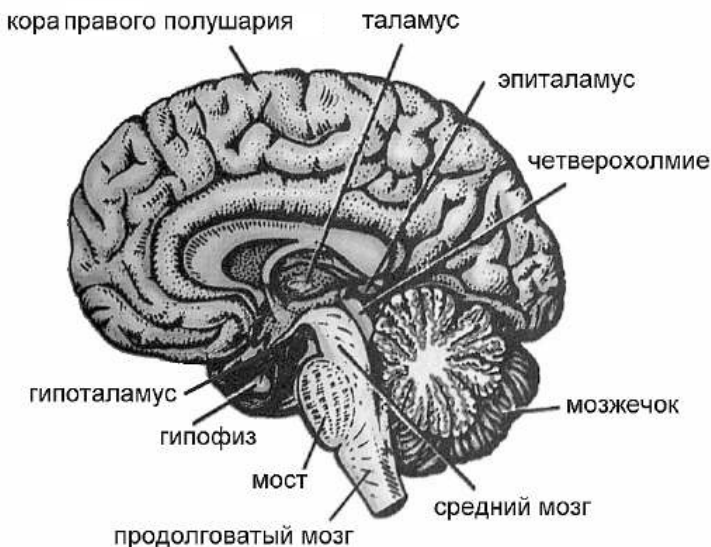


Рисунок 2.1. Головной мозг человека в разрезе.

Продолговатый мозг является непосредственным продолжением спинного мозга. Через него проходят восходящие проводящие пути, несущие информацию в высшие отделы головного мозга, и нисхо-

дящие пути, идущие в спинной мозг. В продолговатом мозге эти пути в значительной степени перекрещиваются, что приводит к связи правой половины тела с левым полушарием и наоборот. В белом веществе продолговатого мозга находятся ядра серого вещества, выполняющие различные функции. Например, там находятся ядра большинства черепно-мозговых нервов.

Продолговатый мозг является филогенетически наиболее древним и контролирует базовые функции организма. В нем находятся центры регуляции жизненно важных функций: дыхательный центр, сосудодвигательный центр, центр регуляции пищеварения. Кроме того, в продолговатом мозге расположены центры многих безусловных рефлексов: сосательного, жевательного, чихания, кашля, рвоты и т.д.

В продолговатом мозге начинается ретикулярная формация – сетчатое образование пронизывающее весь ствол головного мозга. Ретикулярная формация – часть активирующей системы мозга. Практически все сигналы, поступающие в большие полушария головного мозга по сенсорным путям, поступают также и в ретикулярную формацию. Раздражение ретикулярной формации спящего животного через имплантированный в мозг электрод приводит к резкому пробуждению. В продолговатом мозге находится центральный отдел парасимпатической нервной системы.

Мозжечок находится позади мозгового ствола, с которым он тесно связан. Снаружи он покрыт серым веществом, образующим кору мозжечка. Внутри мозжечка находится белое вещество, образованное аксонами нейронов. Мозжечок быстро и непрерывно анализирует информацию о положении тела в пространстве и степени напряжения и расслабления отдельных мышц. Он корректирует команды, посылаемые другими отделами мозга к мышцам, с учетом обработанной им информации. Таким образом, мозжечок отвечает за тонкую координацию движений. Если у собаки удалить мозжечок, то она не утратит способности ходить, но ее походка будет неровной и неуклюжей. При ходьбе и беге она будет широко расставлять лапы, слишком сильно ударять ими по земле, пошатываться из стороны в сторону. Самый простой тест на выявление нарушений работы мозжечка у человека – попросить его с закрытыми глазами дотро-

нуться указательным пальцем до кончика носа.

Средний мозг выполняет проводящую функцию. В нем также продолжается ретикулярная формация. Кроме того, одна из областей среднего мозга – четверохолмие, отвечает за зрительные и слуховые ориентировочные рефлексы (например, поворот глаз и головы в сторону нового появившегося объекта). Верхние бугры четверохолмия отвечают за зрительные ориентировочные рефлексы, а нижние – за слуховые.

Средний мозг участвует в поддержании и перераспределении тонуса мышц. Если появление нового раздражителя происходит неожиданно или если раздается резкий звук, человек вздрагивает. Это определяется быстрым перераспределением тонуса мышц в сторону увеличения тонуса мышц сгибателей, для того, чтобы мы успели немедленно среагировать, если новый стимул несет опасность. Такой защитный рефлекс был назван старт-рефлексом. При гибели нейронов одной из областей среднего мозга – черной субстанции – развивается болезнь Паркинсона, сопровождающаяся гипокинезией, ригидностью мышц и тремором конечностей.

Промежуточный мозг включает ряд структур, важнейшими из которых являются таламус и гипоталамус. Таламус вместе с ретикулярной формацией образуют активирующую систему коры больших полушарий головного мозга. Кроме того, важнейшая функция таламуса заключается в фильтрации и классификации сигналов от различных рецепторов и распределение сигналов в соответствующие области коры больших полушарий головного мозга. Через таламус в кору проходит информация от всех рецепторов, кроме обонятельных.

Гипоталамус состоит из большого количества ядер и является высшим центром регуляции вегетативных функций нашего организма. Например, в гипоталамусе находятся центр голода и центр насыщения. Если крысе удалить центр голода, то она перестанет кушать и погибнет от истощения. Если же удалить центр насыщения, животное будет постоянно есть, и погибнет от ожирения. Сходным образом работает и центр жажды, регулирующий водный баланс в организме. Также в гипоталамусе находятся центры, влияющие на температуру тела, сон и половое поведение.

Кроме того, гипоталамус участвует в гуморальной регуляции функций организма. Гипоталамус и гипофиз образуют гипоталамо-гипофизарную систему. Гипоталамус регулирует выброс в кровь гормонов передней доли гипофиза и сам синтезирует гормоны, выделяющиеся задней долей гипофиза (окситоцин и антидиуретический гормон).

Передний мозг состоит из коры больших полушарий и базальных ганглиев. Базальные ганглии – это крупный комплекс ядер, расположенный под корой больших полушарий, в глубине переднего мозга. Под этим названием объединяют полосатое тело (стриатум), включающее хвостатое ядро и скорлупу, бледный шар (паллидум) и ряд других ядер.

Основные функции базальных ганглиев связаны с управлением движениями. Когда вы, закрыв глаза, пытаетесь рукой коснуться кончика носа, большая часть этого движения – перемещение руки из исходного положения почти до самого носа – осуществляется под контролем базальных ганглиев. Наряду с мозжечком базальные ганглии являются важнейшим подкорковым двигательным центром, участвуя в создании двигательной программы – последовательных комплексов движений. Базальные ганглии управляют запуском движений, способствуя переходу от замысла (фазы подготовки) к выбранной программе действия (фазе выполнения), регулируют скорость движений, их точность и плавность. Вместе с мозжечком базальные ганглии участвуют в двигательном обучении и превращении исходно произвольных движений в автоматизированные. Некоторые ядра базальных ганглиев участвуют в организации эмоций.

При повреждении базальных ганглиев наблюдаются тяжелые двигательные нарушения – снижение двигательной активности, замедленность движений, тремор покоя, повышение мышечного тонуса, непроизвольные стереотипно повторяющиеся движения конечностей, скручивание корпуса и др.

Кора больших полушарий – высший отдел центральной нервной системы, состоит из слоев серого вещества, которые отличаются по составу клеток и по функциям. Это самая филогенетически молодая часть мозга. В эволюционном ряду млекопитающих происходит постепенное увеличение площади поверхности коры, сопровож-

дающееся усложнением поведения. Увеличение площади поверхности привело к тому, что кора приобрела складчатый вид. Выпуклые части коры называются извилинами, они отделены друг от друга бороздами. Большая площадь поверхности коры (около 2400 см^2) – главная отличительная особенность мозга человека. Именно с развитием коры связаны такие функции, как память, внимание, мышление и др.

Анатомически каждое полушарие разделено крупными бороздами на лобную, теменную, затылочную и височную доли (рисунок 2.2 А). Функционально выделяют сенсорные, моторные и ассоциативные области коры больших полушарий. Сенсорные области входят в состав соответствующих анализаторов. Например, первичные сенсорные зоны отвечают за предварительный анализ поступающей информации, а вторичные – за более сложную обработку.

Первичные и вторичные зрительные зоны коры находятся в затылочной доле. Первичные и вторичные слуховые зоны – в височной. Соматосенсорные зоны, отвечающие за кожную и мышечную чувствительность, находятся в области, лежащей за центральной бороздой, – в постцентральной извилине (рисунок 2.2 Б). В области перед центральной бороздой – прецентральной извилине – находится зона, прямая электрическая стимуляция которой вызывает сокращения отдельных мышц и движения. Это моторная зона коры больших полушарий. В ней находятся командные мотонейроны, аксоны которых, в составе нисходящих проводящих путей идут к мотонейронам спинного мозга, а те, в свою очередь, передают команды мышцам нашего тела.

И в сенсорных, и в моторных зонах коры существует систематическое, упорядоченное представительство различных частей тела (рисунок 2.3), определенных частей поля зрения и т.п. Повреждения этих областей приводят к строго определенным дефектам – таким, как слепота в какой-то определенной части поля зрения, избирательная потеря слуха, утрата чувствительности в определенной части тела или частичный паралич. Масштаб нарушений при этом определяется размером повреждения.

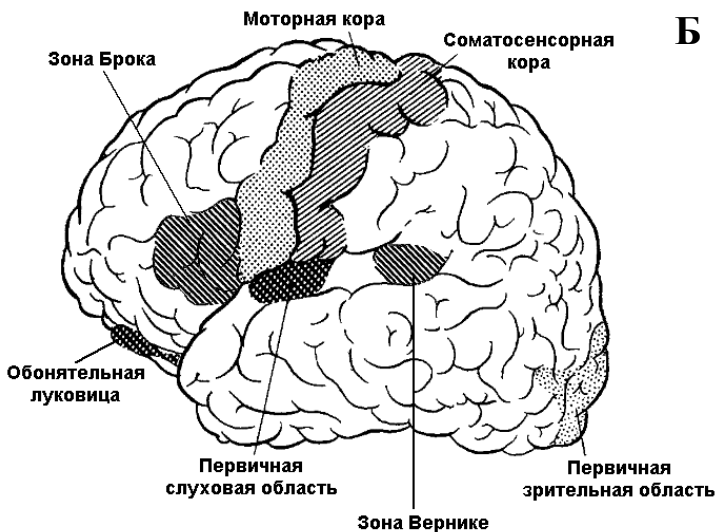
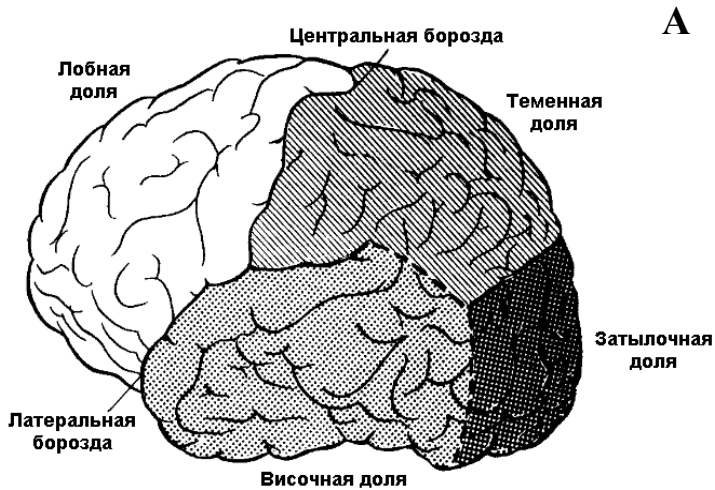


Рисунок 2.2. Большие полушария головного мозга. А - Разделение полушарий мозга на доли. Б – Функциональные области коры больших полушарий (по Спрингеру и Дейчу, 1983).

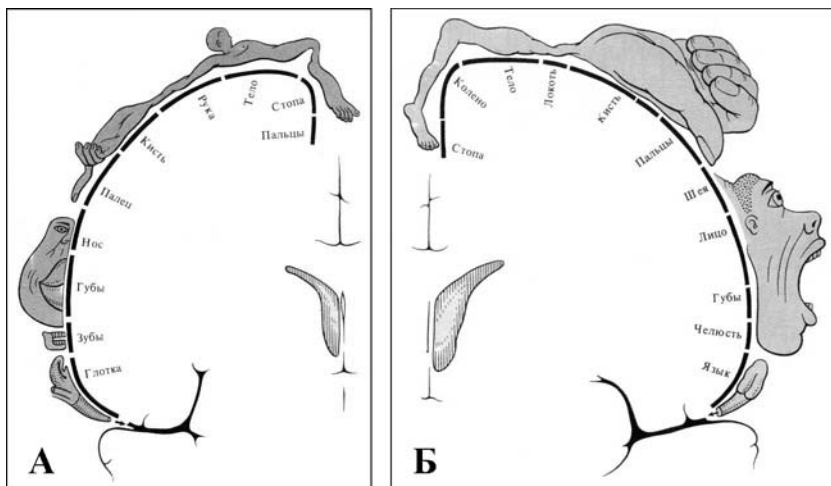


Рисунок 2.3. Представительство частей тела в сенсорной (А) и моторной (Б) зонах коры больших полушарий человека. А – поперечный срез полушария, проходящий через постцентральную извилину. Б – поперечный срез полушария, проходящий через прецентральную извилину.

К ассоциативным областям относят те зоны коры больших полушарий, которые прямо не выполняют ни сенсорных, ни моторных функций. В ассоциативные области приходит информация от всех сенсорных зон, что позволяет комбинировать ощущения разной модальности. К таким зонам относят теменную и нижневисочную кору. Другие ассоциативные области, например, лобная кора, отвечают за высшие психические функции человека: интеллект, память, формирование целенаправленной деятельности, принятие решения. Следует отметить, что развитие коры головного мозга человека характеризуется, прежде всего, развитием ассоциативных областей.

Повреждения ассоциативных областей приводят к расстройствам, выходящим за пределы какой-либо одной сенсорной модальности. Примерами таких нарушений являются затруднения в понимании речи, узнавании лиц или способности оперировать с пространственными отношениями.

Особый интерес представляют речевые зоны, расположенные у большинства людей в левом полушарии (рисунок 2.2 Б). Зона Брока

находится в лобной коре, рядом с моторными зонами и отвечает за моторную речь. Если она повреждена, больной теряет способность говорить. Зона Вернике находится рядом со слуховыми сенсорными областями в височной доле коры. При ее повреждении больной теряет способность понимать обращенную к нему речь.

С открытия речевых зон началось изучение асимметрии функций правого и левого полушарий. В полном соответствии с общей симметрией тела человека каждое полушарие представляет собой почти точное зеркальное отображение другого. Управление основными движениями тела человека и его сенсорными функциями равномерно распределено между двумя полушариями, при этом левое полушарие контролирует правую сторону тела (правую руку, правую ногу и т.д.), а правое полушарие – левую сторону. Однако такая симметрия не является полной, о чем свидетельствуют многочисленные данные, накопленные в последние годы.

Показано, что у большинства людей левое полушарие обеспечивает функцию речи и контроль за действием правой руки. Кроме того, оно отвечает за осознаваемую психомоторную деятельность, абстрактно-логическое мышление и последовательный анализ поступающей информации. Левому полушарию принадлежит ведущая роль при решении лингвистических, вербальных задач. Правое полушарие специализировано для восприятия формы и пространства. Оно отвечает за целостное восприятие сложных объектов, творческое мышление, индивидуальные особенности и интонации речи, пение (рисунок 2.4).

Функциональная межполушарная асимметрия проявляется в трех совокупностях: моторной, сенсорной и психической, которые у одного человека могут различным образом сочетаться друг с другом. Сенсорная асимметрия наблюдается при восприятии зрительных объектов, звуковых, тактильных и других раздражителей. Моторная асимметрия проявляется эффекторно: в речи и движениях. Доминирование правого или левого полушария при осуществлении разных психических функций определяет психическую асимметрию.

Взаимодействие полушарий осуществляется при важном участии комиссур, состоящих из нервных волокон и связывающих полушария между собой. Самая большая комиссура – это мозолистое тело,

волокна которого связывают идентичные участки коры головного мозга.



Рисунок 2.4. Латерализация и распределение доминирования психических функций у правшей (Грюссер и др., 1995).

Метод электроэнцефалографии

Применение метода электроэнцефалографии. Многие годы электроэнцефалография является одним из методов изучения физиологии головного мозга. С помощью данного метода были выделены стадии сна, открыта активирующая система мозга, исследованы функции различных областей коры больших полушарий. Электроэнцефалография дает возможность качественного и количественного

анализа функционального состояния головного мозга и его реакций при действии раздражителей и при выполнении различных видов деятельности.

В клинической практике ЭЭГ используют в первую очередь для диагностики эпилепсии. Существует набор достаточно характерных изменений электрической активности мозга, в большей или меньшей степени специфичных для разных форм этого заболевания. Знание этих характерных изменений (паттернов) определяет возможность своевременного выявления заболевания и адекватного лечения пациентов. Другой важной областью, в которой необходимо применение ЭЭГ, является установление смерти мозга. Применение ЭЭГ в качестве критерия диагностики в этом случае определено законодательством.

В диагностике объемных образований головного мозга (например, опухолей), нейроинфекций и психических расстройств анализ ЭЭГ является вспомогательным методом, представляющим интерес в основном в качестве инструмента динамического наблюдения. Кроме того, в последние годы, в терапевтических целях активно используются тренажеры с биологической обратной связью на основе ЭЭГ.

Достоинства и недостатки метода. К основным достоинствам метода следует отнести его неинвазивность, то есть возможность прижизненного исследования головного мозга без вмешательства во внутреннюю среду организма. Следует отметить, что метод ЭЭГ имеет очень хорошее временное разрешение по сравнению с методами томографии, обладающими лучшим пространственным разрешением. Это позволяет исследовать процессы, для реализации которых требуются секунды и даже миллисекунды. Еще одно преимущество данного метода – относительная простота и невысокая цена проведения эксперимента.

Развитие электроэнцефалографии идет параллельно с развитием и совершенствованием электронных усилителей и компьютерной техники. Современные компьютерные методы анализа ЭЭГ позволяют строить карты электрической активности мозга, локализовать источники электрической активности, проводить сложные виды клинического анализа. В настоящее время анализ ЭЭГ является

единственно доступным объективным способом изучения работы головного мозга спортсмена непосредственно во время стрельбы.

Недостатки метода в первую очередь определяются неполнотой существующих на данный момент представлений о природе электрической активности головного мозга, что часто приводит к неоднозначности трактовки полученных данных. Кроме того, ввиду низкой амплитуды потенциалов головного мозга, запись ЭЭГ осложняется различными артефактами, что затрудняет проведение ЭЭГ-исследования в свободном поведении. Еще одним недостатком метода является низкое пространственное разрешение по сравнению с томографическими методиками. Точное определение локализации очаговых нарушений по данным ЭЭГ редко бывает возможным, поскольку сложная геометрия самого мозга в сочетании с нелинейностью электрических процессов в нем часто приводит к появлению поверхностных изменений активности на участках скальпа, значительно удаленных от патологического очага.

Вопрос о природе электрической активности привлекал внимание исследователей с момента открытия биопотенциалов головного мозга. Вначале считалось несомненным, что сложная электрическая активность ЦНС определяется такими же биоэлектрическими процессами, как и в периферических нервах. Согласно гипотезе нобелевского лауреата, лорда Эдриана, каждый импульсный разряд одиночного нейрона создает на поверхности коры головного мозга небольшое колебание потенциала. Одновременное их возникновение и частичное перекрытие во времени во многих корковых нейронах приводит к значительному суммарному колебанию потенциала, которое можно зарегистрировать. В дальнейшем эта точка зрения не подтвердилась. Стало понятно, что электрическая активность целого мозга определяется более длительными процессами неимпульсной природы, такими как синаптические и дендритные потенциалы.

В настоящее время считается, что ЭЭГ в основном является результатом суммации постсинаптических градуальных (т.е. постепенно, плавно нарастающих) потенциалов нервных клеток: возбуждающих постсинаптических потенциалов (ВПСП) и тормозных постсинаптических потенциалов (ТПСП). Схема эксперимента,

подтверждающего данную точку зрения, приведена на рисунке 2.5. Определенный вклад в генез медленных и сверхмедленных компонентов электроэнцефалограммы может вносить и электрическая активность глиальных клеток. Необходимо отметить, что вопрос о природе суммарной электрической активности окончательно не решен и представляет большой теоретический и практический интерес.

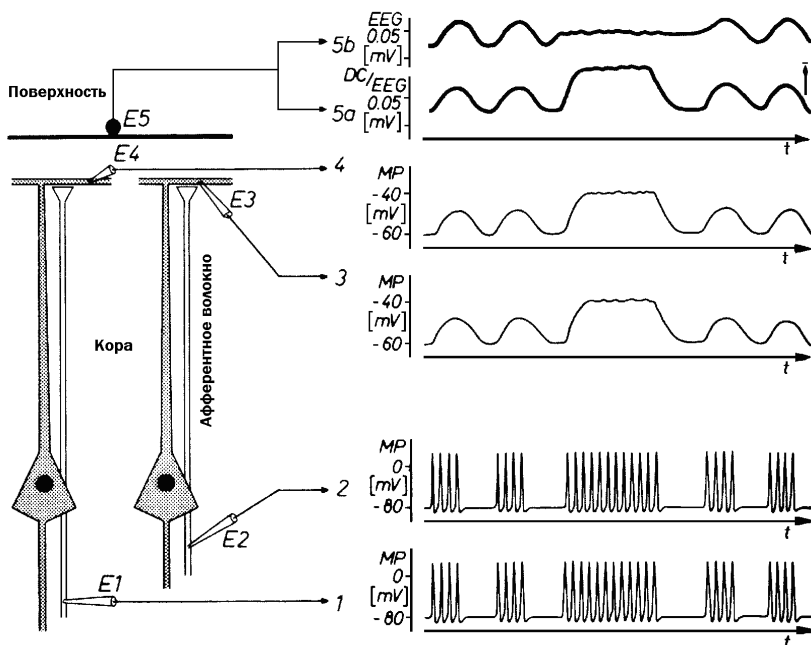


Рисунок 2.5. Принцип генерации ЭЭГ. Возбуждающие синапсы двух афферентных волокон контактируют с поверхностным дендритным разветвлением двух продольных нейрональных элементов. Электрическая активность афферентных волокон регистрируется с помощью внутриклеточных электродов E1 и E2. Мембранный потенциал (MP) дендритных элементов записывается с помощью электродов E3 и E4. Суммарная электрическая активность (EEG) поверхности нейронной структуры (коры) регистрируется электродом E5. Синхронизированные группы потенциалов действия в афферентных волокнах (E1, E2) приводят к генерации ВПСП в области дендритов (E3, E4) и к появлению соответствующего суммарного потенциала в ЭЭГ (E5) (по Speckmann, Elger, 1998).

Техника регистрации электроэнцефалограммы. С физической точки зрения, регистрация ЭЭГ представляет собой непрерывную запись значений разности потенциалов между двумя точками (отведениями). Отведение потенциалов осуществляют с помощью специальных электродов, которые прикладывают к поверхности кожи головы. Электроды должны иметь низкое переходное (электрод-кожа) сопротивление, малую степень поляризации (т.е. не генерировать собственную электрическую активность), а также высокую устойчивость к коррозии.

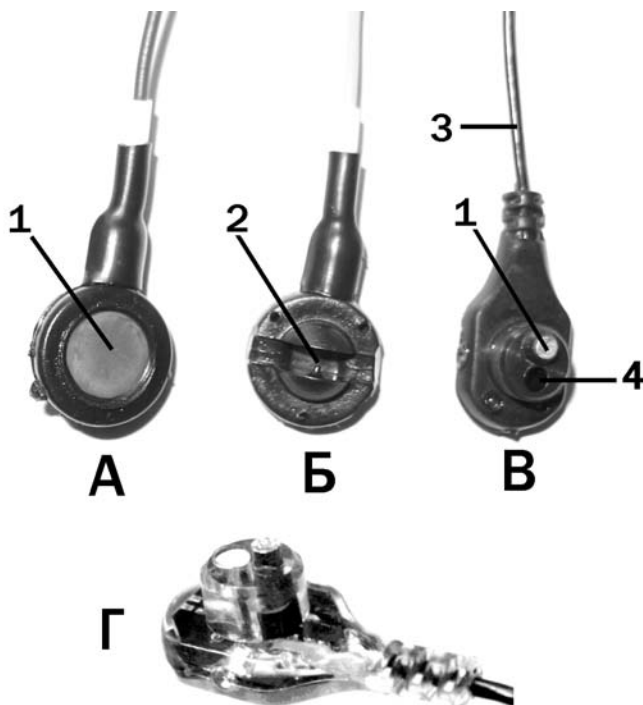


Рисунок 2.6. Некоторые разновидности электродов для регистрации ЭЭГ. А, Б – неполяризующийся хлорсеребряный электрод, фиксируемый с помощью шлема-сетки. В – электрод, вставляемый в гнездо специальной фиксирующей шапочки. Г – активный электрод. 1 – контактная поверхность, 2 – прорезь для фиксации, 3 – соединительный кабель, 4 – отверстие для введения геля.

Форма и способы крепления электродов могут быть различными (рисунок 2.6). В реанимации и анестезиологии используют игольчатые электроды, которые вводят под кожу. Они обеспечивают надежный контакт, но в связи с болезненностью процедуры установки таких электродов их использование ограничено. Наиболее популярны неполяризующиеся электроды, контактную поверхность которых образует соединение Ag/AgCl . Для крепления электродов применяют специальный шлем-сетку или используют готовые наборы электродов, смонтированных в тканевую шапочку, соответствующую размеру головы. Для уменьшения переходного сопротивления кожу головы под электродом обезжиривают, протирая спиртом или смесью спирта с эфиром, а на каждый электрод наносят (или вводят шприцем в отверстие электрода) специальный электропроводный гель (рисунок 2.7).

Соединительные кабели электродов крепят к коммутационной панели усилителя биопотенциалов – электроэнцефалографа (к адаптеру КЗ-А1 усилителя-полиграфа КАРДиЗ-9). Современные электроэнцефалографы имеют в своем составе различное число каналов (8, 16, 24, 40, 128, 256), которые являются отдельными дифференциальными усилителями. Каждый из каналов прибора обеспечивает усиление разности потенциалов между двумя отведениями до одного миллиона раз и фильтрацию сигнала в нужном исследователю диапазоне.

Необходимо отметить, что полиграф КАРДиЗ-9 может комплектоваться как обычными (пассивными) электродами для регистрации ЭЭГ, так и набором активных электродов. В активные электроды интегрированы усилители биопотенциалов, что позволяет минимизировать влияние внешних шумов (наводок) и увеличить отношение сигнал/шум. ЭЭГ сигнал усиливается с высоким входным импедансом в самом электроде, а затем передается на усилитель. Данная технология позволяет регистрировать ЭЭГ с движущегося человека без существенных артефактов движения и качания проводов, что актуально при регистрации ЭЭГ во время стрельбы. Некоторым недостатком является то, что блок активных электродов крепится на КАРДиЗ-9 вместо адаптера КЗ-А1, что позволяет регистрировать 8

каналов ЭЭГ, но исключает совместную регистрацию ЭЭГ с другими физиологическими показателями.



Рисунок 2.7. Процедура заполнения гелем активных электродов, закрепленных в гнездах фиксирующей шапочки.

Пассивные электроды, которыми комплектуется прибор (рисунок 2.6 В), подключаются к адаптеру КЗ-А1 и позволяют регистрировать как 8, так и меньшее количество отведений ЭЭГ. В этом случае, возможна совместная регистрация нескольких отведений ЭЭГ и других психофизиологических показателей. Электроды крепятся в гнезда специальной фиксирующей шапочки или в гнезда эластичной

ленты, которая является наиболее простым и не приносящим беспокойство спортсмену приспособлением для крепления электродов.

Существуют два способа регистрации ЭЭГ – монополярный и биполярный (рисунок 2.8). При биполярном отведении разность потенциалов измеряют между двумя электрически активными участками головного мозга. В этом случае оба электрода находятся на коже головы. При монополярном отведении регистрируют разность потенциалов между электрически активной и электрически нейтральной (насколько это возможно) точками. В качестве условно электрически нейтральной точки обычно выбирают мочку уха или переносицу. В этом случае электрод, расположенный на мочке уха, является общим для всех используемых в данном эксперименте отведений, и разность потенциалов регистрируют между ним и каждым из электродов на поверхности черепа. Такой электрод называется референтным (не путать с заземляющим электродом), поэтому монополярный способ отведения называют еще референциальным.

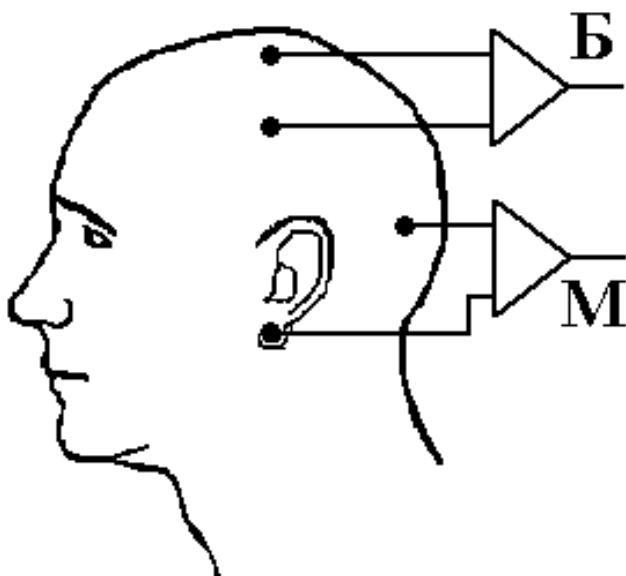


Рисунок 2.8. Монополярный (М) и биполярный (Б) способы регистрации электроэнцефалограммы.

Так как электрическая активность различных участков головного мозга не одинакова, большое значение имеет точное определение положения электродов на коже головы. Для стандартизации размещения электродов используют различные системы. Наибольшее распространение в настоящее время получила Международная система 10–20%, предложенная Джаспером в 1956 году (рисунок 2.9).

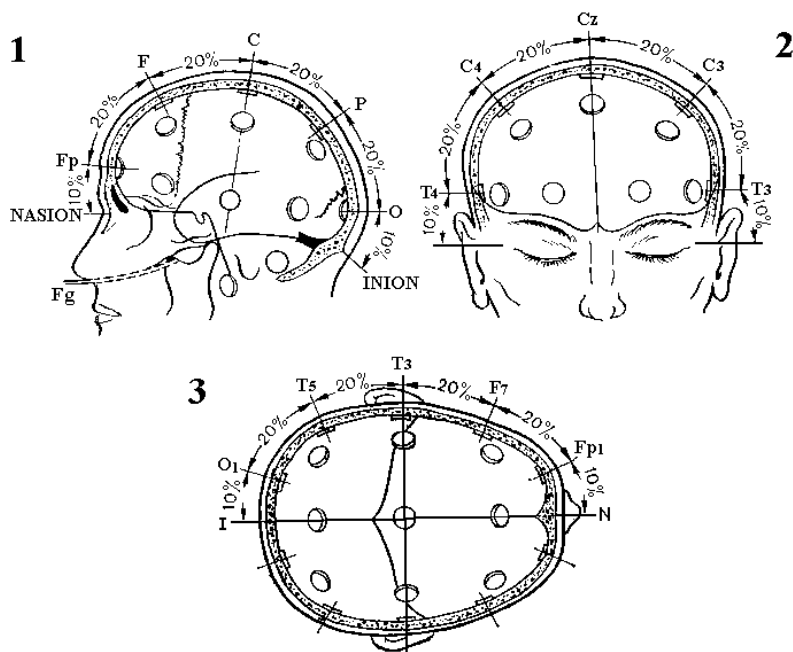


Рисунок 2.9. Международная схема монтажа электродов 10–20%. Цифрами указан порядок проведения измерений. Пояснения в тексте.

Данная система позволяет построить координатную сетку, в узлы которой ставят электроды, получающие буквенно-цифровое обозначение. Лобные отведения обозначают буквой F (frontalis), центральные – C (centralis), теменные – P (parietalis), височные – T (temporalis) и затылочные – O (occipitalis). Четные номера электродов с правой стороны, нечетные – с левой (например: F₄ – правый

лобный электрод, O_1 – левый затылочный электрод).

Для построения координатной сетки сначала измеряют расстояние от переносицы – *nasion* до затылочного возвышения – *inion* (рисунок 2.9). Полученное расстояние принимают за 100%, так как размер головы у всех разный. Затем это расстояние последовательно делят на отрезки: 10%, 20%, 20%, 20%, 20% и 10%. Далее измеряют расстояние между двумя ушными проходами через центральную точку, соответствующую 50% в предыдущем измерении, и проводят деление, как и в предыдущем случае. Пересечение полученных измерений – точка, называемая вертекс (макушка), обозначается как Cz. Затем необходимо измерить полуокружность головы через точки T_3 или T_4 , соответствующие расстоянию 10% от ушных проходов. Ленты шлема-сетки перемещают так, чтобы их расположение соответствовало полученной координатной сетке, и ставят необходимое количество электродов.

Широкое распространение в настоящее время получили специальные шапочки, в которых электроды уже вмонтированы согласно системе 10-20% или же имеются гнезда для расположения необходимого количества электродов в нужные места. Применение данных устройств существенно сокращает время постановки электродов, так как не надо проводить много измерений и регулировать шлем. Достаточно измерить окружность головы и взять шапочку соответствующего размера. В то же время, качество постановки электродов часто бывает хуже, чем при использовании шлема-сетки.

Основные ритмы электроэнцефалограммы человека. Принято считать, что электроэнцефалограмма представляет собой сумму гармонических колебаний разных частот. Периодически повторяющиеся волны одинаковой частоты составляют ритм электроэнцефалограммы. Наиболее выраженный в ЭЭГ ритм называют доминирующим. Если амплитуда волн ритмической активности постепенно нарастает, а затем спадает, говорят, что ритмическая активность веретенообразна.

Уменьшение амплитуды колебаний потенциалов без изменения их частотной характеристики называют депрессией.

Процесс, выражающийся в формировании регулярной, упорядоченной ритмической активности и нарастании амплитуды колеба-

ний, обозначают термином синхронизация.

Нарушение ритмичности протекания волновых процессов ЭЭГ с замещением упорядоченной синхронной волновой активности колебаниями, менее регулярными, разной частоты и меньшей амплитуды, называют десинхронизацией.

В зависимости от частотного диапазона ритма, его формы и локализации, выделяют следующие виды ритмической активности головного мозга: дельта-ритм, тета-ритм, альфа-ритм, мю-ритм, бета-ритм, гамма-ритм и другие.

Дельта-ритм – серии периодически повторяющихся с частотой от 1 до 4 Гц волн ЭЭГ. Дельта-ритм встречается в ЭЭГ здоровых испытуемых во время сна и при бодрствовании (с амплитудой не более 20-30 мкВ). Дельта-ритм – характерный элемент физиологического сна, а также сна, вызванного применением фармакологических препаратов. Дельта-ритм высокой амплитуды наблюдается в ЭЭГ, регистрируемой у пациентов после повреждения коры больших полушарий. В таком случае, максимальная его амплитуда наблюдается на границе опухоли или травмированного очага.

Тета-ритм – серии периодически повторяющихся с частотой от 4 до 8 Гц волн ЭЭГ. У здорового человека тета-ритм наиболее выражен в состоянии легкой дремоты и в начальных стадиях сна. В состоянии бодрствования предполагается связь выраженности тета-ритма с умственным напряжением и эмоциональными реакциями. Высокое содержание симметричных тета-волн у взрослого человека считается признаком патологии, в которую вовлечены глубинные структуры мозга.

Альфа-ритм – серии периодически повторяющихся с частотой от 8 до 14 (либо от 7 до 13) Гц волн ЭЭГ. Выражен у здоровых взрослых испытуемых в состоянии спокойного бодрствования при закрытых глазах преимущественно в теменно-затылочных областях мозга. Средняя амплитуда составляет от 30 до 70 мкВ. Характерной особенностью всплеск альфа-ритма и его аналогов, таких, как сигма-ритм и мю-ритм, является возрастание амплитуды волн в начале всплески и убывание к концу всплески. Активация, открытие глаз, усиление внимания, ведут к угнетению (депрессии) альфа-ритма (рисунок 2.10). При наркозе и естественном сне альфа-ритм также

исчезает.

В психофизиологических исследованиях депрессия альфа-ритма считается коррелятом активации отдела коры больших полушарий, над которым расположен регистрирующий электрод.

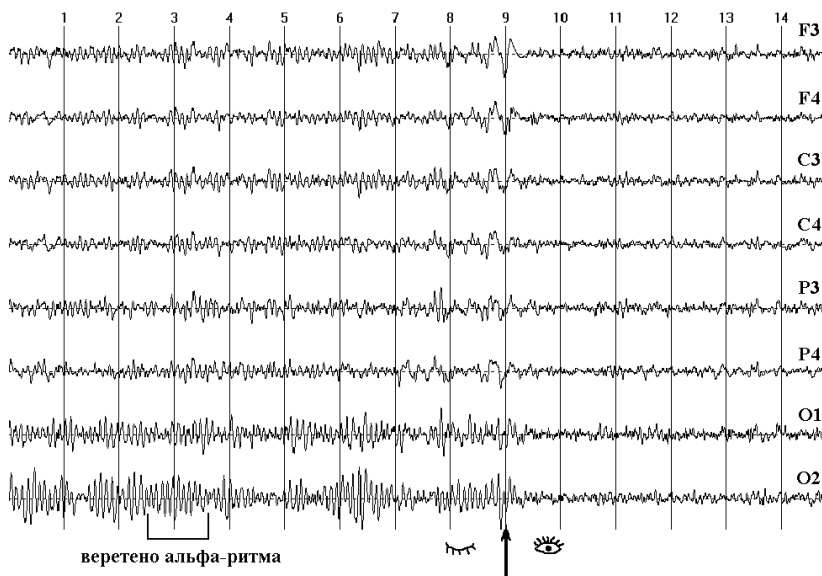


Рисунок 2.10. ЭЭГ в 8 стандартных отведениях (F₃, F₄, C₃, C₄, P₃, P₄, O₁, O₂) при выполнении пробы «закрывание-открывание» глаз. Время подачи команды «открыть глаза» обозначено стрелкой.

Мю-ритм — один из аналогов альфа-ритма, соответствующий ему по частоте. Выражен в области прецентральной извилины. Из-за характерной формы мю-ритм иногда называют аркообразным. В отличие от альфа-ритма, мю-ритм не реагирует или слабо реагирует на открывание глаз. В то же время, наблюдается депрессия данного ритма при поступлении кинестетических раздражителей или при выполнении движений. Блокада мю-ритма сильнее выражена в полушарии, контралатеральном стимуляции. Мю-ритм хорошо выражен лишь у 3% испытуемых.

Бета-ритм – последовательность волн ЭЭГ, следующих с частотой 13-30 Гц, причем, чем выше частота бета-ритма, тем ниже, как правило, его амплитуда. Наиболее выражен в переднелобных отведениях ЭЭГ. Бета-ритм человека является индикатором наиболее высоких уровней бодрствования. В некоторых исследованиях бета-ритм связывают с функционированием сенсомоторной системы. Как правило, различают два поддиапазона бета-ритма: 1) 13-20 Гц и 2) 20-30 Гц. Генерализованная низкоамплитудная бета-активность рассматривается в качестве патологического проявления в ЭЭГ.

Гамма-ритм – состоит из волн низкой амплитуды (15 мкВ) и высокой частоты (30-120 Гц). Этот ритм лучше всего выражен в передних отделах мозга. Если гамма-ритм превышает указанную амплитуду, то речь идет о патологических процессах. В психофизиологических исследованиях выраженный гамма-ритм считают коррелятом активации.

Артефакты в ЭЭГ. Электрические потенциалы головного мозга достаточно малы по величине: даже высокоамплитудные колебания ЭЭГ здорового человека, как правило, не превышают 100 мкВ. Поэтому сигнал ЭЭГ подвержен влиянию более мощных и сильных внешних помех, называемых артефактами. По своей природе артефакты делятся на физиологические (являющиеся результатом деятельности организма испытуемого) и физические (не зависящие от деятельности организма человека).

К физиологическим артефактам относятся электрические потенциалы, являющиеся результатом движений глаз, сердечных сокращений, сокращений мышц, глотательных движений, моргания, изменений сопротивления кожи и т.д. Самым распространенным видом физических артефактов является сетевая наводка частотой 50 Гц, возникающая вследствие наличия электромагнитных полей, генерируемых электрической сетью в помещении. Сетевая наводка особенно сильно проявляется при отсутствии качественного заземления или в случае плохого контакта электродов с кожей. Кроме того, возможны артефакты, связанные с качанием не плотно закрепленных электродов, которое приводит к резкому изменению переходного сопротивления «электрод-кожа» (рисунок 2.11).

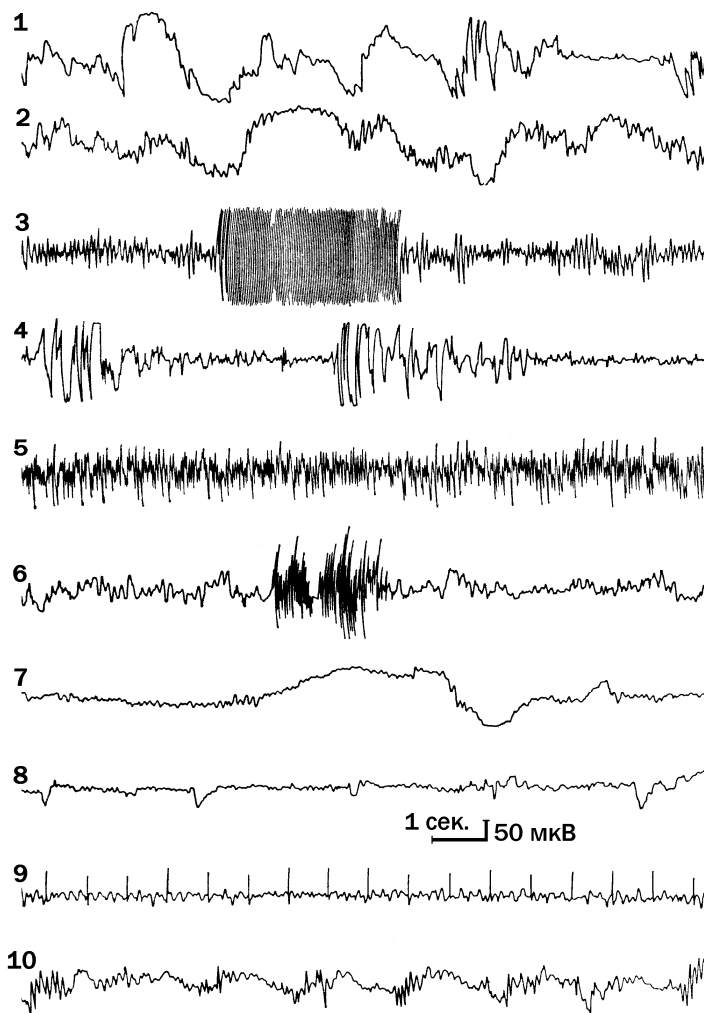


Рисунок 2.11. Артефакты, часто встречающиеся при регистрации ЭЭГ. 1, 2 – артефакты от плохо закрепленных электродов; 3 – электрические помехи; 4 – артефакты, вызванные движением испытуемого; 5, 6 – мышечные потенциалы, вызванные напряжением мышц корпуса и сморщиванием лба, соответственно; 7 – потенциалы кожи; 8 – моргание; 9 – электрокардиограмма на фоне ЭЭГ; 10 – пульсовые волны (по Егоровой, 1973).

Существуют разные способы устранения артефактов в электроэнцефалограмме. При установке электродов стараются добиться небольшого (порядка 5 кОм) переходного сопротивления «электрод-кожа» и надежного закрепления электродов. Во время регистрации используют фильтры электроэнцефалографа, обеспечивающие полосу пропускания сигнала, соответствующую частотному диапазону ЭЭГ. Это позволяет исключить низкочастотные (например, кожно-гальваническую реакцию) и высокочастотные (например, большую часть электрической активности мышц) артефакты. Кроме того, в большинстве современных приборов имеется так называемый заградительный (режекторный) фильтр, позволяющий избирательно уменьшить амплитуду сигнала на частоте 50 Гц, что соответствует частоте переменного тока в электрической сети. Важным условием для получения безартефактной записи ЭЭГ является комфортное размещение испытуемого и его расслабленное состояние в ходе эксперимента. Артефакты, все же оказавшиеся в электроэнцефалограмме, удаляют с помощью специальных опций программного обеспечения при последующей обработке полученной записи.

Анализ ЭЭГ. Одним из основных средств анализа ЭЭГ продолжает оставаться визуальное исследование записи. Такой вид анализа распространен в клинике, где наибольшее значение имеет выявление в ЭЭГ так называемых патологических знаков. Например, для диагностики эпилепсии ЭЭГ исследуют на предмет наличия пароксизмальной активности – изменений потенциала в форме острых волн, пиков и комплексов «пик–волна».

Применение компьютерного анализа ЭЭГ существенно расширяет возможности метода. Наиболее часто применяют спектральный анализ, позволяющий математически выделять и исследовать частотные характеристики ЭЭГ. При этом используют быстрое преобразование Фурье, основанное на представлении исходного сигнала в виде суммы синусоид различных частот и амплитуд. Результаты отображаются в виде графиков (для каждого канала ЭЭГ) с пиками амплитуды (или мощности) в соответствующих частотных диапазонах. Таким образом, спектральный анализ позволяет измерить амплитуду или мощность исследуемого диапазона частот и сравнить между собой выраженность ритмов ЭЭГ в различных отведениях.

По данным спектрального анализа можно построить топографические карты выраженности частотных диапазонов (ритмов), что существенно улучшает наглядность представления полученных данных.

Кроме того, применяют методы когерентного анализа ЭЭГ, методы оценки синхронизации и десинхронизации ЭЭГ, связанной с событием, методы трехмерной локализации источников электрической активности головного мозга и другие методы. Подробное описание методов анализа ЭЭГ, изложенное в доступной форме, можно найти в книге Л.Б. Иванова «Прикладная компьютерная электроэнцефалография».

ЭЭГ стрелка в период, предшествующий выстрелу

Экспериментальные данные. Как уже было отмечено ранее, несмотря на недостатки метода электроэнцефалографии, он является единственным объективным методом, позволяющим оценить работу мозга непосредственно во время периода прицеливания. Конечно, применение различных видов томографии дает более четкую и красочную картину происходящего, но стрельба из томографа невозможна, оборудование громоздкое и очень дорогое. Кроме того временное разрешение данного метода довольно низкое и недостаточно для исследования процессов во время стрельбы. Электроэнцефалография на современном этапе своего развития позволяет временное разрешение около 1 миллисекунды и пространственное разрешение около 1 миллиметра (Hatfield et al., 2004). При этом стрелок не ограничен в привычных действиях.

Тем не менее, в связи с техническими трудностями регистрации ЭЭГ движущегося человека, сведения об активности головного мозга стрелка непосредственно в период прицеливания стали появляться относительно недавно. По-видимому, одной из первых работ в данной области является исследование, опубликованное в 1982 году Хатфилдом и соавторами (Hatfield et al., 1982).

В данном исследовании регистрировали ЭЭГ в период, предшествующий выстрелу (7.5 секунд), у 15 стрелков из пневматической винтовки, квалификация которых достигла международного уровня.

ЭЭГ регистрировали в отведениях T_3 , T_4 , O_1 и O_2 относительно электрода C_z . Авторы обнаружили, что во время прицеливания альфа-активность в отведении T_3 выражена гораздо сильнее, чем у тех же испытуемых в состоянии спокойного бодрствования. В отведении T_4 альфа-активность в период, предшествующий выстрелу, наоборот, уменьшалась. Последующие работы коллектива (Hatfield et al., 1984, 2004; Kerick et al., 2001, 2004) показали, что соотношение выраженности альфа-активности в отведениях $T_4:T_3$ изменяется характерным образом именно при стрельбе. При других видах деятельности у тех же испытуемых наблюдается иная картина (рисунок 2.12).

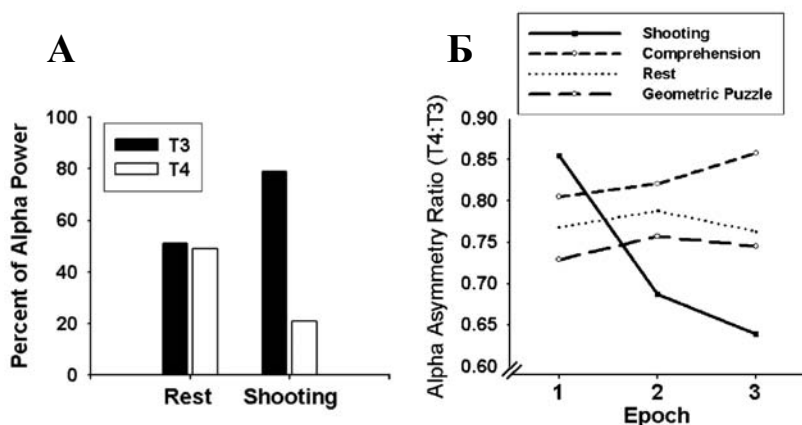


Рисунок 2.12. Выраженность альфа-активности в правом (T_4) и в левом (T_3) височных отведениях во время прицеливания и выполнения других видов деятельности. **А.** Мощность альфа-активности, усредненная по 12 элитным спортсменам, во время состояния спокойного бодрствования (Rest) и во время прицеливания (Shooting). **Б.** Значение отношения мощности альфа-активности в височных отведениях ($T_4:T_3$) в трех последовательных временных интервалах по 2.5 секунды (1, 2, 3) перед нажатием на спуск и при других видах деятельности. Соотношение достоверно снижается во время временных интервалов 2 и 3 при стрельбе и существенно не изменяется во время других видов деятельности (Hatfield et al., 2004).

Сходные данные были получены при анализе ЭЭГ во время стрельбы из лука. Так, в исследовании, проведенном на 28 элитных

лучниках (Salazar et al., 1990), показано, что мощность частот 10 Гц, 20 Гц и 24 Гц в спектре ЭЭГ существенно возрастает перед выпуском стрелы в отведении T_3 и не изменяется в отведении T_4 .

И у лучников, и у стрелков из пистолета показано существенное влияние тренировок на выраженность альфа-активности в левом височном отведении. Ландерс с соавторами (Landers et al., 1994) регистрировали ЭЭГ в отведениях T_3 и T_4 в группе, состоящей из 11 лучников-новичков в течение 12-ти недель. За это время было проведено 27 тренировок с тренером олимпийского уровня. Неудивительно, что после окончания курса результативность стрельбы значительно улучшилась. Перед началом тренировок у лучников не было выявлено никакой разницы в спектральной мощности ЭЭГ правой и левой височной области. После тренировок в отведении T_3 была выявлена синхронизация альфа-активности с частотой 12 Гц перед выстрелом. Примечательно, что в состоянии спокойного бодрствования разницы между ЭЭГ в отведениях T_3 и T_4 не было выявлено ни до, ни после обучения.

В работе Керика и соавторов (Kerick et al., 2004) испытуемыми были 11 курсантов Морской академии США, которые проходили обучение стрельбе из пистолета с квалифицированным инструктором в течение 14 недель. Испытуемые или имели некоторый опыт в стрельбе, или не имели его вовсе. ЭЭГ регистрировали в 11 отведениях (F_3 , F_z , F_4 , C_3 , C_z , C_4 , T_3 , T_4 , P_3 , P_z , P_4) монополярно. Было показано, что средний уровень мощности альфа-активности постепенно повышался на протяжении тренировочного периода в отведении T_3 . Увеличение мощности альфа-активности коррелировало с ростом результативности. Эти изменения имели место только во время прицеливания, а не во время спокойного бодрствования. Подобных изменений в отведении T_4 не наблюдали ни при одном из условий. Кроме того, в данной работе было выявлено повышение мощности альфа-активности во время прицеливания и в остальных отведениях кроме F_z и P_z .

Еще один интересный факт отмечен в работе Луза и соавторов (Loze et al., 2001), в которой принимали участие 6 высококвалифицированных стрелков из пневматического пистолета. У каждого спортсмена сравнивали ЭЭГ в период прицеливания перед самыми

лучшими выстрелами в серии и перед самыми худшими. Помимо уже описанной асимметрии мощности альфа-активности в отведениях T_3 и T_4 , авторы выявили увеличение мощности в альфа-диапазоне ЭЭГ в отведении O_z перед лучшими выстрелами в серии. Перед худшими выстрелами в серии увеличения мощности альфа-активности не происходило. Таким образом, было показано, что результативность выстрела зависит от наличия определенного функционального состояния мозга, отражающегося в увеличении мощности альфа-диапазона ЭЭГ в левом височном и центральном затылочном отведениях.

Другой стратегией анализа ЭЭГ было сравнение выраженности альфа-диапазона ЭЭГ во время стрельбы в группах новичков и опытных стрелков (Haufler et al., 2000). Во время стрелкового упражнения, состоящего из 40 выстрелов, регистрировали ЭЭГ каждого из участников в 10 отведениях (F_3 , F_4 , C_3 , C_4 , T_3 , T_4 , P_3 , P_4 , O_1 , O_2) монополярно в течение 6 секунд до момента нажатия на спуск. Было показано, что во время прицеливания мастера демонстрировали меньшую активацию коры (более выраженную альфа-активность в диапазоне от 10-11 Гц) во всех отведениях по сравнению с новичками, у которых было обнаружено усиление корковой активности (выраженная депрессия альфа-диапазона ЭЭГ). Данные различия были наиболее значимы в центральной, височной и теменной областях левого полушария.

Результаты, полученные во время стрельбы, были сопоставлены с данными, полученными во время выполнения теми же испытуемыми вербальных и пространственных заданий, где испытуемые двух групп имели одинаковый опыт. На этот раз выявленные межгрупповые различия были гораздо меньше. Кроме того, у профессиональных стрелков в большинстве случаев амплитуда спектра ЭЭГ была больше во время прицеливания по сравнению с таковой при выполнении заданий. А у новичков, наоборот, при прицеливании и при выполнении вербальных и пространственных заданий наблюдали сходный уровень активации коры (Haufler et al, 2000).

Коллектив, включающий авторов данного пособия, подключился к исследованию ЭЭГ во время стрельбы в 2004 году. Исследования проводили в стрелковых тирах РГУФКСИТ (рисунок 2.13) и Центра

олимпийской подготовки (Новогорск). На начальном этапе исследований было предпринято сравнение электроэнцефалограммы стрелков высшей квалификации (члены Национальной сборной России, 5 человек) и контрольной группы испытуемых (5 человек), не имеющих опыта в стрельбе. Электроэнцефалограмму регистрировали в 13 отведениях (F_3 , F_4 , C_3 , C_4 , P_3 , P_4 , O_1 , O_2 , T_3 , T_4 , F_z , P_z , C_z) относительно объединенных ушных электродов в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами, в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами и в течение 5 секунд перед выстрелом.



Рисунок 2.13. Общий вид экспериментальной установки для регистрации электрофизиологических показателей во время выполнения стрельбы в тире (25 м). Регистрация с помощью программно-аппаратного комплекса «CONAN-m». 1 – электроды для регистрации ЭКГ; 2 – электроды для регистрации ЭОГ; 3 – шлем-сетка и электроды для регистрации ЭЭГ; 4 – маркер выстрела; 5 – блок регистрации ЭЭГ, ЭОГ и ЭКГ; 6 – блок регистрации вегетативных показателей; 7 – блок усиления биопотенциалов; 8 – оператор.

В состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами у испытуемых контрольной группы наблюдали выраженный альфа-ритм преимущественно в затылочных и теменных отведениях (рисунок 2.14). При открывании глаз в энцефалограмме происходили классические изменения, описанные еще Хансом Бергером, а именно выраженная депрессия альфа-ритма (см. рисунок 2.10). Во время прицеливания депрессия была выражена еще сильнее, так как от состояния спокойного бодрствования испытуемый переходил к более активным действиям (удержание оружия, совмещение прицельных приспособлений с мишенью, поддержание равновесия и т.д.).

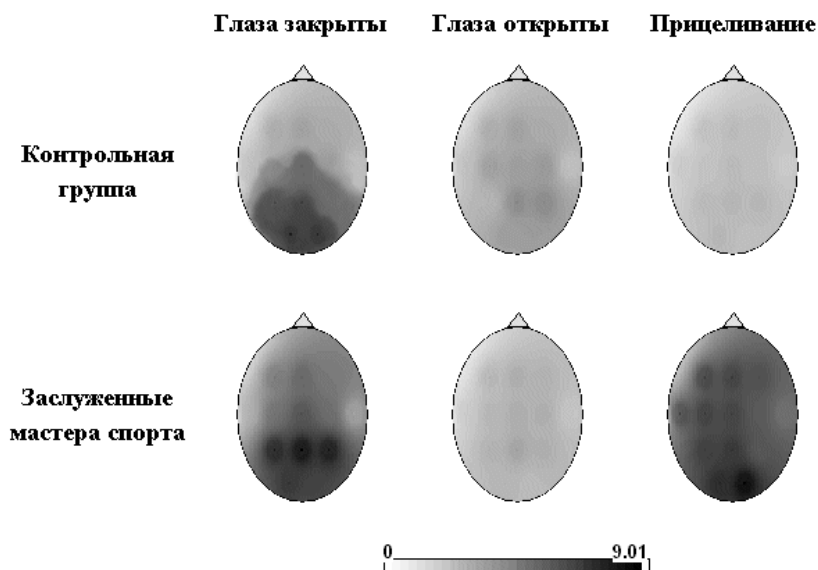


Рисунок 2.14. Усредненные по группам испытуемых карты топографического распределения амплитуды спектра суммарного альфа-диапазона ЭЭГ (8-14 Гц) во время различных состояний.

В группе стрелков высшей квалификации в состояниях спокойного бодрствования с открытыми и закрытыми глазами наблюдалась сходная картина. В тоже время, во время прицеливания альфа-

активность была хорошо выражена в большинстве отведений! Имела место и описанная выше асимметрия выраженности альфа-активности в отведениях T_3 и T_4 . Таким образом, мы столкнулись с несколько парадоксальной для классической электрофизиологии ситуацией – испытуемый находится в активном состоянии, причем с открытыми глазами, а альфа-ритм при этом прекрасно выражен (рисунок 2.14).

Интересно, что альфа-активность хорошо выражена во время прицеливания у лучников высокой квалификации (МСМК), которые в указанный период развивают существенное мышечное усилие, растягивая тетиву лука (рисунок 2.15). Этот факт позволяет опровергнуть мнение о том, что хорошая выраженность альфа-активности в случае стрельбы (например, из пневматического пистолета) определяется тем, что мышцы профессионального спортсмена во время изготовления в большей степени расслаблены, чем у новичка (что, иногда, действительно так).

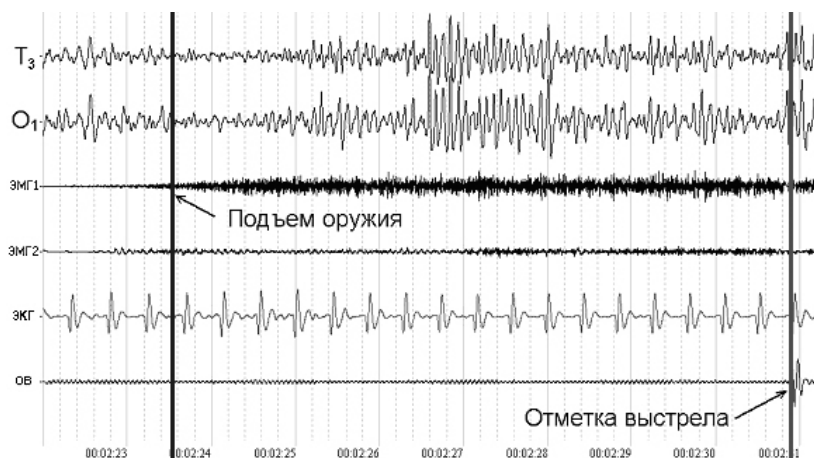


Рисунок 2.15. Фрагмент ЭЭГ стрелка из классического лука (МСМК) во время прицеливания. Регистрация с помощью полиграфа КАРДиЗ-9. T_3 , O_1 – отведения ЭЭГ; ЭМГ₁ – канал электромиограммы дельтовидной мышцы левой руки; ЭМГ₂ – канал электромиограммы правой трапециевидной мышцы; ЭКГ – канал электрокардиограммы; ОВ – канал отметки выстрела.

Еще одним возможным объяснением более выраженной альфа-активности у квалифицированных стрелков была гипотеза о том, что начинающие стрелки остро реагируют на саму ситуацию стрельбы: на звук выстрела, небольшую отдачу оружия, возможность получения травмы при несоблюдении правил техники безопасности и т.д. Для проверки данного предположения мы провели контрольный эксперимент с использованием тренажера «СКАТТ». Было отмечено некоторое снижение ЧСС испытуемых во время стрельбы на тренажере по сравнению с реальной стрельбой, но значимых отличий в параметрах ЭЭГ выявлено не было.

Представляло особый интерес выяснить, зависит ли выраженность альфа-диапазона ЭЭГ во время прицеливания от уровня спортивного мастерства стрелка, тем более что уровень «элитных стрелков», с которыми работали западные коллеги, четко определен не был. Кроме того, было необходимо внести поправку на индивидуально-типологические особенности ЭЭГ испытуемых, так как у разных людей выраженность альфа-ритма может исходно сильно отличаться (есть даже испытуемые без альфа-ритма).

Сравнение проводили между 4 группами испытуемых, в каждую из которых входило по 4 человека: 1 – контрольная группа (испытуемые, не имеющие стрелковой подготовки); 2 – кандидаты в мастера спорта (КМС); 3 – мастера спорта (МС); 4 – заслуженные мастера спорта (ЗМС), члены Национальной сборной России. Для сглаживания индивидуально-типологических различий, выраженность альфа-диапазона ЭЭГ во время прицеливания у каждого испытуемого нормировали относительно того же показателя в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами. Вычисления проводили по формуле: $K = (a-b)/(a+b)$, где a – значение амплитуды спектра альфа-активности во время прицеливания, b – значение амплитуды спектра альфа-активности в течение состояния спокойного бодрствования с открытыми глазами. Положительные значения данного коэффициента соответствуют увеличению выраженности альфа-активности во время прицеливания, а отрицательные – депрессии альфа-активности по сравнению с базовым уровнем (рисунок 2.16).

В результате были получены высоко достоверные различия рассчитанного коэффициента между группой ЗМС и контрольной груп-

пой. Кроме того, была выявлена тенденция увеличения выраженности альфа-активности перед выстрелом в ряду «Контрольная группа – КМС – МС – ЗМС».

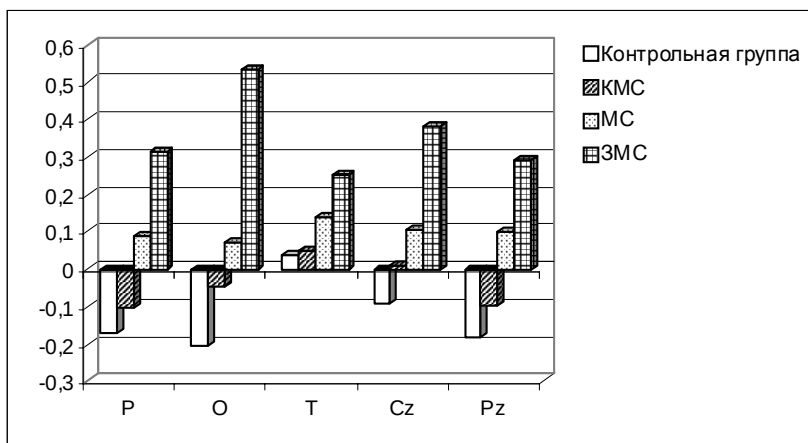


Рисунок 2.16. Относительные изменения амплитуды спектра альфа-диапазона ЭЭГ (К) в отведениях P, O, T, Cz, Pz у испытуемых контрольной группы и стрелков различной квалификации (Напалков и др., 2007).

Возникает закономерный вопрос, является ли регистрируемая альфа-активность во время прицеливания классическим альфа-ритмом, основным свойством которого считается выраженная депрессия в затылочных отведениях при открывании глаз? К сожалению, окончательного ответа на этот вопрос еще нет. Тем не менее, можно привести некоторые экспериментальные данные, которые приближают нас к пониманию происходящего.

В большинстве цитированных выше работ авторы анализировали так называемый суммарный альфа-ритм, то есть всю широкую полосу частот от 7 до 13 или от 8 до 14 Гц. Тем не менее, известно, что частотный альфа-диапазон функционально неоднороден, в связи с чем его нередко делят на 2 или 3 поддиапазона (например, Klimesch, 1999; Klimesch et al., 2007). Кроме того, существуют и другие ритмы, имеющие по частотным характеристикам сходные с альфа-ритмом

значения, но отличающиеся степенью выраженности и локализацией. Примером такого ритма служит мю-ритм, регистрируемый при определенных условиях в центральных областях коры больших полушарий головного мозга человека (Гусельников, Изнак, 1983).

В связи с этим, представляло интерес проведение анализа доминирующей частоты альфа-активности спортсменов в трех состояниях: в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами (выражен классический альфа-ритм), в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами (классический альфа-ритм не выражен) и во время прицеливания. Согласно данным, полученным Р.Н. Салиховой (Napalkov et al., 2008; Салихова, Литвинова, 2009), у стрелков высокого уровня (МСМК, ЗМС) во время прицеливания происходит сдвиг частоты альфа-активности в более высокую область (рисунок 2.17). В приведенном на рисунке примере частотная область классического альфа-ритма, выраженного при закрытых глазах и не выраженного при открытых глазах, составляет примерно от 8 до 12 Гц, в то время как альфа-активность, выраженная перед выстрелом, развивается в области более высоких частот. Показанная на рисунке тенденция выявлена у каждого из обследованных нами стрелков высшей квалификации (таблица 2.1). Различия доминирующей частоты в двух исследованных состояниях статистически достоверны ($Z=2.02$, $p<0.05$, критерий Вилкоксона для парных данных). Данная закономерность была характерна и для обследованных нами стрелков из классического лука квалификации МСМК.

Таблица 2.1. Доминирующая частота альфа-активности (Гц) у стрелков высшей квалификации в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами и во время прицеливания.

Испытуемые	Спокойное бодрствование, глаза закрыты	Прицеливание
1 (ЗМС)	10.5	12.5
2 (ЗМС)	9.5	10.5
3 (ЗМС)	9.5	13
4 (ЗМС)	10	14
5 (МСМК)	10	13

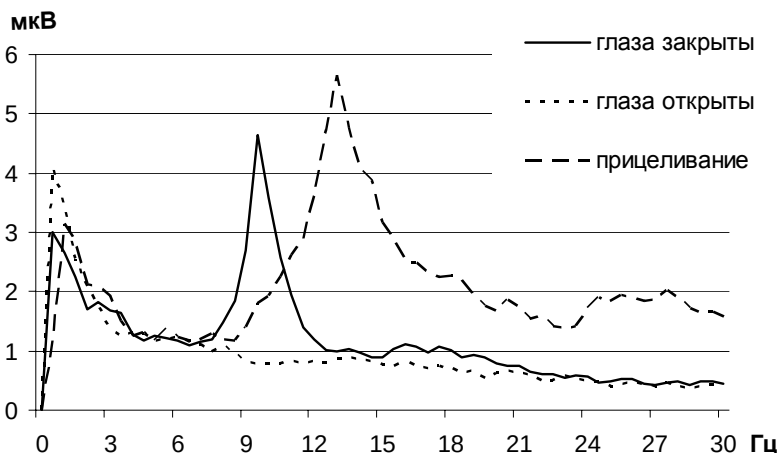


Рисунок 2.17. Соотношение спектров ЭЭГ в отведении O_2 в состояниях спокойного бодрствования с открытыми глазами, с закрытыми глазами и перед выстрелом из пневматического пистолета у заслуженного мастера спорта.

Исходя из полученных данных, представляло интерес провести более детальное сравнение выраженности различных поддиапазонов альфа-активности в исследованных группах: у стрелков высшей квалификации и у испытуемых контрольной группы. Исследовали три частотных поддиапазона: альфа 1 – от 7 Гц до 9 Гц; альфа 2 – от 9 Гц до 11 Гц; альфа 3 – от 11 Гц до 14 Гц. Было показано, что у стрелков при переходе из состояния спокойного бодрствования с открытыми глазами к состоянию прицеливания происходит достоверное увеличение амплитуды альфа-диапазона спектра ЭЭГ в большинстве отведений, наиболее выраженное в поддиапазоне альфа 3 (Naralkov et al., 2008; Салихова, Литвинова, 2009).

Полученные данные подтверждают точку зрения (например: Klimesch, 1999; Kerick et al., 2007), согласно которой активность в частотном диапазоне альфа-ритма человека неоднородна и состоит из отдельных компонентов, по-разному реагирующих на происходящие в головном мозге процессы (как сказал один из классиков

электроэнцефалографии Грей Уолтер: «существует много альфа-ритмов»).

В понимании природы выраженной альфа-активности во время прицеливания нам могут помочь более детальные исследования, связанные с выделением отдельных компонентов и значимых составляющих данной активности методом независимых компонент (ICA) с последующей локализацией ее источников в головном мозге испытуемого (Kerick et al., 2007). Такая попытка была предпринята С.Л. Шишкиным (Napalkov, Shishkin, et al., 2008). Для локализации источников альфа-активности были построены дипольные модели источников сигнала, точное положение которых определяли относительно магнитных томограмм мозга, нормализованных по шаблонам MNI. Пример построения такого диполя приведен на рисунке 2.18. Эквивалентные диполи в большинстве случаев были выявлены в левой височной области коры больших полушарий головного мозга.

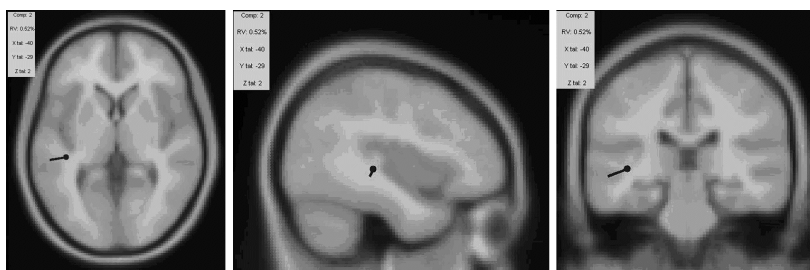


Рисунок 2.18. Проекция дипольных моделей, рассчитанных для первого компонента альфа-активности, на ближайшие к позиции центра диполя срезы магнитной томограммы в горизонтальной, сагиттальной и коронарной плоскостях (слева направо).

Исследования, посвященные изучению других ритмов ЭЭГ во время прицеливания, встречаются гораздо реже. В качестве примера приведем во всех отношениях интересную работу Керика и соавторов (Kerick et al., 2007). В исследовании приняли участие 17 морских пехотинцев и один рейнджер вооруженных сил США. Все испытуемые отличались высоким уровнем стрелковой подготовки. ЭЭГ ре-

гистрировали в 36 отведениях во время выполнения нескольких сценариев. Первый сценарий предполагал проведение обычной стрельбы и стрельбы с одновременным решением арифметической задачи (например, $54+17$). Второй – обычную стрельбу и стрельбу с выбором «свой» - «чужой» (поразить противника и предотвратить «дружественный огонь»). Третий – стрельбу по мишеням, появляющимся через разные промежутки времени после сигнала. И, наконец, четвертый сценарий предполагал решение арифметических задач без стрельбы.

Для обработки данных был использован метод связанных с событием изменений спектра (ERSP), с помощью которого исследовали ЭЭГ в тета-диапазоне (4-7 Гц) и в верхнем альфа-поддиапазоне (11-13 Гц). Интересно то, что анализ проводили не как обычно, от момента нажатия на спуск, а от момента появления мишени.

Во всех сценариях был выявлен пик тета-активности через 1062 миллисекунды после появления мишени. По сравнению с обычной стрельбой этот пик был значительно выше во время задания, предполагавшего выбор «свой» - «чужой» перед совершением выстрела, и был наиболее выражен в отведениях P_z и C_z . Авторы считают, что данный пик связан с детекцией и распознаванием мишени, а также процессом принятия решения. В случае одновременного решения арифметических задач со стрельбой пик в тета-диапазоне не был выражен сильнее, чем при обычной стрельбе, но его латентность возрастала.

Во всех стрелковых сценариях ERSP-альфа прогрессивно увеличивался, начиная с момента появления мишени. Авторы связывают данное увеличение с сосредоточенной моторной подготовкой, предшествующей выстрелу. Во время задачи, предполагающей одновременное выполнение двух действий (счет и стрельбу), ERSP-альфа был выражен меньше.

Необходимо отметить, что мы специально не останавливались на работах, в которых авторы анализировали потенциалы, связанные с событием, или медленные потенциалы головного мозга стрелка в период прицеливания (например: Иванова, 1991; Kontinen et al., 1993; 1995; 1999; Di Russo et al., 2005). Несмотря на научную изящ-

ность многих из них, используемые в этих работах методики более сложны и труднее реализуемы непосредственно в условиях тира.

Подводя итог обзору исследований, посвященных анализу ЭЭГ стрелков в период подготовки к выстрелу, можно заключить следующее:

- наиболее информативным компонентом ЭЭГ стрелка является выраженность альфа-активности;
- во время прицеливания у стрелков высшей квалификации наблюдается выраженная альфа-активность в большинстве отведений, что не характерно для новичков;
- выраженность альфа-активности зависит от уровня спортивного мастерства;
- альфа-активность хорошо выражена перед лучшими выстрелами и не выражена перед неудачными;
- наблюдается асимметрия выраженности альфа активности в височных отведениях ЭЭГ;
- мы еще далеки от полного понимания происходящего.

С практической точки зрения, можно сказать, что наиболее информативными отведениями для регистрации ЭЭГ у стрелков являются височные (T_3 , T_4) и затылочные (O_1 , O_2) отведения. Данные отведения удобны еще и в том смысле, что для их регистрации не обязательно применять шлем-сетку или специальную шапочку, которые, как выяснилось в результате проведенных испытаний, осложняют стрельбу из винтовки и из ружья. Вполне достаточно эластичной фиксирующей ленты, быстрой в установке и не мешающей стрелку.

Обсуждение экспериментальных данных. Как можно объяснить, на первый взгляд, парадоксальное увеличение альфа-активности в период предшествующий выстрелу? Напомним, что в классической электрофизиологии головного мозга увеличение альфа-ритма считается признаком уменьшения активации соответствующих областей коры головного мозга, маркером блокирования передачи информации и отсутствия зрительного внимания (Гусельников, 1976; Shaw, 1996; Klimesch, 1999). Лучше всего альфа-активность выражена, когда испытуемый находится в положении лежа с закрытыми глазами и ни о чем волнительном не думает. В то

же время, стрелок при подготовке к выстрелу удерживает оружие, совмещает прицельные приспособления с мишенью, достигает наиболее устойчивого положения тела, выбирает момент нажатия на спуск и совершает это нажатие, то есть находится в весьма активном состоянии с открытыми глазами. Такое поведение должно вызывать (и вызывает у новичков) выраженную депрессию любой альфа-активности.

По-видимому, ответ на данный вопрос можно получить, анализируя те особенности, которые отличают деятельность стрелка высшей квалификации от новичка и позволяют ему раз за разом поражать «десятку» мишени. Можно предположить, что у опытного стрелка перед выстрелом формируется особое функциональное состояние, отражением которого и является хорошая выраженность альфа-диапазона ЭЭГ.

В настоящее время имеется ряд гипотез позволяющих объяснить наличие «парадоксальной» (Shaw, 1996) альфа-активности у стрелков. В рамках одной из них развиваются представления о том, что наблюдаемая на ЭЭГ картина является следствием автоматизации навыков и «экономии» нервных процессов у квалифицированных спортсменов (Haufler et al., 2000; Kerick et al., 2001; Hatfield et al., 2004; Hung et al., 2008). В данном случае, автоматизация рассматривается как процесс, приводящий к минимизации корковой активности.

Такая точка зрения согласуется с существующими теориями моторного обучения. Еще в 30-х годах XX века Бернштейном была разработана теория об иерархической организации управления сложными движениями и вниманием, доказавшая свою эффективность и прогностическую ценность. В соответствие с этой теорией, управление движением имеет многоуровневую иерархическую структуру (таблица 2.2). В любом движении обычно задействованы несколько уровней, но ведущим является только один из них, в зависимости от главной цели действия. Именно на этом уровне концентрируется произвольное внимание человека. Каждый вышележащий уровень использует нижележащие уровни в качестве технических фонов. Обучение движению происходит от уровня Е до уровня А.

Таблица 2.2. Уровни управления движениями
(по Бернштейну, 1991; Донскому, 1996).

Содержание	Участок ЦНС	Пример
А Уровень палеокинетических регуляций	Руброспинальный	статические позы: тонус мышц, удержание оружия, за рулем и т.п.
В Уровень синергий	Таламо - паллидарный	циклические и повторяемые движения: шаг в беге, гребок в плавании
С Уровень пространственного поля	Пирамидально - стриарный	пространственная «привязка»: попасть в цель, взять объект и точно его переместить
Д Уровень действий (смысловых цепей)	Теменно - премоторный	достижение цели: поразить мишень, открыть дверь, добраться до заданного пункта
Е Уровень индивидуального поведения	Кора больших полушарий (в т.ч. лобные доли)	стиль стрельбы, почерка, походки

Бернштейн (1991) выделил четыре фазы подготовки любого движения:

1. Создание единого образа текущей ситуации и ее оценка с позиции достижения цели. При этом происходит объединение сигналов, поступающих от разных анализаторов (зрение, слух, мышечное чувство и др.).
2. Постановка цели действия – создание образа ситуации, которая должна быть достигнута в результате выполнения действия (построение модели желаемого будущего).
3. Определение последовательности операций – создание алгоритма действий, необходимых для перехода от текущей ситуации к желаемой.

4. Конкретизация исполнительских систем – определение конкретных систем-реализаторов алгоритма и команд, необходимых для выполнения действия. В результате мозг формирует комплект сигналов к мышцам.

В процессе выполнения движения указанные фазы регулярно повторяются, обеспечивая механизм обратной связи и коррекцию движения. Напряжение мышц становится оптимальным, движение – целостным, плавным и быстрым. По мере овладения навыком, управление почти всеми фазами движения (при стрельбе – положением тела стрелка, подготовкой оружия, прицеливанием, собственно выстрелом) переводится на таламо-паллидарный уровень, т.е. уходит из коры больших полушарий. За высшими уровнями должно остаться только определение цели и момента выстрела, а также принятие решения о прекращении или продолжении стрельбы (Блеер и др., 2006).

В 1967 году была предложена трехступенчатая модель моторного обучения (Fitts, Posner, 1967). Авторы выделяли следующие уровни: когнитивный, ассоциативный и автоматический. Первый уровень характеризуется усиленным анализом, попытками сформировать общее понятие о задаче, используя сенсорную систему. Второй уровень – это постепенное соединение отдельных элементов задачи в единое целое, и усовершенствование навыка путем длительных тренировок. Наконец, третий уровень предполагает переход движений в разряд автоматических, устойчивых и легких.

Действительно, можно предположить, что результатом постоянной практики является увеличение эффективности кортикальной деятельности во время выполнения специфических задач, а также переход управления автоматизированными движениями на более низкие уровни регуляции. Керик с соавторами (Kerick et al., 2001) пришли к выводу, что снижение активности коры, скорее всего, происходит благодаря сенсомоторной интеграции, а привлечение меньших когнитивных усилий – благодаря автоматизации. Пластичность нервной системы позволяет реорганизовать и адаптировать нервные связи, что облегчает согласование и воспроизведение моторных навыков. Таким образом, в результате обучения наблюдается снижение общего уровня активности систем, задействованных в

процессе специфической моторной деятельности. Это позволяет стрелкам совершать специфические движения, такие как установка позы и удержание оружия, на фоне более низкого уровня активации соответствующих зон коры больших полушарий головного мозга, что находит отражение в выраженной альфа-активности (Haufler et al., 2000; Kerick et al., 2001; Di Russo et al., 2005).

В этой связи интересно мнение о том, что колебания в альфа-диапазоне ЭЭГ отражают активные тормозные воздействия (Klimesch et al., 2007). Тогда альфа-активность, регистрируемая в большинстве отведений коры, может отражать ингибирующие влияния на обширные нейронные сети с целью подавления когнитивных процессов (Kerick et al., 2007). Например, альфа-синхронизация в левой височной области может отражать подавление процессов, не связанных с выполнением выстрела (Hatfield et al., 2004). По мнению авторов, ослабление корковой деятельности необходимо, поскольку чрезмерная активность вмешивается в процедурные процессы памяти, вовлеченные в сенсорно-двигательную интеграцию.

Существует и несколько иная точка зрения на природу хорошо выраженной альфа-активности в левом височном отведении. Считается (Haufler et al., 2000), что данный феномен связан с подавлением внутренней речи у опытных стрелков. Действительно, субъективные отчеты стрелков высшей квалификации свидетельствуют о снижении уровня вербальных и аналитических процессов перед совершением выстрела. Кроме того, ряд тренеров полагает, что подавление процессов вербально-логического мышления является одним из условий высоко результативной стрельбы (Блеер и др., 2006; Harkness, 2008).

Что касается хорошей выраженности альфа-активности в затылочных и теменных отведениях, то здесь интересна точка зрения, впервые высказанная Лузом и соавторами (Loze et al., 2001). Анализируя ЭЭГ в отведении O_z перед лучшими и худшими выстрелами, они предположили, что перед лучшими выстрелами происходит так называемое рассеяние, отвлечение зрительного внимания от мишени в течение нескольких секунд перед выстрелом, поэтому мощность альфа-активности в затылочных областях увеличивается.

На значение правильного распределения внимания во время подготовки к выстрелу указывает рекордсмен СССР А.И. Куделин (www.scatt.ru/articles.htm). Согласно его точке зрения, во время осуществления выстрела стрелок должен концентрировать внимание, как минимум, на трех элементах: прицеливании, нажатии пальцем на спуск и удержании оружия. Чрезвычайно трудно (практически невозможно) полностью контролировать эти три элемента одновременно, удерживая внимание на каждом из них. Если в период перед выстрелом доминирует зрительное внимание, может сложиться следующая ситуация: стрелок концентрируется на прицеливании и удержании, после уточнения прицеливания он принимает решение нажать на спуск, но объема внимания не хватает, и он вынужден часть внимания снять с прицеливания или удержания, и перебросить на спуск. Преимущественно, внимание сбрасывается с удержания оружия, что негативно отражается на точности выстрела. Опыт показывает, что наименее важным элементом из вышеперечисленных является именно прицеливание, то есть фиксация внимания на внешнем объекте. Научившись сбрасывать зрительное внимание с прицела и концентрироваться вместо этого на мышечных ощущениях, стрелок может существенно повысить качество стрельбы.

В работах нашего коллектива (Блеер и др., 2006; Napalkov et al., 2006) показано, что у высококвалифицированных спортсменов (ЗМС) выраженность альфа-активности в теменных и затылочных отведениях в период, предшествующий выстрелу достоверно выше, чем у начинающих стрелков. Данные отличия можно объяснить тем, что у стрелков высокой квалификации внимание в процессе прицеливания распределяется в основном между удержанием оружия и нажатием на спуск, в то время как у менее опытных стрелков внимание распределено в основном между прицельными приспособлениями и мишенью, что является нерациональным и приводит к ошибкам в стрельбе. Кроме того, включение зрения в процесс поддержания устойчивой изготовки ведет к появлению ритмичных колебаний системы «тело стрелка – оружие» из-за формирования обратной связи и постоянной коррекции положения тела относительно мишени. Позже было показано, что выраженность альфа-активности в

затылочных и теменных отведениях зависит от уровня спортивного мастерства (Напалков и др., 2007).

Необходимо отметить, что речь идет о распределении внимания в период, следующий за процессом наведением оружия на цель, для чего стрелку, безусловно, необходима концентрация зрительного внимания и хорошая острота зрения.

Исходя из полученных данных, можно предложить схему распределения внимания во время прицеливания у стрелка невысокой и высокой квалификации:

- Стрелок невысокой квалификации. Принимает изготовку, поднимает руку, совмещает прицел с мишенью. Зрительное внимание преобладает, так как с помощью зрения формируется обратная связь, регулирующая положение пистолета. Отклонения прицела от мишени фиксируется и оценивается с помощью зрительного анализатора, далее следует команда мышечной системе на исправление ошибки. Совершается корректирующее движение в сторону, противоположную отклонению, в результате которого происходит возвращение соответствия прицельного приспособления выбранной точке прицеливания на мишени, а в большинстве случаев, и «перелет-пронос», то есть чрезмерное отклонение в сторону коррекции. Это вызывает ошибку прицеливания, фиксируемую зрительной системой, подается команда мышцам и т.д. В результате наблюдаются колебательные движения, и успех выстрела зависит от того, в какой момент («удачный» или «неудачный») произошел выстрел и от того, насколько велика амплитуда колебаний. Только люди с очень высокой степенью двигательной одаренности после длительных тренировок могут достичь высокого результата. Кроме того, ввиду невозможности распределения внимания между большим количеством элементов и степенью вовлечения разных анализаторов в процесс, происходит сброс внимания с удержания оружия при управлении спуском.
- Стрелок высокой квалификации. Принимает изготовку, поднимает руку, совмещает прицел с мишенью. После этого происходит перераспределение внимания со зрительного анализатора на кинестетический. Внимание направлено на поддержание нужного мышечного тонуса, на удержание оружия и управление спуском.

Колебания минимальны, оружие удерживается в точке прицеливания не за счет зрения, а за счет точного сохранения положения системы «тело стрелка – оружие». Выстрел производится во время достижения положения наибольшей стабильности. Отсутствуют ошибки, связанные со сбросом внимания с удержания оружия при управлении спуском. Основное понятие прицеливания связано не со зрительной ориентацией прицельного приспособления, а с ориентацией тела с оружием на мишень. Тело ориентируется в направлении выстрела положением стоп.

Таким образом, при тренировках важно добиваться минимизации зрительного внимания, перехода его в кинестетическую сферу. Для этого несколько лет назад был разработан ряд подводящих и стрелковых упражнений (Блеер и др., 2006).

В поддержку гипотезы о том, что именно перераспределение внимания лежит в основе выраженной альфа-активности в теменных и затылочных отведениях ЭЭГ говорит и ряд косвенных фактов. Согласно исследованию, проведенному в Московском университете МВД (Ленева, 2006), распределение внимания перед выстрелом у студентов, стреляющих на «неудовлетворительно» и «удовлетворительно» происходит следующим образом: изготовка – 5%; хват – 3%; прицеливание – **67%**; спуск – 25%. В то же время, студенты-спортсмены из группы спортивного совершенствования распределяют внимание по-другому: изготовка – **15%**; хват – **15%**; прицеливание – 34%; спуск – **36%** (то есть внимание в основном направлено на кинестетические элементы).

Кроме того, интересны и индивидуально-типологические особенности стрелков высокой квалификации. Согласно данным, полученным Д.М. Рамендик (Блеер и др., 2006; Рамендик и др., 2007), большинство успешных стрелков являются кинестетиками по типу ведущей сенсорной системы. Эти результаты можно проиллюстрировать примером, связанным с поддержанием вертикальной устойчивости в различных группах испытуемых (Блеер и др., 2006).

Устойчивость определяли с помощью стабиллоплатформы «Стабилан 01-2», которая позволяет измерять и визуализировать смещения центра давления тела человека на опору. Применяли методику «Допусковый контроль», которая оценивает качество функции рав-

новесия испытуемого в процентах. На рисунке 2.19 приведены результаты обследования 3 групп испытуемых сходного возраста – сотрудников МГУ, военнослужащих частей специального назначения и заслуженных мастеров спорта, членов Национальной сборной России по пулевой стрельбе (пистолет).

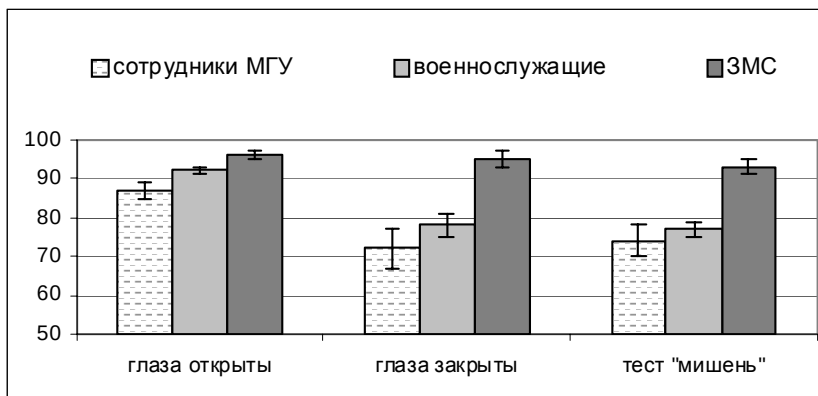


Рисунок 2.19. Усредненные значения коэффициента функции равновесия (%) в различных группах испытуемых, обследованных по методике «Допусковый контроль». «Глаза открыты» – результаты пробы теста Ромберга с открытыми глазами; «глаза закрыты» – результаты пробы теста Ромберга с закрытыми глазами; «тест «мишень» – результаты теста «мишень», предполагающего контроль положения тела с помощью обратной связи.

В пробе с открытыми глазами наблюдаются достоверные различия между всеми тремя группами. Устойчивость у стрелков высшей квалификации лучше, чем у военнослужащих, а устойчивость у военнослужащих выше, чем у сотрудников МГУ. Но основной интерес в данном контексте представляет переход к пробе с закрытыми глазами. При закрывании глаз происходит резкое ухудшение устойчивости и у сотрудников МГУ, и у военнослужащих. Это происходит из-за того, что у большинства испытуемых данных групп зрительный анализатор является ведущим, и его выключение из процесса поддержания равновесия является значимым. В тоже время, у членов Национальной сборной России по пулевой стрельбе подобных изме-

нений не происходит, устойчивость либо существенно не ухудшается, либо (у одного испытуемого) даже улучшается при выключении зрительного анализатора из процесса поддержания равновесия.

Еще одна точка зрения на «парадоксальную» выраженность альфа-активности у стрелков высокой квалификации принадлежит известному Британскому специалисту в области изучения альфа-ритма Шо (Shaw, 1996). В приведенной работе обсуждается то, что альфа-ритм депрессирует при наличии внимания (attention), но хорошо выражен, когда испытуемый сосредоточен на намерении (intention). Автор интерпретирует имеющиеся данные об отличии ЭЭГ опытных стрелков как результат того, что перед выполнением сложнокоординированного моторного действия стрелок сконцентрирован на внутреннем плане его выполнения, а не на внешних объектах.

Таким образом, можно заключить, что отличия ЭЭГ высококвалифицированных спортсменов от ЭЭГ менее квалифицированных являются отражением особого функционального состояния ЦНС, выработанного годами тренировок. Такое эффективное психофизиологическое состояние стрелка можно описать с помощью нескольких ключевых требований (Блеер и др., 2006):

1. Подавление процессов, связанных с вербально-логической формой мышления.
2. Умеренное использование зрительного анализатора, концентрация на кинестетических и вестибулярных ощущениях.
3. Развитое чувство опоры и сознательный контроль центра тяжести тела, или общего центра тяжести системы «тело стрелка – оружие» над центром опоры, как в спокойном состоянии, так и при отклонении тела.
4. Оптимальные энергетические траты.

Необходимо отметить, что практическое использование ЭЭГ в стрелковом спорте возможно как для диагностики функционального состояния ЦНС спортсмена, так и для его коррекции с помощью тренажеров с биологической обратной связью.

Применение тренажеров с биологической обратной связью на основе параметров ЭЭГ в стрелковом спорте

В последние годы тренажеры с биологической обратной связью (БОС) получили широкое распространение. В основе данного метода лежит возможность демонстрации человеку тех физиологических показателей, которые мы обычно не осознаем. Например, в повседневной жизни мы не осознаем и не можем произвольно контролировать температуру кожи и ее электрический потенциал, наличие и выраженность ритмов мозга. Многолетние исследования убедительно доказали, что если эти показатели визуализировать или связать с изменением тональности (громкости) звукового сигнала, человек способен обучиться их контролировать и изменять в желаемую сторону. Наблюдая на экране компьютера динамику ранее не осознаваемых показателей, испытуемый может сформировать необходимое функциональное состояние и в течение ряда сеансов научиться его устойчиво воспроизводить.

Большое число научных исследований и практический опыт применения биологической обратной связи в медицине, педагогике, психологии и спорте показали обоснованность применения данного метода и позволили преодолеть отношение к нему как современному компьютеризированному «шаманскому бубну» (Джафарова и др., 2002). Актуальность применения биологической обратной связи в спорте определяется возможностью улучшить результативность без применения медицинских препаратов (Hammond, 2007). Биологическая обратная связь находит свое применение в различных видах спорта. Например, в итальянском футбольном клубе «Милан» существует специальная комната, «The Mind Room», предназначенная для тренировок с помощью БОС. Основными направлениями работы являются снятие предстартового напряжения, формирование оптимального функционального состояния во время соревнований, десенсиитизация и подавление внутреннего монолога (Wilson et al., 2006).

В 1991 году Ландерс и соавторы (Landers et al., 1991) провели тренинг с биологической обратной связью в двух группах лучников.

В одной из групп тренинг был направлен на увеличение альфа-активности в левом височном отведении (T_3) в период, предшествующий выстрелу. В другой группе – на повышение альфа-активности в правом височном отведении (T_4). В результате тренинга результативность в первой группе лучников достоверно возросла, тогда, как во второй группе ухудшилась. Данный пример интересен не только тем, что правильная тренировка с БОС улучшила результативность, но и тем, что неправильная тренировка ее ухудшила.

Необходимо отметить, что технологии, применяемые для тренировки спортсменов высокого уровня, редко подробно описаны в литературе. Причины этого явления вполне понятны. Тем интереснее ряд сообщений спортивного психолога Тимоти Хакнесса, появившихся после Олимпийских игр в Пекине (Harkness, 2008; 2009). В феврале 2008 года он начал работать с индийским спортсменом А. Биндрой (Abhinav Bindra), который, как известно, победил в стрельбе из пневматической винтовки на Олимпиаде. Конечно, к тому моменту Биндра был уже сложившимся спортсменом, чемпионом Мира 2006 года, поэтому трудно сказать, какую именно роль в победе сыграли 150 часов тренировки с биологической обратной связью (рисунок 2.20). С уверенностью можно сказать одно – они ему не помешали!

Тренировочный процесс начался с работы над диафрагмальным типом дыхания с помощью датчиков грудного и брюшного дыхания. Кроме того, работали и с кожно-гальванической реакцией, добиваясь ее снижения при просмотре выступлений Биндры на соревнованиях. В результате реакция спортсмена снизилась до такого уровня, что прибор (FlexComp Infinity) уже не мог ее измерить. Работа, направленная на повышение температуры кожи шла не столь успешно. Хакнесс пишет, что «Абина, наверное, совершил свой победный выстрел 10.8 с пальцами, холодными как лед».

На тренировки с использованием биологической обратной связи по параметрам ЭЭГ (neurofeedback) было затрачено 80 часов. Тренировки проводили как в кресле, так и во время стрельбы. Начали с повышения амплитуды низкочастотного альфа-диапазона в отведении T_3 (для подавления внутреннего монолога). Проведенный после Олимпиады анализ показал, что данный вид тренинга был наиболее

эффективным. На следующем этапе тренировки были направлены на увеличение выраженности частотных полос 10-12 Гц, 12-15 Гц, и 15-18 Гц в отведениях C_z , P_z и O_z . Основной задачей было найти равновесное состояние, в котором стрелок был бы максимально расслаблен, чтобы отсутствовало дрожание во время прицеливания, и, в тоже время, достаточно активирован и реактивен, чтобы нажать на спуск в нужный момент.



Рисунок 2.20. Абина Биндра во время тренировки с применением биологической обратной связи (<http://bfeorg.blogspot.com>).

Наиболее комфортными для спортсмена были тренировки по повышению выраженности частотной полосы 10-13 Гц в отведении P_z , но он также смог добиться существенного увеличения выраженности полосы 15-18 Гц в отведении C_z . Хотя это и не было так просто, тренировкам в этой полосе частот уделяли особое внимание, так как Биндра находил состояние, достигаемое в результате БОС-тренинга, наиболее похожим на соревновательное. Кроме того, тренировали снижение мощности бета ритма (22-26 Гц и 26-30 Гц).

Использовали и количественный анализ ЭЭГ, который выявил десинхронизацию, связанную с событием (ERD) во время нажатия на спуск в отведении Т₃. Сам спортсмен связал полученные данные с неоптимальной стрельбой и впоследствии добился синхронизации связанной с событием (ERS) в этот момент (подробно методика анализа десинхронизации и синхронизации, связанной с событием, описана в статье Pfurtscheller, Lopes da Silva, 1999).

Тимоти Хакнесс отмечает, что с помощью биологической обратной связи спортсмен тренируется не выполнять само действие, а достигать нужного состояния для выполнения действия, и описывает основные требования к данному состоянию (Harkness, 2008):

1. Контроль дыхания и ритма сердца.
2. Отсутствие излишнего напряжения мышц.
3. Отсутствие флуктуаций между симпатическим и парасимпатическим состояниями во время обработки спуска.
4. Отсутствие внутреннего монолога.
5. Хорошая сосредоточенность и быстрая реакция (нажатием на спуск) при достижении правильной визуальной картины.

В более поздней статье (Harkness, 2009) автор развивает собственную теорию «псикинетики», в которой спортивная деятельность рассматривается с позиции внутривидового иерархического конфликта. Он отмечает, что наш организм реагирует на давление такого конфликта врожденными рефлексам, которые зависят от личной стратегии преодоления конфликтной ситуации (вступить в поединок, продемонстрировать ритуальное агрессивное поведение или отступить). Эти реакции неосознанны и мешают выполнению точного выстрела. Работа с биологической обратной связью помогает спортсмену выявить и преодолеть эти реакции.

Хакнесс отмечает преимущества работы с БОС по сравнению с обычной работой спортивного психолога. Он пишет (Harkness, 2008): «Возникает странное ощущение, когда вы отправляете на соревнования спортсмена, тренированного с помощью биологической обратной связи, потому что у вас намного меньше дел на месте проведения соревнования. Вам не надо делать маленьких вдохновляющих комментариев или произносить расслабляющие шутки, потому что спортсмен имеет инструмент для того, чтобы выполнить

работу, и вы можете в значительной степени оставить его в покое, чтобы он с ней справился».

Необходимо отметить, что в нашей стране накоплен большой опыт применения биологической обратной связи в различных областях (Иващенко, 2001; Джафарова и др., 2002; Штарк и др., 2004; Базанова и др., 2007). В нашем случае, большой интерес представляют работы, проводимые в Институте молекулярной биологии и биофизики Сибирского отделения РАН (г. Новосибирск), направленные на повышение исполнительского мастерства музыкантов с помощью методов БОС (биоуправления). В результате многолетних исследований (Базанова и др., 2004; 2007; Базанова, 2009) получены результаты, в значительной степени перекликающиеся с исследованиями, проведенными с участием опытных стрелков.

В частности показано, что альфа-стимулирующий и ЭМГ-понижающий тренинг не изменяют характеристик ЭЭГ в состоянии покоя, но влияют на ЭЭГ во время исполнения музыкальных произведений. Эти изменения коррелируют с повышением уровня исполнительского мастерства. Показано влияние индивидуальных характеристик альфа-активности на эффективность тренировок с помощью биоуправления. Биоуправление оказывает более выраженный эффект на испытуемых с низкочастотным альфа-ритмом.

Полученные данные указывают на важность индивидуального подхода к применению методик с использованием биологической обратной связи. Перед началом использования того или иного метода необходимо учесть индивидуально-типологические особенности испытуемого, его неврологический статус и индивидуальные особенности ЭЭГ, такие как доминирующая частота альфа-ритма и его выраженность.

Регистрируем ЭЭГ в процессе стрельбы

Используя усилитель КАРДиЗ-9, вы можете записать от 1 до 8 каналов ЭЭГ. Ниже приведен пример, в котором мы будем регистрировать 4 отведения ЭЭГ (T_3 , T_4 , O_1 , O_2) относительно референтного электрода, расположенного на мочке уха. Для этого нам потребуется 6 электродов (4 рабочих, 1 референтный, 1 заземляю-

щий) и ушная клипса. Фиксировать электроды будем с помощью самого простого приспособления из имеющихся – эластичной ленты с гнездами для постановки электродов. Кроме того, чтобы выделить на ЭЭГ моменты выстрелов, мы будем использовать так называемый отметчик выстрела – устройство, выполненное на основе микрофона и переводящее звуковой сигнал в электронную форму.

Итак, загрузите программу «Неокортекс». Нажмите кнопку **Записать**, расположенную в левом верхнем углу окна. В появившемся диалоговом окне выберите папку, в которую будет записан файл с ЭЭГ, нажав кнопку **Задать** (Рисунок 2.21 (1)). Выберите имеющуюся папку или создайте новую, зайдите в нее и нажмите **Сохранить**.

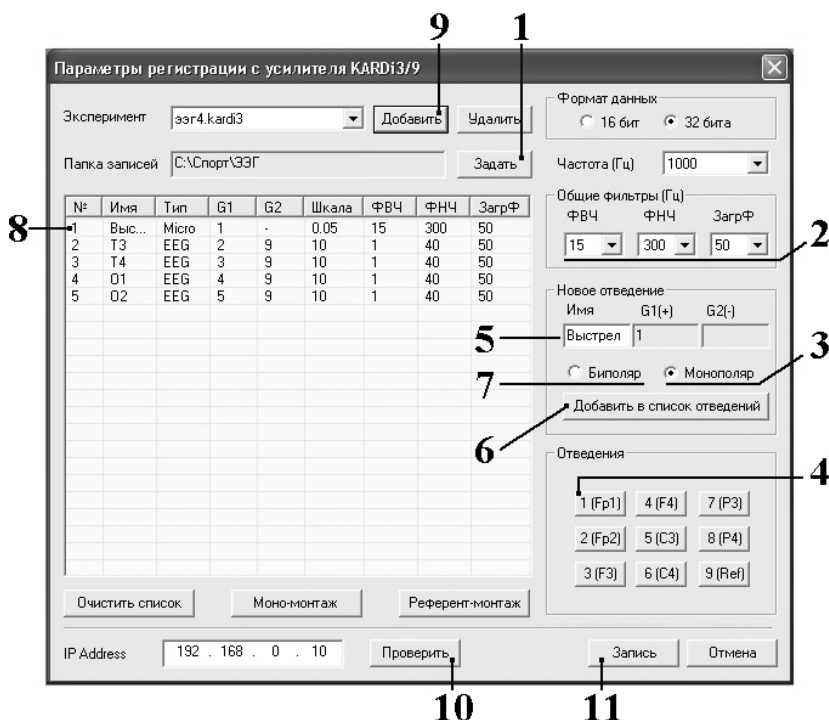


Рисунок 2.21. Создание плана эксперимента для регистрации отметки выстрела и 4-х отведений ЭЭГ.

Следующим шагом будет установка канала для отметчика выстрела. Для этого в разделе **Общие фильтры (2)** выставьте значения ФВЧ = 15, ФНЧ = 300, ЗагрФ = 50. В разделе **Новое отведение** выберите **Монополяр (3)**. Далее в меню **Отведения** нажмите на цифру 1 (4), в поле **Имя (5)** задайте название канала, например, «Выстрел», и нажмите **Добавить в список отведений (6)**.

Теперь выберем значения фильтров для регистрации ЭЭГ. Для этого, в разделе **Общие фильтры (2)** выставьте значения ФВЧ = 1, ФНЧ = 40, ЗагрФ = 50. Обычно, в условиях лаборатории, ФВЧ выставляют на более низкие значения, но в наших условиях на ЭЭГ будет накладываться много артефактов от движений и качания проводов. Кроме того, ни один из авторов, изучавших ЭЭГ стрелков не нашел ничего информативного в дельта-диапазоне ЭЭГ. Если же вы регистрируете ЭЭГ для последующего выделения медленной активности головного мозга или же потенциалов, связанных с событием, – данный фильтр надо будет выключить, то есть поставить на значение <off>. Что касается ФНЧ, то предложенный режим хорошо подойдет для регистрации тета, альфа, и, наверное, бета-1 ритмов. Если же вы хотите анализировать бета-2 ритм или гамма-ритм, значение данного фильтра надо сильно увеличить или вообще выключить ФНЧ.

Перейдем к установке каналов ЭЭГ. В разделе **Новое отведение** выберите **Биполяр (7)** и в меню **Отведения** нажмите последовательно цифры 2 и 9 (Ref). Это означает, что регистрируемый сигнал будет сформирован путем вычитания потенциалов от двух электродов (2 - 9). Далее в поле **Имя (5)** введите название канала – ТЗ (латинским шрифтом), и нажмите **Добавить в список отведений (6)**. Аналогичным образом добавьте отведения Т4, О1 и О2, нажав кнопки 3-9, 4-9, 5-9 в разделе **Отведения**. Так как все отведения мы регистрируем относительно 9 канала, в который будет помещен провод от референтного электрода на мочке уха, используемая схема отведений является монополярной.

Для каждого из каналов необходимо указать тип отведения и задать шкалу. Для этого дважды щелкните левой кнопкой мыши по строке 1-го канала (8). В появившемся диалоге настроек **Свойства отведения** установите **Тип** отведения для отметчика выстрела, вы-

брав из списка «Місго». Введите значение **Шкалы** – 0.05 и нажмите **ОК**.

Для каналов ЭЭГ (2, 3, 4, 5) тип канала будет указан правильно по умолчанию. Если это не так, установите тип отведения вручную, выбрав из списка «EEG». Установите значение шкалы = 10 для каждого из каналов ЭЭГ. Значения шкалы влияют на масштаб отображения сигнала на экране компьютера и позволяют представить в одном масштабе сигналы с изначально отличающейся амплитудой. Эти значения можно менять в зависимости от набора исследуемых показателей и индивидуальных особенностей испытуемого.

Вы можете сохранить созданный план эксперимента для последующего использования. Для этого нажмите кнопку **Добавить (9)**, в появившемся диалоговом окне введите имя плана, например «ээг4», и нажмите **Продолжить**.

После выбора параметров и создания плана, можно перейти к установке электродов и регистрации ЭЭГ. Начните с подготовки прибора к работе. Переведите переключатель канала 1 адаптера КЗ-А1 в нижнее положение, а переключатели каналов 2, 3, 4, 5 – в верхнее положение. Закрепите КАРДиЗ-9 на поясе спортсмена с помощью крепежного ремня (рисунки 1.8 – 1.11).

Наденьте эластичную фиксирующую ленту на голову спортсмена таким образом, чтобы черное гнездо для заземляющего электрода находилось спереди и посередине лба. Поправьте ленту так, чтобы гнезда для электродов Т₃, Т₄, О₁ и О₂ находились в соответствующих позициях согласно международной системе 10-20% (рисунок 2.9).

Протрите соответствующие места спиртом и по возможности раздвиньте волосы. Это можно сделать, приподняв фиксирующую ленту, или непосредственно через отверстия в гнездах. Протрите спиртом место под черным гнездом заземляющего электрода и мочку левого уха. Наберите электропроводный гель в шприц с тупой иглой большого диаметра. Через гнезда для электродов нанесите на кожу головы немного геля, вставьте электроды в гнезда и наполните их гелем через специальное отверстие в электроде (рисунок 2.7).

Закрепите электрод в гнезде ушной клипсы, поместите клипсу на мочку левого уха и наполните электрод гелем. Как уже было сказано выше, мы будем регистрировать ЭЭГ относительно одного рефе-

рентного электрода на левом ухе. Дело в том, что использование мочки правого уха в некоторых случаях (стрельба из винтовки, ружья, лука) будет мешать стрелку. С физиологической точки зрения корректнее регистрировать отведения каждого полушария относительно соответствующего ушного электрода ($T_3 - A_1$, $O_1 - A_1$, $T_4 - A_2$, $O_2 - A_2$) или относительно объединенного ушного электрода (референтные электроды стоят на мочках правого и левого уха, их провода спаяны вместе и подключены к 9 каналу усилителя). Такой, более корректный, способ можно использовать при стрельбе из пистолета.

Воткните разъемы электродов в гнезда адаптера КЗ-А1. Отведение T_3 – в гнездо под номером 2, T_4 – в 3, O_1 – в 4, O_2 – в 5, референтного ушного электрода – в 9, заземляющего – в GND. По возможности соберите провода от электродов в один жгут так, чтобы они не мешали спортсмену и не качались. Для этого можно использовать проволоочные скрутки или бытовую алюминиевую фольгу. Вставьте (до щелчка) разъем отметчика выстрела в гнездо Aux 1 адаптера КЗ-А1. Закрепите отметчик за ремень прибора или просто положите его в карман одежды испытуемого.

Включите КАРДиЗ-9. Проверьте связь прибора с компьютером нажав кнопку **Проверить** (рисунок 2.21 (10)). Если связь есть, на экране с периодичностью примерно в 1 секунду начнут появляться строки следующего содержания: *Ответ от 192.168.0.10: число байт=32 время=...* и т.д. В том случае, если на экране появляется надпись «Заданный узел не доступен» или «Аппаратный сбой» или «Превышен интервал ожидания для запроса», связь между прибором и компьютером отсутствует, и ее следует восстановить (см. описание прибора).

После установления беспроводной связи между прибором и компьютером нажмите кнопку **Запись** (рисунок 2.21 (11)), введите имя записываемого файла и фамилию спортсмена, а затем нажмите **Сохранить**. Появится окно, в котором будут отображаться регистрируемые сигналы (рисунок 2.22). Для начала отображения показателей нажмите на кнопку ► (1) в левом верхнем углу окна. В этом режиме не происходит записи данных на диск, о чем предупреждает надпись *Данные не сохраняются* в центре экрана. Однако

в этом режиме удобно поправлять электроды, подбирать значения фильтров, шкалы, масштаб и т.д. Подождите некоторое время, пока не появятся сигналы. Попросите испытуемого закрыть глаза и расслабиться. Вы должны увидеть классическую картину ЭЭГ (рисунок 2.22). В затылочных отведениях может быть хорошо выражен альфа-ритм, в височных отведениях он будет выражен слабее. Необходимо помнить, что картина ЭЭГ у разных испытуемых может сильно различаться. Если на записи ЭЭГ ярко выражены артефакты (6), примите меры к их устранению. Проверьте работу датчика выстрела, хлопнув в ладоши.

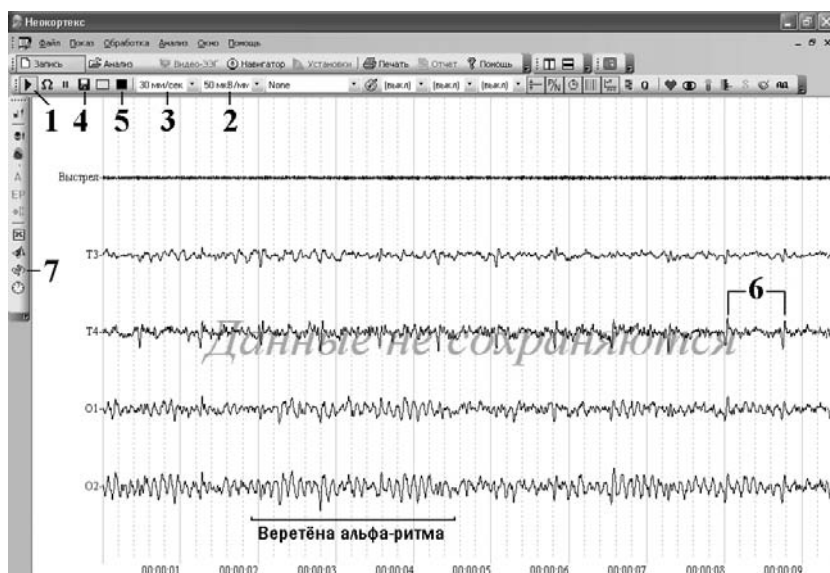


Рисунок 2.22. Регистрация электроэнцефалограммы в программе «Неокортекс». Состояние спокойного бодрствования с закрытыми глазами. В затылочных отведениях хорошо выражен альфа-ритм. В записи присутствуют артефакты, связанные с электрической активностью сердца (6).

Подберите масштаб записи так, чтобы все сигналы были хорошо видны, но не выходили за пределы своего канала (не накладывались на соседние каналы). Это можно сделать, изменяя значения ампли-

тудной шкалы в верхней части окна (2). Подберите удобную временную шкалу (3). В качестве ориентира можно привести значения 50 мкВ/мм и 30 мм/сек. Пример записи ЭЭГ во время имитации выстрела на стрелковом тренажере «СКАТТ» приведен на рисунке 2.23.

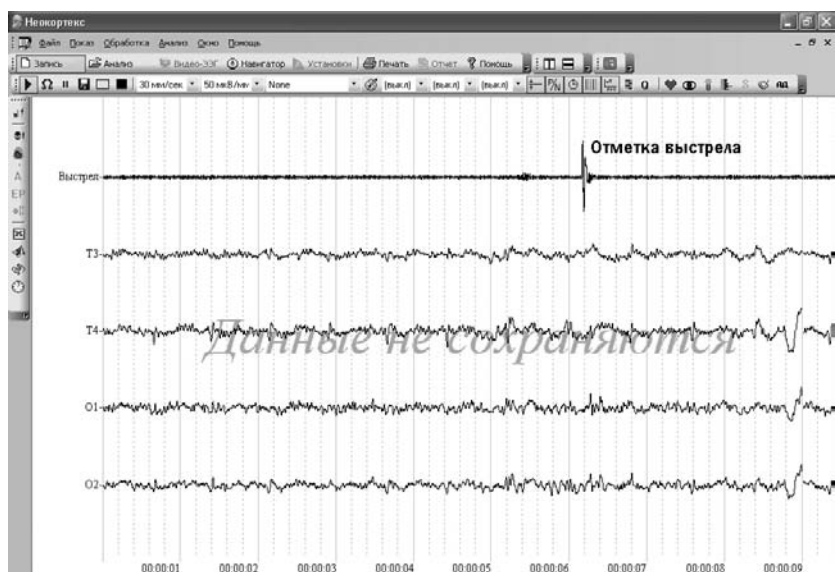


Рисунок 2.23. Регистрация электроэнцефалограммы в программе «Неокортекс». Имитация выстрела на стрелковом тренажере «СКАТТ».

Когда вы убедитесь в том, что качество записи регистрируемых параметров вас устраивает, можно начать запись данных на диск, нажав на кнопку с изображением дискеты (рисунок 2.22 (4)). Нажав на эту же кнопку еще раз, вы можете остановить запись. Если вы нажмете на кнопку с дискетой снова, запись продолжится в тот же файл. По окончании эксперимента нажмите на кнопку ■ (5).

В режиме отображения сигналов можно проводить тренировки с биологической обратной связью. Для этого нажмите на кнопку **NF** в левой части экрана (7). Появится диалоговое окно **БОС Контроль** (рисунок 2.24). В этом окне поставьте галочку напротив **Канал #1**

(1) и в раскрывающемся списке **Электрод** (2) выберите нужное отведение из имеющихся, например, ТЗ. Исходя из индивидуальных особенностей испытуемого, выберите частотную полосу, выраженность которой вы хотите увеличить в ходе тренировок (3), например, Альфа 2 (9-11 Hz). Выберите **Спектр** (4) в разделе **Параметры** и в разделе **Показывать** и нажмите кнопку **Старт/Стоп**, расположенную в правом верхнем углу окна (5). В поле **Информация по каналу #1** будет отображаться спектр сигнала (6). Вы можете индивидуально подобрать пороги срабатывания (7) и включить звук (8), который будет слышен в том случае, когда амплитуда спектра выбранного диапазона ЭЭГ будет выше порога или ниже порога (в зависимости от того, что комфортнее испытуемому). Таким образом, можно построить БОС-тренажер, который будет издавать поощряющий звук, если испытуемому удастся поддерживать уровень альфа-активности выше заданного или, наоборот, будет сигнализировать об ошибке, если уровень альфа-активности будет меньше заданного.

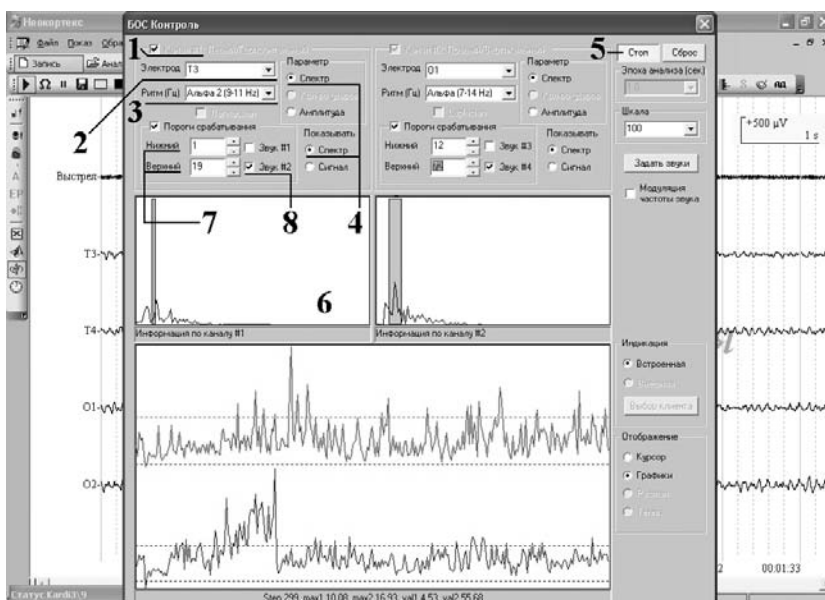


Рисунок 2.24. Окно БОС Контроль программы «Неокортекс».

Стоит еще раз оговориться, что для использования биологической обратной связи необходимо вначале выявить индивидуально-типологические особенности ЭЭГ испытуемого. Как показали многочисленные исследования, БОС-тренинг эффективен не для всех!

Обрабатываем ЭЭГ

Для получения количественных данных требуется записать ЭЭГ в файлы, а затем их обработать. В начале работы со спортсменом необходимо определить индивидуально-типологические особенности ЭЭГ в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами и в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами. Нас будет интересовать, в первую очередь, доминирующая частота и выраженность альфа-ритма. Для этого нужно провести 2 записи ЭЭГ, продолжительностью 2 минуты каждая: с закрытыми глазами и с открытыми глазами.

Для просмотра и анализа записанных файлов воспользуйтесь пунктом главного меню **Анализ**. Выберите папку, в которую была произведена запись ЭЭГ, и записанный вами файл. Начнем с файла, соответствующего состоянию спокойного бодрствования с закрытыми глазами. Когда файл загрузится, следует просмотреть всю запись и отметить артефакты (если таковые имеются) для того, чтобы исключить их из анализируемого фрагмента. Для этого, удерживая левую кнопку мыши, выделите на экране артефактный участок и выберите **Отметить участок ЭЭГ как артефакт** в меню, которое появится после того, как вы отпустите кнопку мыши.

Теперь можно провести спектральный анализ ЭЭГ. Сначала укажите длительность окна спектрального анализа. Для этого на панели в левой части окна нажмите на кнопку **f** (Спектральный анализ). В появившемся окне в левом верхнем углу нажмите на кнопку **C**. В появившемся меню выберите **Длину эпохи** в 4096 отсчетов, нажмите **Применить** и закройте окно спектрального анализа.

Поставьте курсор на начало записи и нажмите правую кнопку мыши. Во всплывающем меню выберите **Добавить пробу или тип эпох**. В появившемся окне во все позиции введите цифру 1 и нажмите **Add**. Затем на панели справа нажмите на кнопку **A** (Анализ эпох).

Появится надпись: «Эпохи анализа еще не заданы. Хотите ли Вы их расставить и продолжить анализ?» Нажмите **Да**. В появившемся окне **Расстановка эпох анализа** выставьте длину эпохи 4096, перекрытие 3072 и нажмите **Продолжить**. В верхней строке появившегося окна найдите надпись **Эпохи анализа**, нажмите на стрелку справа от надписи и в появившемся списке выберите **Пробы\Типы стимулов**. Дважды нажмите на левую кнопку мыши по центру окна. Вы увидите графики спектров для всех записанных отведений. Дважды щелкните по графику отведения O_1 – график спектра ЭЭГ для этого отведения увеличится (рисунок 2.25). На приведенном рисунке виден пик спектра на частоте 11.2 Гц, которая является доминирующей частотой альфа-ритма для данного испытуемого.

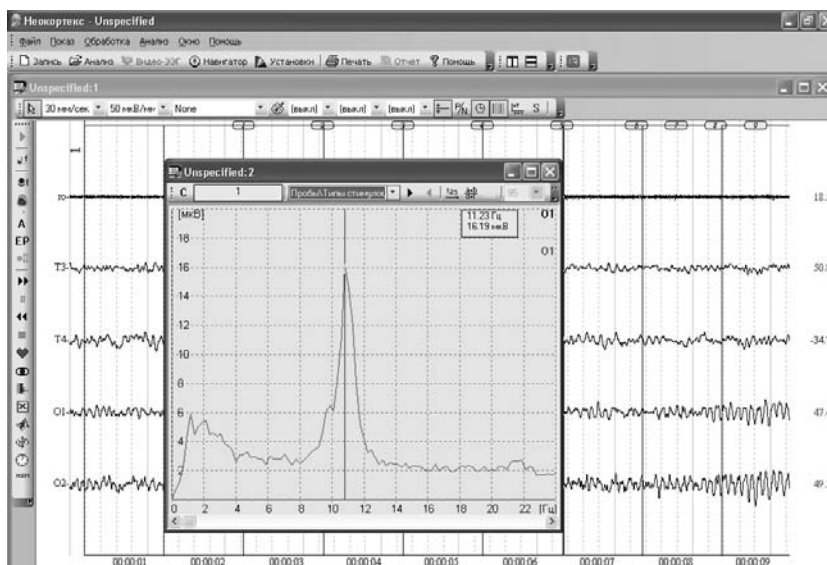


Рисунок 2.25. График спектра ЭЭГ в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами.

Аналогичным образом обработайте файл, записанный в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами. В приведенном примере (рисунок 2.26) видно, что пик альфа-ритма, выраженный при закрытых глазах, на данном графике практически

отсутствует. Вы можете сравнить два спектра, импортировав данные в программу MS Excel и наложив графики друг на друга. Например, при сравнении двух спектров, представленных на рисунках 2.25 и 2.26 можно заключить, что индивидуальный альфа-диапазон данного испытуемого начинается на частоте 9 Гц, максимально выражен на частоте 11.2 Гц и заканчивается на частоте 12 Гц.

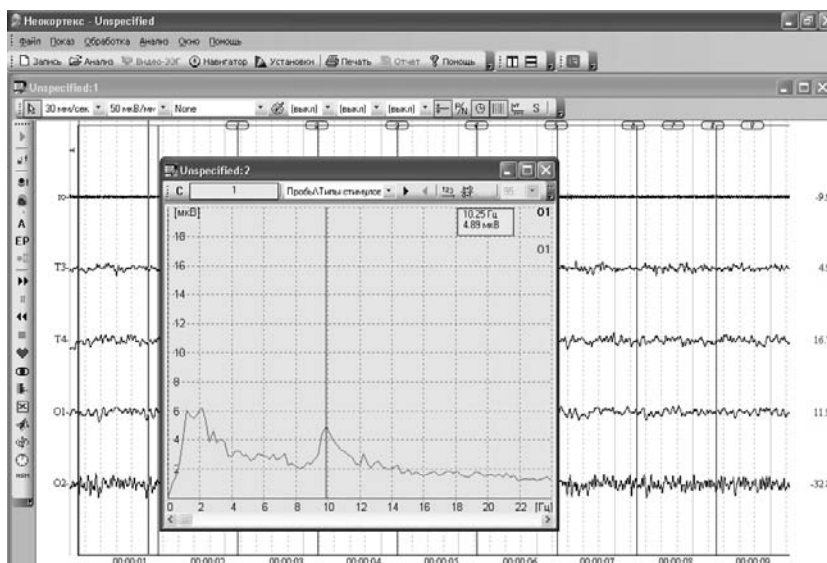


Рисунок 2.26. График спектра ЭЭГ в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами.

Теперь проанализируем ЭЭГ в период, предшествующий выстрелу. Загрузите соответствующий файл и выберите развертку 15 мм/сек (рисунок 2.27 (1)). Отметьте артефакты. Поставьте курсор на начало записи и нажмите правую кнопку мыши. Во всплывающем меню выберите **Добавить пробу или тип эпох**. В появившемся окне, которое называется **Добавить новую пробу**, введите имя пробы (например, «Выстрел») и ее номер (например, 1) и нажмите **Продолжить**. После этого на экране появится вертикальная отметка с надписью **Выстрел** (2). Найдите в записи участок, соответствующий первому выстрелу (3). Наведите курсор на отметку выстрела (4) и

еще раз нажмите правую кнопку мыши. Во всплывающем меню выберите **Добавить эпоху анализа**. В появившемся диалоговом окне выберите **Длину эпохи**, которая зависит от средней продолжительности прицеливания, например, 4096 отсчетов, что равно 4,096 секундам. В разделе **Расположить эпохи** выберите **Перед курсором**. В поле **Включить в пробу** выберите пробу **Выстрел**. Нажмите **Продолжить**. На записи отобразится рамка эпохи анализа №1 (5). Вы можете скорректировать положение эпохи относительно отметки выстрела, нажав левой кнопкой мыши на номер эпохи (6) и передвинув рамку. Аналогичным образом задайте эпохи анализа для всех остальных выстрелов.

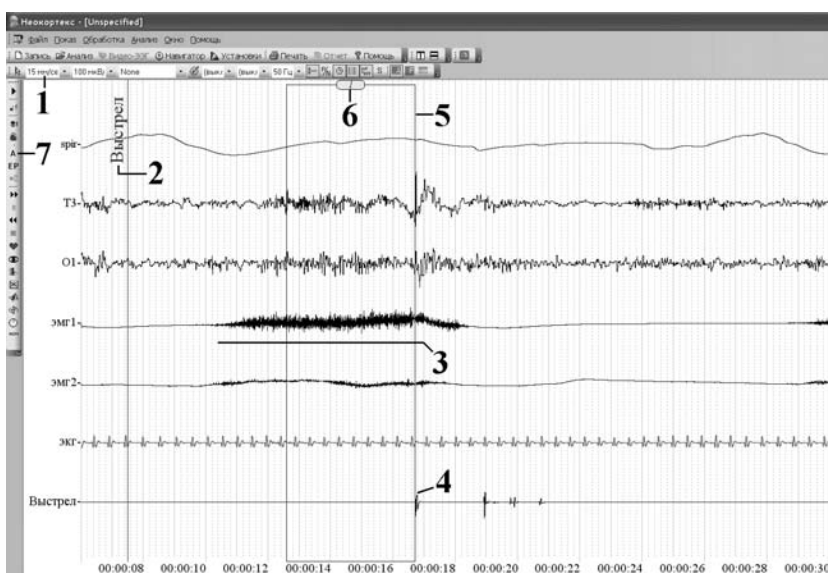


Рисунок 2.27. Добавление новой пробы и эпох анализа.

Нажмите кнопку анализа эпох **A (7)** на панели слева. В появившемся окне в поле **Эпохи анализа** выберите **Пробы/Типы стимулов** (рисунок 2.28 (1)). На экране отобразится спектр ЭЭГ, усредненный по всем периодам, предшествовавшим выстрелам. Дважды щелкните левой кнопкой мыши по экрану для того, чтобы

увидеть графики спектров по всем отведениям. Вы можете выбрать график спектра наиболее интересного вам отведения (2), дважды щелкнув по нему мышью. Нажав кнопку **Таблица статистики ритмов** (3), вы можете увидеть таблицу (4) с числовыми значениями.

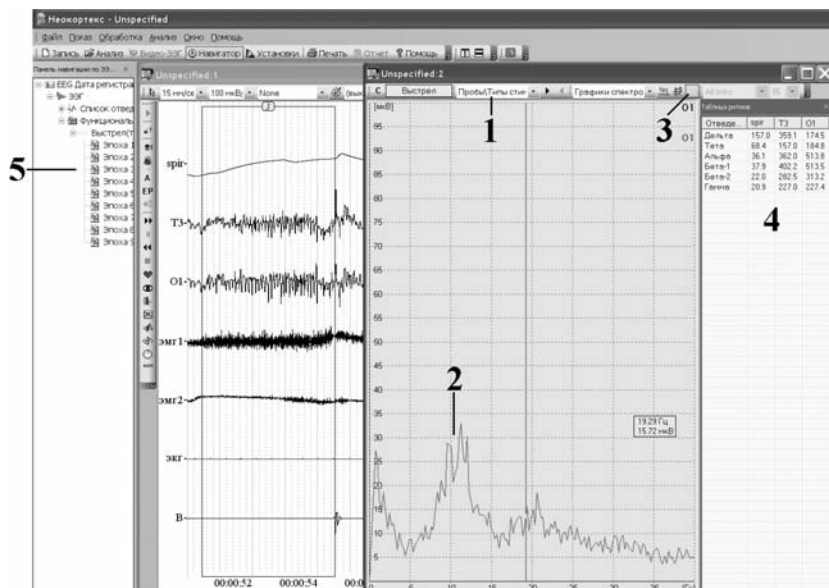


Рисунок 2.28. Спектральный анализ эпох записи.

Для того, чтобы проанализировать отдельно различные категории выстрелов, например, лучшие и худшие, вам нужно будет задать две пробы («Лучший выстрел» и «Худший выстрел»). После этого на экране появятся две вертикальные отметки с надписью **Лучший выстрел** и **Худший выстрел**. При добавлении эпох анализа отнесите каждую эпоху к одной из проб. Анализируя спектры ЭЭГ, вы сможете выбрать интересующую вас пробу в окне анализа эпох, или нажав на ее название в **Панели навигации по ЭЭГ** (5), или переключившись с помощью стрелок на клавиатуре. Таким образом можно получить усредненные значения выраженности ритмов ЭЭГ перед лучшими и перед худшими выстрелами в серии.

Если вас интересует топографическое распределение ритмов по коре больших полушарий головного мозга, вы можете зарегистрировать 8 отведений ЭЭГ с помощью активных или пассивных электродов. Некоторым неудобством, в данном случае, будет отсутствие отметки выстрела на записи. Вариантом решения проблемы может быть использование опции **Видео-ЭЭГ** программы «Неокортекс» (см. описание программы). Данная опция позволяет одновременно регистрировать ЭЭГ и записывать видеоизображение с помощью USB-камеры, подключенной к компьютеру. Синхронная видеозапись позволяет определить момент выстрела и расставить эпохи анализа ЭЭГ.

Для восьмиканальной записи ЭЭГ можно построить карты топографического распределения выраженности отдельных ритмов. Пример приведен на рисунке 2.29. Карты могут быть представлены как в черно-белой шкале, так и в нескольких вариантах цветного отображения, что более наглядно. Построение карт происходит после нажатия на кнопку **Спектральные карты**, расположенной на панели анализа ЭЭГ (1).

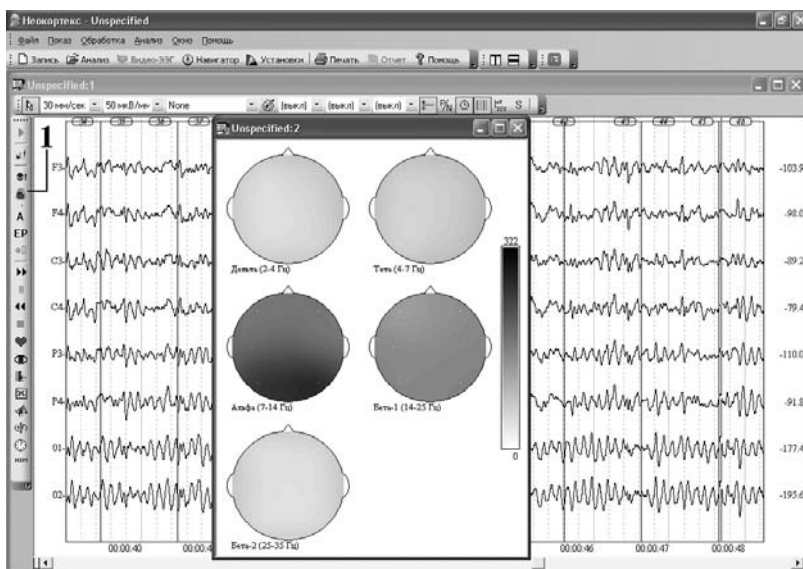


Рисунок 2.29. Топографические карты выраженности ритмов ЭЭГ.

ГЛАВА 3

РЕГИСТРАЦИЯ И АНАЛИЗ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ДВИЖЕНИЙ

*Не важно, какого кот цвета —
черный он или белый. Хороший кот
такой, который ловит мышей.
Дэн Сяопин*

Из курса физиологии

Дыханием называется совокупность процессов, обеспечивающих поступление в организм кислорода, использование его в окислении органических веществ, удаление углекислого газа и некоторых других веществ. Выделяют два вида дыхания – внешнее (легочное) и внутриклеточное. Внутриклеточное дыхание – это распад органических веществ при участии кислорода, сопровождающийся выделением углекислого газа. Этот процесс происходит в митохондриях клеток. Выделяемая в результате данного процесса энергия запасается в виде АТФ. Внешнее дыхание необходимо для получения кислорода и избавления от углекислого газа, образующегося в результате внутриклеточного дыхания. Такой обмен газами между атмосферным воздухом и кровью происходит в легких.

При вдохе легкие заполняются воздухом, который содержит 21% O_2 и 0,03% CO_2 . В альвеолах O_2 диффундирует из воздуха в кровь, а CO_2 из крови в альвеолярный воздух. Это происходит из-за различного парциального давления этих газов в воздухе и в крови. Парциальное давление O_2 в альвеолярном воздухе выше, чем в венозной крови, а парциальное давление CO_2 , наоборот, выше в крови, чем в альвеолярном воздухе. Поэтому O_2 и CO_2 диффундируют в противоположных направлениях. В результате газообмена, выдыхаемый воздух содержит 16% O_2 и 4% CO_2 .

Газообмен в тканях происходит по тому же принципу, что и в легких. Артериальная кровь направляется к тканям, где в результате непрерывно идущих окислительных процессов потребляется O_2 и образуется CO_2 . В тканевой жидкости парциальное давление O_2

значительно ниже, чем в крови, а парциальное давление CO_2 , наоборот выше в тканевой жидкости и ниже в крови. Поэтому O_2 диффундирует из крови в тканевую жидкость, а CO_2 – из тканевой жидкости в кровь.

Снаружи легкие покрыты внутренним плевроальным листком (легочная плевра), а внутренняя поверхность грудной полости – наружным плевроальным листком (пристенная плевра). Между двумя листками плевры находится плевроальная полость, заполненная плевроальной жидкостью (уменьшает трение между листками плевры при дыхательных движениях). Воздух в плевроальной полости отсутствует.

При вдохе межреберные мышцы сокращаются, ребра поднимаются, а диафрагма сокращается и опускается в сторону брюшной полости, в результате чего объем грудной полости увеличивается. Грудная клетка растягивает пристенную плевру, и в плевроальной полости создается отрицательное давление. Легочная плевра тоже растягивается, а за ней стенки легких, т.е. объем легких увеличивается. Давление в легких становится ниже атмосферного, и воздух по воздухоносным путям проходит в легкие.

Выдох обычно пассивен. Межреберные мышцы и диафрагма расслабляются, объем грудной полости и легких уменьшаются. Давление в легких становится выше атмосферного, и воздух выходит из них. При глубоком выдохе происходит дополнительное сокращение межреберных и брюшных мышц, при этом объем выдыхаемого воздуха возрастает.

В спокойном состоянии человек вдыхает и выдыхает около 500 см^3 воздуха – это, так называемый, дыхательный объем. При глубоком вдохе человек может вдохнуть еще около 1500 см^3 – дополнительный объем. После выдоха человек способен выдохнуть еще около 1500 см^3 – резервный объем. Эти 3 величины в сумме составляют жизненную емкость легких – объем воздуха при максимальном выдохе после максимального вдоха (около 3500 см^3). Но даже при максимальном выдохе в легких остается около 1000 см^3 остаточного воздуха, поэтому легкие не спадаются.

Дыхательный центр расположен в продолговатом мозге, он обладает свойством автоматии. Периодически возникающее в дыхатель-

ном центре возбуждение передается на мотонейроны спинного мозга, а по ним к дыхательным мышцам, вызывая их сокращение. В результате происходит вдох. При вдохе легкие растягиваются, что приводит к возбуждению механорецепторов, расположенных в стенках легких. Нервные импульсы от механорецепторов поступают в дыхательный центр и тормозят его – происходит выдох. При выдохе стенки легких сжимаются, раздражение механорецепторов прекращается, и центр вдоха снова возбуждается. В спокойном состоянии человек обычно совершает 15 дыхательных движений в минуту. Работа дыхательного центра находится под влиянием коры больших полушарий, поэтому человек способен произвольно задерживать дыхание, изменять его глубину и ритм.

Регуляция дыхания осуществляется нервно-гуморальным путем. Так, влияние со стороны парасимпатической нервной системы приводит к уменьшению частоты и глубины дыхательных движений, тогда как симпатические влияния, наоборот, приводят к увеличению частоты и глубины дыхательных движений. Также на дыхание оказывает действие ряд гормонов, например, адреналин. При выделении адреналина в кровь увеличивается частота и глубина дыхания. Кроме того, в дыхательном центре расположены хеморецепторы, чувствительные к концентрации CO_2 в крови (повышение концентрации CO_2 повышает возбудимость дыхательного центра, что обуславливает учащение и углубление дыхания).

Изменение активности дыхания происходит при физических, эмоциональных и других нагрузках.

Регуляция дыхания в период подготовки к выстрелу

Правильная постановка дыхания играет важную роль при выполнении точного выстрела (Юрьев, 1962). Дыхание сопровождается ритмичным движением грудной клетки, живота и плечевого пояса, что вызывает смещение и колебания оружия, при которых трудно произвести точный выстрел, поэтому опытные стрелки задерживают дыхание во время прицеливания. Этот факт является общеизвестным даже среди людей, не имеющих отношения к стрелковым видам спорта. Однако мы с удивлением обнаружили, что не все начинаю-

щие стрелки производят задержку дыхания перед выстрелом, а у некоторых только каждый второй выстрел сопровождался задержкой дыхания во время прицеливания.

Кроме того, процесс дыхания нужно рассматривать не только с точки зрения движения грудной клетки и вызываемого им колебания оружия. Не следует забывать о влиянии дыхания на совокупность постоянно протекающих в организме физиологических процессов, связанных с кровообращением и газообменом, с обменом веществ и сложными явлениями в области нервной системы, от которых зависит общее состояние и жизнедеятельность организма. Поэтому постановка дыхания имеет очень большое значение, особенно при таких длительных стрельбах, как «стандарт», продолжающихся несколько часов. Неправильный тип дыхания отрицательно сказывается на общем состоянии организма стрелка, что, в свою очередь, отражается и на результатах стрельбы (Юрьев, 1962).

У опытных спортсменов дыхание регулируется очень точно и тонко, чего нет у новичков (Михайлов, Гачечиладзе, 1974; Агаян, 1991; Напалков и др., 2007). Данные, характеризующие уровень метаболизма стрелка, показывают, что, несмотря на регулярные задержки дыхания, у опытных спортсменов во время стрельбы нет гипоксических состояний (Гачечиладзе, 1975).

Согласно мнению А.Я. Корха (1987), при стрельбе из каждого вида оружия у спортсменов наблюдается специфический режим дыхания. Так, при стрельбе на 50 метров из произвольного пистолета в момент прицеливания у отдельных стрелков высшей квалификации отмечают поверхностное дыхание. Замечено, что в упражнении МП-8 перед каждым выстрелом по следующей фигурной мишени стрелок делает вдох с придыханием (неглубокое дыхание). При стрельбе по «Бегущему кабану» спортсмен перед поводкой осуществляет глубокий вдох. Стрелки, выступающие в «стандартных» упражнениях, зачастую задерживают дыхание после нескольких постепенно уменьшающихся по амплитуде вдохов и выдохов при неизменной их частоте. Это так называемое затухающее дыхание. При стрельбе стоя и с колена спортсмены с успехом применяют способ задержки дыхания на полувдохе. При этом считается, что пульсация при задержке дыхания на полувдохе менее ощу-

тима, чем на полувыдохе. Некоторые ведущие стрелки при стрельбе лежа и с колена задерживают дыхание на фазе, соответствующей $\frac{3}{4}$ выдоха, а при стрельбе стоя – на $\frac{1}{2}$ вдоха (Корх, 1987).

При стрельбе из пистолета обычно рекомендуется следующая тактика: перед подъемом руки стрелок делает 1-2 вдоха немного глубже обычного, 2-3 затухающих вдоха и выдоха и плавно затаивает дыхание, как бы продолжая выдох. Остановка должна быть на уровне чуть меньше полувыдоха (при этом должен остаться небольшой тонус дыхательных мышц, соответствующий общему тону организма). Рука поднимается немного выше мишени и в такт затухающему дыханию опускается с уменьшающейся амплитудой, после чего плавно останавливается (Корх, 1987).

О целесообразности совершения выстрела после «полного выдоха без форсирования» пишет и А.П. Поддубный. В скоростной стрельбе из пистолета он рекомендует за 1-1,5 секунды до появления мишени сделать достаточно глубокий вдох и с появлением мишени начать подъем руки и выдох. В промежутках между показами мишени сделать два обычных вдоха – выдоха, затем углублённый вдох и ждать появления мишени.

В то же время, заслуженный тренер СССР Л.М. Вайнштейн считает, что зачастую затаиванию дыхания придается необоснованно большое значение. Стрелок из пистолета обычно расходует на выполнение прицельного выстрела 12-16 секунд, из этого отрезка времени полное прекращение дыхания необходимо только на 4-5 секунд завершающей фазы работы над выстрелом, что сложности не представляет и специальной тренировки не требует. Ошибочна лишь манера затаивания дыхания на полном вдохе или глубоком выдохе, так как нельзя производить выстрел, когда грудную клетку распирает от избытка воздуха или наоборот, ощущается потребность вдоха. Автор рекомендует следующую последовательность дыхательных движений при подготовке к выстрелу: один-два вдоха и выдоха средней глубины, полувыдох и постепенный переход к поверхностному дыханию, полное прекращение дыхания на завершающем этапе работы над выстрелом.

В методических рекомендациях по подготовке стрелка из пневматического оружия (Джгамадзе и др., 1998) можно встретить мне-

ние о том, что в закрытых помещениях стрелку необходима более частая вентиляция легких. Оптимальная величина дыхательной паузы оценивается в 10-12 секунд, а наилучшее время для совершения выстрела 7-8-9 секунды от момента задержки дыхания, в зависимости от темперамента стрелка, скорости его психических реакций, умения сконцентрировать свое внимание. Утверждается, что в период задержки дыхания можно выделить три зоны, которые характеризуются разными значениями тремора оружия. Для совершения выстрела рекомендуется средняя зона, где зафиксирована наименьшая амплитуда тремора. Авторы считают, что рекомендовать тот или иной способ задержки дыхания (вдох или полувывдох) нельзя, так как это зависит от индивидуальных особенностей спортсмена.

Спортивный психолог Т. Хакнесс, работавший с Олимпийским чемпионом А. Биндрой, указывает, что дыхание – это тот параметр, с которого хорошо начинать работу с биологической обратной связью (Harkness, 2008; 2009). Согласно его мнению, стрелки должны научиться иметь контролируемый парасимпатический ответ непосредственно перед нажатием на спуск, даже если они чувствуют нехватку воздуха.

Каждый день тренировок А. Биндры начинался с отработки диафрагмального типа дыхания с помощью грудного и брюшного датчиков. Кроме того, с помощью биологической обратной связи контролировали респираторную синусовую аритмию в разных режимах: 6 дыхательных движений в минуту, 3 дыхательных движения в минуту и 2 дыхательных движения в минуту с 40 секундной задержкой дыхания на выдохе. Хакнесс оценивает данную тренировку как крайне эффективную, исходя из того, что стрелок, находясь в тревожном состоянии, может недооценивать свою способность к задержке дыхания и нажимать на спуск раньше, чем нужно. Обучение преодолевать дыхательный рефлекс снимает стресс от нехватки времени на прицеливание. В то же время, автор отмечает, что если стрелок готовится к выстрелу слишком долго, то страдают другие элементы.

Экспериментальные данные

Аппаратное измерение дыхания дает возможность наглядно отразить дыхательные движения (пневмограмму) на экране компьютера. Это гораздо проще, чем «наблюдать, как у стреляющего зимой при задержке дыхания появляется изо рта пар» (Корх, 1987). Кроме того, возможен тонкий анализ процесса, недоступный при простом визуальном наблюдении за стрелком. Таким образом, появляется объективное понимание индивидуальных особенностей задержки дыхания у каждого стрелка и шанс сравнить свою тактику с тактикой, применяемой ведущими спортсменами.

Совместная регистрация пневмограммы с другими физиологическими показателями, а так же с показателями устойчивости стрелка и колебаний оружия позволяет провести комплексную оценку процессов, происходящих в период прицеливания, помогает физиологически обоснованно выбрать для данного стрелка наилучший момент для совершения выстрела.

Кроме того, параметры дыхания дают информацию о целостной реакции организма на выполняемую нагрузку или на воздействие окружающей обстановки. В работах школы П.К.Анохина показано, что при появлении страха или какого-либо другого эмоционального компонента поведения происходит резкое изменение дыхательного ритма, который в большинстве случаев приобретает напряженный инспираторный характер. Считается, что дыхательные компоненты любой целостной реакции позволяют судить о силе возбуждения, составляющей эту реакцию, причем дыхательный компонент обладает свойством высокой реактивности в ответ на внешнее раздражение, часто опережая моторные, секреторные и другие проявления (Агаян, 1991).

Проведенный нами анализ фазы дыхательного цикла, в которую совершается выстрел из пневматического пистолета, показал, что у стрелков разной квалификации задержка дыхания может происходить на выдохе, полувывдохе, полувдохе и вдохе (таблица 3.1). Однако если у новичков задержка дыхания происходит в случайном порядке, практически во время любой из перечисленных фаз, то с ростом спортивного мастерства происходит оптимизация задержки

дыхания и выбор только одного из возможных вариантов, который, по-видимому, наиболее соответствует анатомо-физиологическим особенностям данного стрелка.

Таблица 3.1. Задержка дыхания у испытуемых контрольной группы, не имеющих специальной стрелковой подготовки, и у стрелков высокой квалификации во время прицеливания при выполнении серии выстрелов (%).

Группа	Испыту- емый	Фаза дыхательного цикла			
		выдох	полувывдох	полувдох	вдох
Контроль	1	11.1	22.2	66.7	-
	2	18.7	25	6.3	50
	3	-	-	41.7	58.3
	4	25	25	25	25
	5	-	12	8	80
КМС	1	87.5	-	12.5	-
	2	-	80	20	-
	3	11.1	88.9	-	-
МС - МСМК	1	-	-	-	100
	2	100	-	-	-
	3	-	-	100	-
ЗМС	1		100		
	2				100
	3		100		

Следует отметить особую тактику задержки дыхания при стрельбе из пневматического пистолета у 3 обследованных нами заслуженных мастеров спорта, членов Национальной сборной России (рисунок 3.1). В самом начале прицеливания спортсмены задерживают дыхание на неполном вдохе или на полувывдохе, затем, в зависимости от продолжительности прицеливания, они один или несколько раз совершают дополнительный неполный вдох и следующий за ним компенсаторный выдох, после которых снова наступает дыхательная пауза. Благодаря этому, в легкие регулярно поступает небольшое количество воздуха, происходит газообмен, и не наступает кислородное голодание. За счет такой постановки дыхания время прицеливания может быть увеличено до 20-30 секунд.

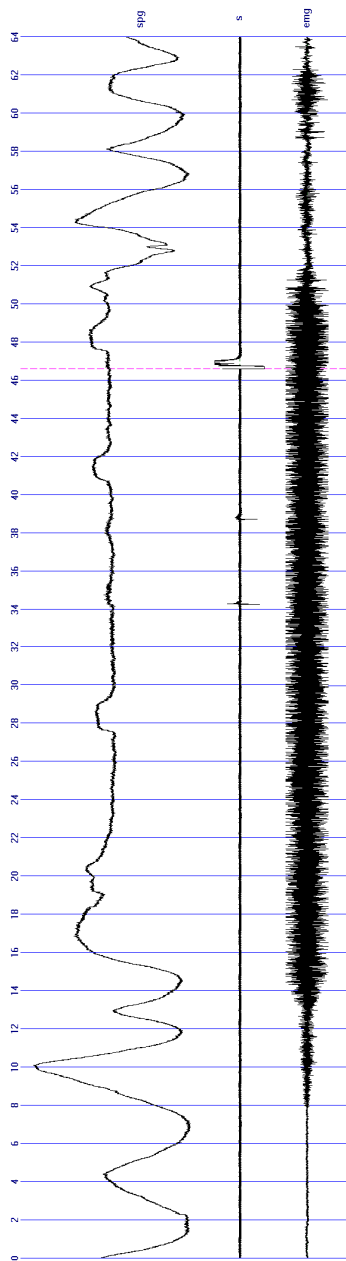


Рисунок 3.1. Задержка дыхания при стрельбе из пневматического пистолета у заслуженного мастера спорта. Продолжительность записи 64 секунды. Обозначения каналов записи: (1) spg – пневмограмма; (2) s – сигнал отметчика выстрела; (3) emg – электромиограмма дельтовидной мышцы правой руки (*m. deltoideus*). Пунктирная линия соответствует моменту выстрела.

Регистрируем дыхательные движения в процессе стрельбы

Регистрация дыхательных движений (запись пневмограммы) осуществляется с помощью датчиков грудного и носо-орального дыхания NeoSens. Каждый из датчиков, которыми оснащен полиграф КАРДиЗ-9, имеет свои достоинства и недостатки.

Датчик грудного дыхания RespSENS закрепляется с помощью ремня и регистрирует экскурсию грудной клетки. Пневмограмма хорошо отражает дыхательные движения и периоды задержки дыхания. Исходя из нашего опыта применения данного устройства, можно сказать, что хорошая запись пневмограммы получается при размещении датчика в верхней части грудной клетки у женщин, стреляющих из положения стоя (пистолет, винтовка, лук) и с колена (винтовка) без специального стрелкового костюма. Так как для мужчин характерен брюшной тип дыхания, крепление датчика представляет существенные сложности. Датчик или оказывается «перетянут» и плохо реагирует на дыхательные движения, или смещается вниз в процессе стрельбы. Качественная регистрация пневмограммы в положении лежа и при использовании стрелковой куртки с помощью датчика грудного дыхания невозможна.

Использование датчика носо-орального дыхания TRSens возможно в любом положении для стрельбы и не зависит от одежды и пола спортсмена. Сенсоры датчика располагаются на пути вдыхаемого и выдыхаемого воздуха и реагируют на изменение его температуры. К недостаткам данного устройства можно отнести некоторый дискомфорт, вызванный расположением сенсоров в ноздрях испытуемого, который, впрочем, проходит после 5-10 минут использования датчика. Запись регулярных дыхательных движений качественная, однако, при задержке дыхания на вдохе (или выдохе) температура воздуха вокруг сенсоров начинает постепенно изменяться, что приводит к плавному изменению амплитуды записываемого сигнала, хотя дыхательных движений при этом не происходит (рисунок 3.2). Принимая во внимание данную особенность, можно составить полное представление о характере дыхательных движений спортсмена.

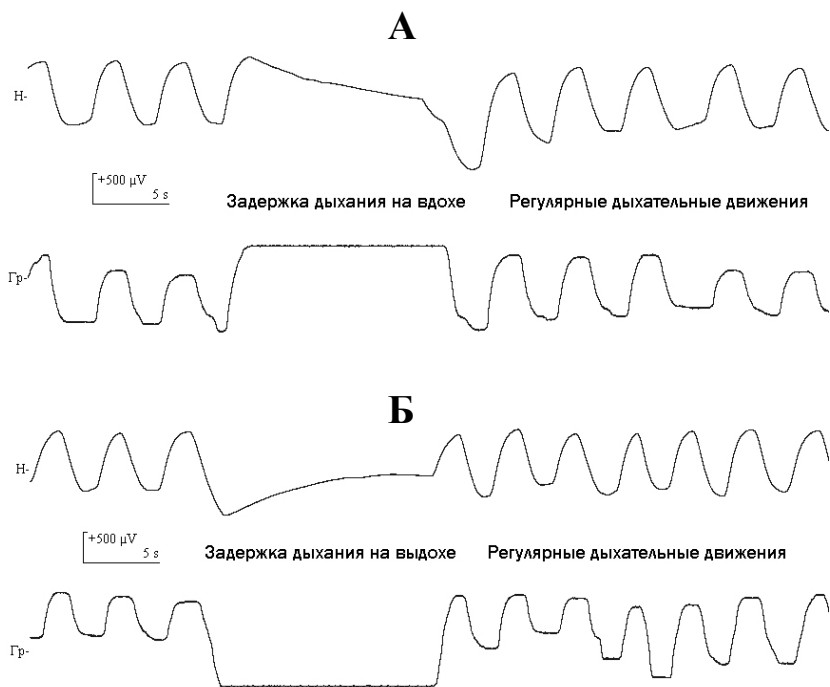


Рисунок 3.2. Одновременная запись дыхательных движений с помощью датчиков носо-орального (Н) и грудного (Гр) дыхания. В случае регистрации с помощью датчика носо-орального дыхания хорошо видны плавные изменения амплитуды сигнала при задержке дыхания на вдохе (А) и на выдохе (Б).

Далее приведено описание методики одновременной регистрации пневмограммы с помощью датчиков грудного и носо-орального дыхания. Исходя из условий исследования, экспериментатор может воспользоваться и одним, наиболее подходящим датчиком.

Загрузите программу «Неокортекс». Нажмите кнопку **Запись**, расположенную в верхнем левом углу окна. В появившемся диалоговом окне выберите папку, в которую будет записан файл с пневмограммой, нажав кнопку **Задать** (рисунок 3.3 (1)), выберите имеющуюся папку или создайте новую, зайдите в нее и нажмите

Сохранить. Установите требуемые для регистрации пневмограммы значения фильтров. Для этого в разделе **Общие фильтры** (2) выставьте значения ФВЧ = <off>, ФНЧ = 40, ЗагрФ = 50. Задайте каналы для регистрации дыхания и отметки выстрела. Сначала в пункте меню **Новое отведение** выберите **Монополяр** (3). Затем в меню **Отведения** нажмите на цифру 1 (4), в поле **Имя** (5) введите название канала (например, «Носо-оральное дыхание») и нажмите **Добавить в список отведений** (6). Аналогичным образом добавьте второй и третий канал регистрации, нажимая в разделе **Отведения** цифры 2 и 3 соответственно.

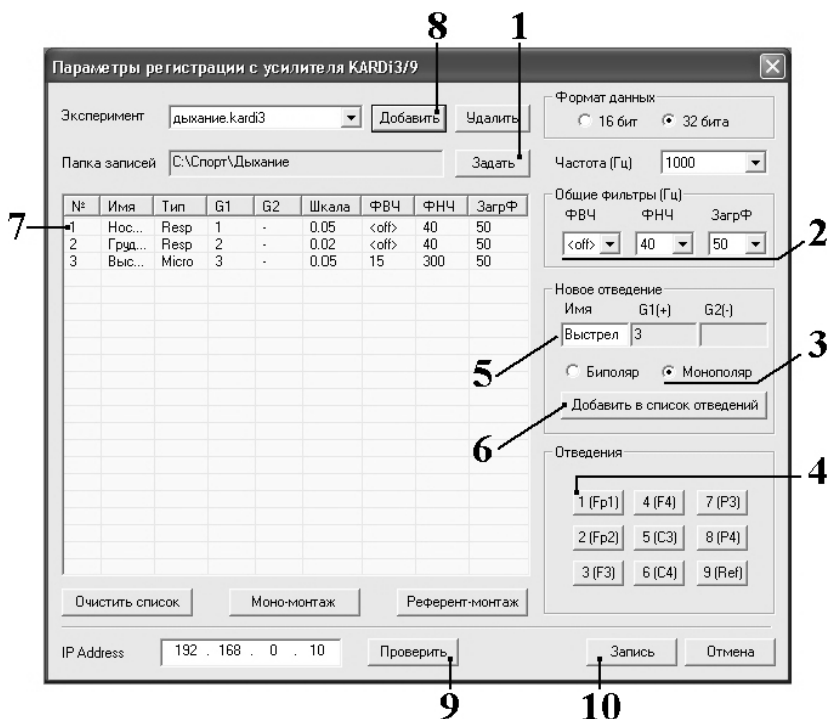


Рисунок 3.3. Создание плана эксперимента для регистрации пневмограммы.

Для каждого из каналов необходимо указать тип отведения и задать шкалу. Для этого дважды щелкните левой кнопкой мыши по

строке 1-го канала (7). В появившемся диалоге настроек **Свойства отведения** установите **Тип** отведения для каналов пневмограмм, выбрав из списка «Resp». Введите значение **Шкалы** – 0.05 и нажмите **ОК**. Значения шкалы влияют на масштаб отражения сигнала на экране компьютера и позволяют представить в одном масштабе сигналы с изначально отличающейся амплитудой. Их можно менять в зависимости от индивидуальных особенностей испытуемого и набора исследуемых показателей. В качестве начальных значений для регистрации пневмограммы выставьте 0.05 для канала носо-орального дыхания и 0.02 для канала грудного дыхания. Для канала регистрации отметки выстрела установите значение шкалы 0.05, тип «Micro» и, в том же меню, поменяйте значения фильтров ФВЧ = 15, ФНЧ = 300, ЗагрФ = 50. Нажмите **ОК**.

Вы можете сохранить созданный план эксперимента для последующего использования. Для этого нажмите кнопку **Добавить (8)**, в появившемся окне введите имя плана, например, «дыхание», и нажмите **Продолжить**.

После выбора параметров регистрации можно перейти к мониторингу дыхания. Начните с подготовки прибора к работе. Переведите переключатели каналов 1, 2 и 3 адаптера КЗ-А1 в нижнее положение. Закрепите КАРДиЗ-9 на поясе спортсмена с помощью крепежного ремня (рисунки 1.8 – 1.11). Закрепите датчик носо-орального дыхания TRSens (рисунок 3.4). Для этого заведите провода за голову, пропустив их над ушами, и расположите датчик под носом. Сенсоры датчика должны находиться на пути вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, как показано на рисунке 3.5. Желательно, чтобы сенсоры располагались свободно, не касаясь внутренней поверхности ноздрей. Затяните фиксатор на проводе. Убедитесь, что датчик удобно расположен, хорошо закреплен и не мешает движениям испытуемого. Вставьте (до щелчка) разъем датчика в гнездо канала Aux 1 адаптера КЗ-А1.

Закрепите датчик грудного дыхания на верхней части грудной клетки испытуемого, пропустив фиксационный ремень под мышками. Датчик RespSENS должен быть расположен над грудиной проводом вниз, как показано на рисунке 3.6. Вставьте (до щелчка) разъем датчика в гнездо канала Aux 2 адаптера КЗ-А1. Закрепите

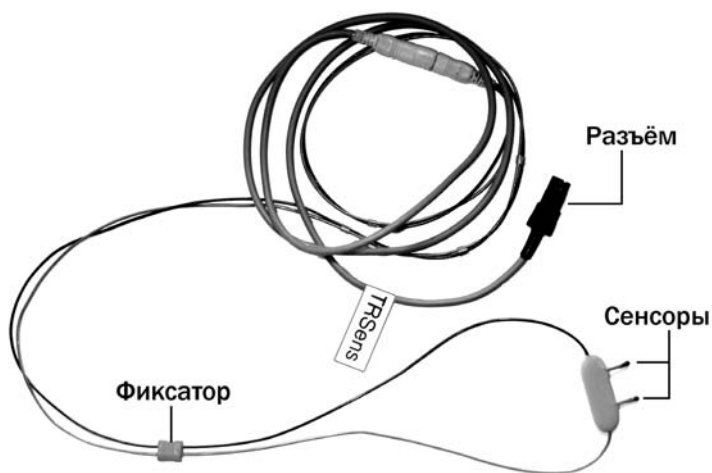


Рисунок 3.4. Датчик носо-орального дыхания TRSens.



Рисунок 3.5. Расположение датчика TRSens.

отметчик выстрела за ремень прибора или просто положите его в карман одежды испытуемого. Вставьте (до щелчка) разъем отметчика в гнездо канала Aux 3.



Рисунок 3.6. Расположение датчика грудного дыхания RespSENS.

Включите КАРДиЗ-9. Проверьте связь прибора с компьютером, нажав кнопку **Проверить** (рисунок 3.3 (9)). Если связь есть, на экране с периодичностью примерно в 1 секунду начнут появляться строки следующего содержания: *Ответ от 192.168.0.10: число байт=32 время=...* и т.д. В том случае, если на экране появляется надпись «Заданный узел не доступен» или «Аппаратный сбой» или «Превышен интервал ожидания для запроса», связь между прибором и компьютером отсутствует, и ее следует восстановить (см. описание прибора).

После установления беспроводной связи между прибором и компьютером нажмите кнопку **Запись** (рисунок 3.3 (10)), введите имя записываемого файла и фамилию спортсмена, а затем нажмите **Сохранить**. Появится окно, в котором будут отображаться регистри-

руемые сигналы (рисунок 3.7). Для начала отображения показателей нажмите на значок ► (1) в верхнем левом углу окна. В этом режиме не происходит записи данных на диск, о чем предупреждает надпись *Данные не сохраняются* в центре экрана. Однако в этом режиме удобно поправлять датчики, подбирать значения фильтров, шкалы, масштаб и т.д. Подождите некоторое время, пока не появятся пневмограммы.

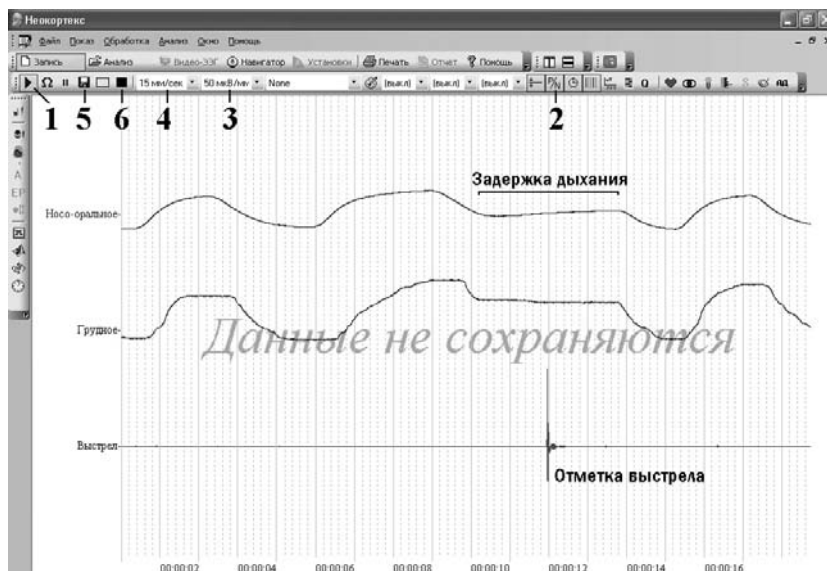


Рисунок 3.7. Регистрация пневмограммы в программе «Неокортекс».

Попросите испытуемого сделать несколько глубоких дыхательных движений. Убедитесь, что данные отражаются правильно: вдох – вверх, выдох – вниз; если все наоборот, нажмите на кнопку **P/N** (2). Подберите масштаб записи так, чтобы дыхательные движения были хорошо видны, но не выходили за пределы своего канала (не накладывались на соседние каналы). Это можно сделать, изменяя значения амплитудной шкалы в верхней части окна (3). Подберите удобную временную шкалу (4). В качестве ориентира можно при-

вести значения 50 мкВ/мм и 15 мм/сек. Пример записи пневмограмм и отметки выстрела приведен на рисунке 3.7.

Когда вы убедитесь в том, что качество записи регистрируемых параметров вас устраивает, можно начать запись данных на диск, нажав на кнопку с изображением дискеты (5). Нажав на эту же кнопку еще раз, вы можете остановить запись на диск. Если вы нажмете на кнопку с дискетой снова, запись продолжится в тот же файл. По окончании эксперимента нажмите на кнопку ■ (6). Для просмотра записанных файлов воспользуйтесь пунктом главного меню **Анализ**. Выберите папку, в которую была произведена запись и записанный вами файл.

ГЛАВА 4

РЕГИСТРАЦИЯ И АНАЛИЗ РИТМА СОКРАЩЕНИЙ СЕРДЦА

*Пустое сердце бьется ровно,
В руке не дрогнул пистолет.
М.Ю. Лермонтов*

Из курса физиологии

Кровеносная система – основная транспортная система организма человека. Кровь переносит дыхательные газы (кислород и углекислый газ), питательные вещества, продукты обмена веществ, гормоны, антитела, ферменты и витамины, обеспечивает перераспределение тепла в организме. Работа кровеносной системы обеспечивает функционирование мышц, головного мозга и других органов нашего тела. Кровоснабжение зависит от интенсивности работы органов и тонко подстраивается под потребности организма и условия окружающей среды.

Кровь движется по замкнутой системе, состоящей из множества сосудов и центрального органа кровообращения – сердца. Сокращаясь, оно работает как насос, обеспечивая непрерывную циркуляцию крови.

Сердце человека располагается в грудной клетке и представляет собой полый мышечный орган. Оно разделено на две части – левую и правую, каждая из которых включает предсердие и желудочек. При сокращении предсердий кровь выбрасывается из них в желудочки. Затем сокращаются желудочки, и кровь поступает в большой и малый круги кровообращения. Обратному току крови из желудочков в предсердия препятствуют слева двустворчатый клапан, а справа – трехстворчатый. У выхода из желудочков находятся полулунные клапаны, которые обеспечивают ток крови в одном направлении – из желудочков в аорту и легочную артерию. Левая половина сердца развита несколько сильнее, чем правая, особенно левый желудочек, который, сокращаясь, проталкивает кровь по сосудам большого круга кровообращения.

Богатая кислородом кровь попадает из левого желудочка в аорту. Затем по артериям она идет к различным органам, где отдает питательные вещества и кислород и принимает углекислый газ и ненужные продукты обмена. После этого кровь по венам возвращается назад к сердцу и попадает в правое предсердие. В малом (легочном) круге кровообращения бедная кислородом кровь проходит через легкие. Из правого желудочка по легочной артерии она поступает в капиллярную сеть, оплетающую легкие, отдает углекислый газ и насыщается кислородом. После этого артериальная кровь по легочной вене идет к левому предсердию.

Циркуляцию крови поддерживает постоянный цикл процессов, происходящих в сердце. Сердечный цикл можно разделить на две главные фазы: систолу, т.е. сокращение сердечной мышцы, и диастолу – ее расслабление. При частоте 75 ударов в минуту весь сердечный цикл проходит за 0.8 секунды. Из этого времени на сокращение предсердий (систола предсердий) требуется 0.1 секунды, на сокращение желудочков (систола желудочков) – 0.3 секунды, и на общее расслабление сердца – 0.4 секунды.

Тем не менее, величина кардиоинтервала – интервала между сокращениями сердца – не является постоянной. Она изменяется в зависимости от фазы дыхания, возрастая при вдохе и снижаясь при выдохе. Это нормальное явление называется дыхательной синусовой аритмией и наиболее сильно выражено у молодых людей. Кроме того, на ритм сердца влияют и другие факторы, которые изменяют величину кардиоинтервала более медленно. Считается, что вариабельность ритма сердца отражает процессы, происходящие в системе регуляции кровообращения, и является информативным параметром для оценки функционального состояния человека.

В организме существует много структур, которые могут оказывать влияние на ритм сокращений сердца. В первую очередь, за ритмичность сокращения сердца ответственны его внутренние водители ритма (пейсмейкеры) – синоатриальный и атриовентрикулярный узлы. Основной узел автоматии – синоатриальный (или синусовый) узел – находится на правом предсердии недалеко от места входа в сердце полых вен. Синоатриальный узел генерирует импульсы, благодаря которым сердце сокращается автоматически, поэтому даже

изолированное сердце продолжает некоторое время работать вне организма. Проведение возбуждения от предсердий к желудочкам осуществляется через атриовентрикулярный узел. Отсюда импульсы по пучку Гиса и волокнам Пуркинье быстро передаются на желудочки, обеспечивая их одновременное сокращение.

Таким образом, внутренние водители ритма обеспечивают собственный ритм сокращений сердца. Приспособление деятельности сердца к изменяющимся потребностям организма происходит с помощью регуляторных механизмов, часть которых присуща самому сердцу. Например, сила сокращения сердца может изменяться в зависимости от степени растяжения мышечных волокон во время диастолы. Чем больше крови скапливается в полостях сердца за время диастолы, тем сильнее растягиваются волокна миокарда, и тем сильнее сердце сокращается при следующей систоле (закон Старлинга). Благодаря периферическим сердечным рефлексам происходит усиление и ослабление сердечных сокращений, изменяется скорость и степень диастолического расслабления миокарда, изменяется ритм сердечных сокращений. Однако в естественных условиях внутрисердечная регуляция не является автономной. Это лишь нижнее звено сложной иерархии нервных механизмов, регулирующих деятельность сердца.

Непосредственно на сердечную мышцу или на синоатриальный узел действует ряд гуморальных и иных факторов. Адреналин, выбрасываемый в кровь при эмоциональном и физическом напряжении, усиливает и учащает сердечные сокращения. Влияют на деятельность сердца и другие гормоны: тироксин, трийодтиронин, глюкагон. Прямо или косвенно на ритм сердца могут влиять рН крови, уровень содержания CO_2 и неорганические ионы, например, ионы K^+ и Ca^{++} . Однако данные механизмы недостаточны для осуществления быстрых, энергетически выгодных реакций сердца на различные воздействия среды, которые обеспечиваются включением нервных механизмов регуляции.

На узлы автоматии сердца влияет сложная система высших управляющих центров. Наиболее важные влияния приходят по блуждающему нерву и симпатическим нервам. В общем случае симпатические нервы увеличивают, а блуждающий нерв уменьшает

частоту сердечных сокращений, подстраивая ее под потребности организма. Симпатические волокна влияют на пейсмейкер синоатриального узла, проводящую систему сердца, предсердия, желудочки и коронарные сосуды. Парасимпатические волокна, входящие в блуждающий нерв, оказывают влияния на синоатриальный и атрио-вентрикулярный узлы, мышцы предсердий и желудочков и на коронарные сосуды. В норме симпатическая и парасимпатическая системы работают согласованно, поэтому трудно определить, с активностью какой из этих систем связано изменение частоты сокращений сердца (ЧСС). Например, замедление ритма сердца может указывать и на усиленную активность парасимпатической системы, и на ослабление действия симпатической системы.

В то же время, ускорение ритма сердца может регулироваться и парасимпатическим влиянием. Действительно, при одной и той же силе раздражения блуждающего нерва характер его влияния на сердце может быть противоположным. Это зависит от степени наполнения сердца и коронарных сосудов кровью. На фоне значительного кровенаполнения блуждающий нерв оказывает на сердце тормозное влияние. На фоне незначительного кровенаполнения сердца он, напротив, стимулирует работу сердца.

Поддержание вегетативного тонуса обеспечивают стволовые центры, расположенные в области ретикулярной формации продолговатого мозга и моста. Сигналы, идущие от вазомоторных стволовых центров, передаются по симпатическим и парасимпатическим нервам, оказывая влияние на тонус кровеносных сосудов, частоту и силу сердечных сокращений. В стволовые центры поступает афферентация из разных отделов ЦНС, включая близкорасположенные дыхательные центры и кору больших полушарий.

Кроме того, к вазомоторным центрам продолговатого мозга подходят чувствительные нервные волокна от барорецепторов, расположенных в стенках дуги аорты, каротидного синуса (области разветвления сонной артерии) и полых вен. Естественным раздражителем барорецепторов служит растяжение стенок артерий при повышении давления. Чем выше давление крови в рефлексогенной зоне, тем чаще возникают афферентные импульсы. Нервные импульсы от барорецепторов воздействуют на вазомоторные центры

продолговатого мозга, что приводит к рефлекторному замедлению сердечных сокращений.

Более высокой ступенью в иерархии нервных центров, регулирующих деятельность сердца, является гипоталамус. Гипоталамус представляет собой интегративный центр, который может изменять параметры сердечной деятельности и состояние сердечно-сосудистой системы в ответ на изменения условий внешней или внутренней среды и нервным, и гуморальным путем. Однако, представляя собой высший центр регуляции вегетативных функций, гипоталамус является лишь исполнительным механизмом, обеспечивающим перестройку функций сердечно-сосудистой системы согласно сигналам, поступающим из лимбической системы и коры головного мозга.

Сведения о регуляции сердечно-сосудистой системы корой больших полушарий головного мозга до настоящего времени имеют самый общий характер. Можно предположить, что кора корректирует и уточняет деятельность центральных механизмов регуляции сердечно-сосудистой системы, которые локализованы в других отделах ЦНС. Анатомическая близость в коре больших полушарий центров, ответственных за возникновение двигательных и сердечно-сосудистых реакций, способствует оптимальному вегетативному обеспечению поведенческих реакций организма.

Кора больших полушарий обеспечивает приспособительные реакции организма не только к текущим, но и к будущим событиям. По механизму условных рефлексов сигналы, предвещающие наступление этих событий или значительную вероятность их возникновения, могут вызвать перестройку функций сердца и всей сердечно-сосудистой системы в той мере, в какой это необходимо, чтобы обеспечить предстоящую деятельность организма. Условнорефлекторные реакции лежат в основе тех явлений, которые характеризуют так называемое предстартовое состояние спортсменов. Перед соревнованием у них наблюдаются изменения дыхания, обмена веществ, сердечной деятельности такого же характера, как и во время самого соревнования.

Таким образом, становится ясно, что свой вклад в регуляцию и контроль деятельности сердца вносят различные структуры. При

этом локальные контролирующие факторы, такие как внутрисердечные рефлексы, механические воздействия со стороны диафрагмы и грудной клетки, дополняются влиянием высших нервных центров.

Модель управления ритмом сердца

К сожалению, современный уровень знаний позволяет установить лишь общую зависимость между структурой ритма сердца и анатомо-физиологическими структурами управления. В этой связи представляет интерес модель управления сердечным ритмом, разработанная в школе Парина-Баевского (Парин, Баевский, 1967; Баевский, 1979; Баевский и др., 1984). Система управления представлена в традиционной для кибернетики форме: в виде управляемого и управляющего контуров (рисунок 4.1).

Предполагается, что в состоянии покоя управляемый контур (синусовый узел) функционирует в автономном режиме. Автономная регуляция в условиях покоя характеризуется наличием выраженной дыхательной аритмии. Дыхательные волны усиливаются во время сна, когда уменьшаются центральные влияния на автономный контур регуляции. Различные нагрузки на организм, требующие включения в процесс управления сердечным ритмом центрального контура регуляции, ведут к ослаблению дыхательного компонента синусовой аритмии и к усилению ее недыхательного компонента (Баевский, Иванов, 2000).

Управляющий контур включает три уровня:

- 1-й уровень обеспечивает организацию взаимодействия организма с внешней средой (адаптация организма к внешним воздействиям). К нему относится центральная нервная система, включая корковые механизмы регуляции, координирующая функциональную деятельность всех систем организма в соответствии с воздействием факторов внешней среды (уровень А).
- 2-й уровень организует равновесие различных систем организма между собой и обеспечивает межсистемный гомеостаз. Основную роль на этом уровне играют высшие вегетативные центры (в том числе гипоталамо-гипофизарная система), обеспечивающие гормонально-вегетативный гомеостаз (уровень Б).

- 3-й уровень обеспечивает внутрисистемный гомеостаз в различных системах организма, в частности в кардиореспираторной системе (систему кровообращения и систему дыхания можно рассматривать как единую функциональную систему). Здесь ведущую роль играют подкорковые нервные центры, в частности вазомоторный центр продолговатого мозга (уровень В).

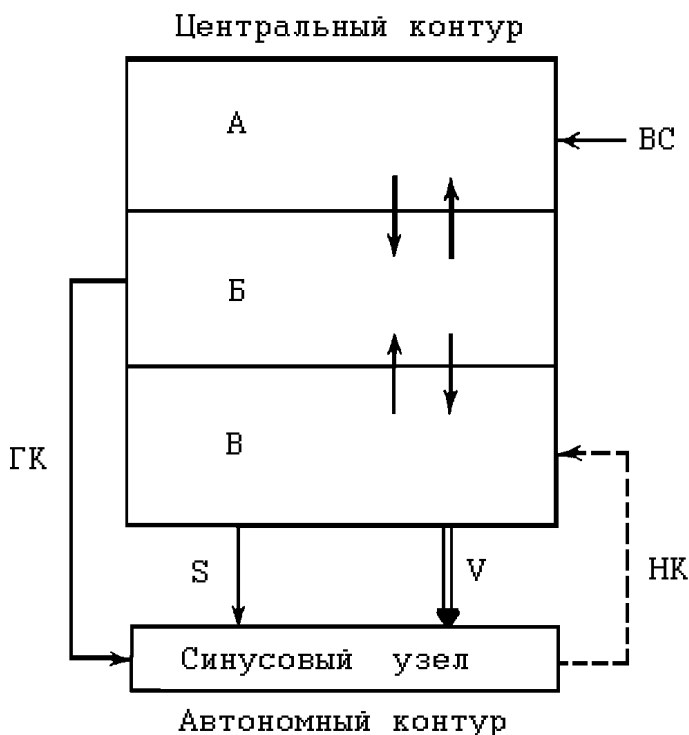


Рисунок 4.1. Двухконтурная система управления ритмом сердца. ГК – гуморальный канал управления; НК – нервный канал управления; S – симпатическая нервная система; V – блуждающий нерв; ВС – воздействия внешней среды; А, Б, В – уровни регуляции ритма сердца (Баевский и др., 1984).

Каждый из рассмотренных уровней управления, характеризуется определенной периодикой колебаний регулируемых им показателей.

Чем выше уровень управления, тем длиннее периоды колебательных процессов, что обусловлено наличием более значительного числа элементов регуляторного механизма. Вариабельность сердечного ритма отражает сложную картину разнообразных управляющих влияний на систему кровообращения с интерференцией периодических компонентов разной частоты и амплитуды, нелинейным характером взаимодействия разных уровней управления (Баевский, Иванов, 2000).

Общий подход к оценке вариабельности ритма сердца заключается в том, что более высокие уровни регуляции рассматриваются как ингибиторы активности более низких уровней, а периодические колебания ритма сердца связываются с уровнем управления.

Таким образом, согласно предложенной модели, в ответ на различные нагрузочные воздействия могут наблюдаться различные изменения ритма сердца. При оптимальном регулировании управление происходит с минимальным участием высших уровней. При неоптимальном управлении необходима активация все более высоких уровней управления. Это проявляется в усилении недыхательного компонента синусовой аритмии: появляются более медленные волны, их мощность растет. Дыхательные колебания ритма сердца при централизации управления становятся менее выраженными (Баевский и др., 1984).

Электрокардиограмма

При возбуждении и реполяризации сердца возникает электрическое поле, которое можно зарегистрировать на поверхности тела. При этом между различными точками тела создается разность потенциалов, изменяющаяся в соответствии с колебаниями величины и направления электрического поля. Кривая изменения этой разности потенциалов во времени называется электрокардиограммой (рисунок 4.2). ЭКГ отражает состояние миокарда и служит важнейшим показателем деятельности сердца. Необходимо отметить, что ЭКГ отражает возбуждение сердца, а не его сокращение.

На кривой ЭКГ можно выделить предсердный и желудочковый комплексы. Предсердный комплекс начинается с зубца Р, соответст-

вующего распространению возбуждения по обоим предсердиям. Далее следует сегмент PQ, в течение которого все отделы предсердий охвачены возбуждением. Реполяризация предсердий совпадает с началом желудочкового комплекса – участка кривой от начала зубца Q до конца зубца T. QRS-комплекс отражает распространение возбуждения по желудочкам, а зубец T – их реполяризацию. Сегмент ST, подобно сегменту PQ предсердного комплекса, соответствует возбужденному состоянию всех отделов желудочков. В некоторых случаях после зубца T записывается зубец U; возможно, этот зубец отражает реполяризацию конечных ветвей проводящей системы (Шмидт, Тевс, 1996).

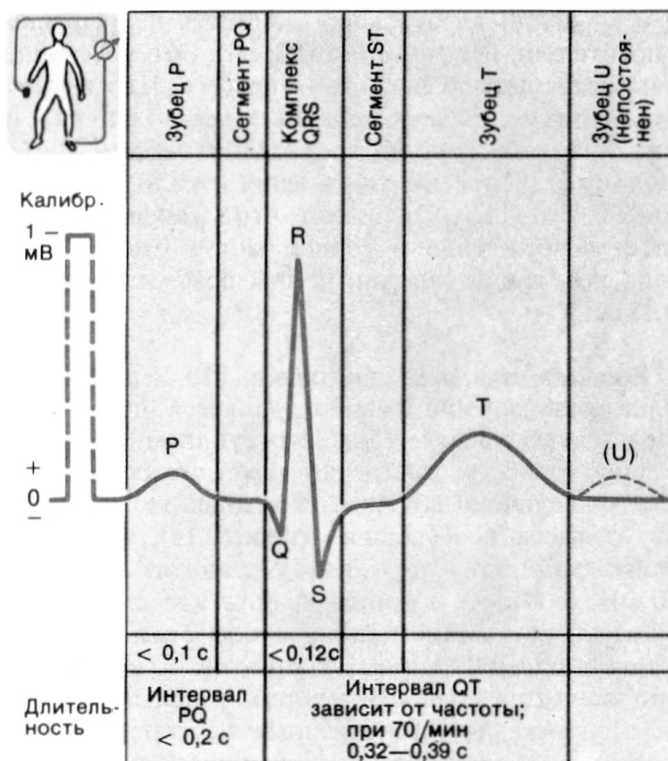


Рисунок 4.2. ЭКГ человека, полученная путем биполярного отведения от поверхности тела в направлении длинной оси сердца (Шмидт, Тевс, 1996).

На что реагирует сердце?

В состоянии спокойного бодрствования нормальная частота сердечных сокращений (ЧСС) составляет 60-75 ударов в минуту. Она меняется в зависимости от возраста и уровня физической тренированности. У детей ЧСС выше, чем у взрослых (рисунок 4.3), а у спортсменов ниже, чем у нетренированных людей. Стресс и напряжение приводят к значительному учащению ритма сердца. Во время физической или психической нагрузки ЧСС может увеличиваться до 200 в минуту с последующим постепенным возвратом к исходному уровню после окончания нагрузки. Рефлекторное учащение и усиление сердечной деятельности наблюдаются при болевых раздражениях и эмоциональных состояниях: ярости, гневе, радости.

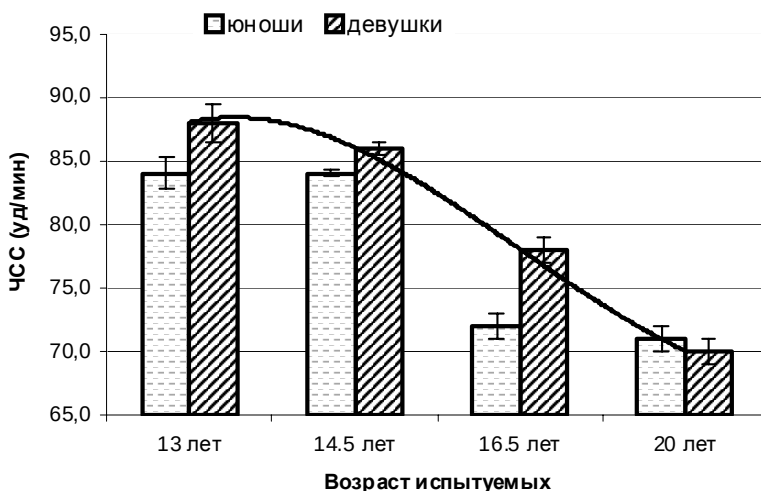


Рисунок 4.3. Среднегрупповые значения ЧСС у испытуемых разного возраста в состоянии спокойного бодрствования. Линия полиномиального тренда отражает тенденцию снижения ЧСС с возрастом в группе «девушки» (Напалков, 2000).

На что же реагирует сердце? Этот вопрос волнует психофизиологов уже не первый десяток лет. Согласно теории кардиосоматиче-

ского сопряжения, предложенной Обристом и его коллегами (Obrist et al., 1970), ритм сердца отражает в основном общий уровень мобилизации (активации) организма и потребности, связанные с метаболизмом. То есть сердце бьется сильнее, чтобы доставить больше крови тканям, которые в ней нуждаются. И действительно, исследования связи ритма сердца и электромиограммы у людей и животных показали, что ЧСС и напряжение мышц варьируют согласованно. Когда напряжение мышц нарастает (т.е. увеличивается их потребность в кислороде и питательных веществах), ритм сердца ускоряется. Когда электромиограмма уменьшается по амплитуде, ритм сердца становится более редким. С этой точки зрения, реакции сердечного ритма и напряжения мышц – это сопутствующие друг другу явления, вызванные одним и тем же центральным механизмом.

С другой стороны, в стрессирующих условиях, требующих активного решения какой-либо задачи, ритм сердца может изменяться независимо от соматических показателей (Obrist et al., 1974). Приведем пример такого исследования. Испытуемым предлагали задачу на время реакции; при быстром реагировании они получали денежное вознаграждение, а при медленном – сильный удар тока. Угроза удара током приводила к учащению сердечного ритма, тогда как соответствующего повышения соматической активности при этом не наблюдали. Этот эффект можно приписать ускоряющему воздействию симпатической нервной системы. Судя по многим данным, при «пассивном» решении какой-либо задачи, – например, в том случае, когда человек независимо от своих действий получает удары тока, – ритм сердца регулируется парасимпатической нервной системой через блуждающий нерв. В этом случае наблюдается кардиосоматическое сопряжение. При активном же поведении в условиях стресса реакция сердца определяется влияниями симпатической системы: при этом происходит значительное тоническое учащение ритма сердца, не связанное прямо с соматическими реакциями.

Иного мнения придерживаются исследователи, поддерживающие точку зрения Дж. и Б. Лейси (Lacey, Lacey, 1970). Вместо представления об общей активации они развивают концепцию «направленного фракционирования» реакций, согласно которой разные компоненты общей соматической реакции могут иметь противопо-

ложные направления. Так, у большинства людей решение арифметической задачи в уме вызывает классическую активацию, при которой ЧСС и электропроводность кожи увеличиваются. Но когда те же люди прослушивали серию тонов, увеличение электропроводности кожи сопровождалось урежением ЧСС, т.е. имел место феномен «направленного фракционирования» реакций.

В других экспериментах Лейси и их коллеги (Lacey et al., 1963) обнаружили, что у испытуемых, готовящихся реагировать на стимул, предъявляемый через фиксированный промежуток времени после предупредительного сигнала, ритм сердечных сокращений замедлялся, а не ускорялся, как можно было бы ожидать в соответствии с теорией активации. Более того, быстрые реакции соответствовали большему замедлению сердечного ритма, а медленные – меньшему (Lacey, Lacey, 1970). Получалось, что сдвигу в сторону большей активации на поведенческом уровне соответствовал сдвиг в противоположную сторону на висцеральном уровне. Лейси предположили, что в механизмах психовегетативного взаимодействия сердечный ритм выполняет особую «инструментальную» роль, регулируя поступление сенсорной информации посредством барорецепторного торможения процессов, идущих на уровне коры больших полушарий.

Обычно понятие «барорецепторное торможение» используют для обозначения эффекта угнетения сердечно-сосудистой активности, возникающее в ответ на раздражение барорецепторов, в частности, при пульсовых колебаниях кровотока. Однако многие исследователи при искусственной стимуляции барорецепторов каротидного синуса регистрировали немедленное торможение активности высших центров, проявляющееся и на уровне поведения, и в электрофизиологических показателях, которое не удавалось связать с функциями регуляции работы сердечно-сосудистой системы. На основании этих и других данных Лейси предположили, что увеличение ЧСС и артериального давления, приводя к возрастанию афферентации от барорецепторов, тем самым препятствует поступлению информации из окружающей среды к коре больших полушарий, что способствует оптимизации когнитивных процессов. Соответственно уменьшение ЧСС и артериального давления, снижая барорецепторное торможе-

ние, приводит к улучшению восприятия внешних сигналов и облегчает сенсомоторную деятельность.

Барорецепторная теория Лейси подтверждается рядом работ (Birren et al., 1963; Callaway, Layne, 1964), в которых была исследована зависимость времени сенсомоторной реакции от фаз сердечного цикла. Эти работы были основаны на том факте, что при каждом сокращении сердца артериальное давление поднимается (при систоле), а затем постепенно снижается до минимума (при диастоле), пока сердце вновь не сожмется. Таким образом, изменения давления в аорте, а значит, и активности барорецепторов должны в известной мере коррелировать с ЭКГ. Во время интервалов S-T и T сердечного цикла давление в аорте должно быть максимальным, активность барорецепторов – максимальной, и поэтому кора будет относительно заторможена. Во время интервалов T-P и P давление должно быть низким, активность барорецепторов – пониженной, а активность коры наивысшей.

Если предположить, что такие поведенческие показатели, как время реакции и сенсорные пороги, отражают уровень корковой активации, то можно ожидать, что в случае, если теория Лэйси верна, время реакции для стимулов, предъявленных в интервалы T-P и P, будет короче, а порог реакции – более низким. Для стимулов, предъявленных в интервалы S-T и T, время реакции должно быть дольше, а сенсорные пороги выше (Birren et al., 1963; Callaway, Layne, 1964). И действительно, как показали результаты исследований, реакции на стимулы, предъявленные в диастолу, оказались в среднем быстрее, чем на реакции на стимулы, предъявленные во время систолы. Интересно то, что Каллавей (Callaway, Layne, 1964) наблюдал сходную зависимость времени реакции от фазы сердечного цикла даже у испытуемых с искусственными водителями ритма сердца. Более подробное описание различных кардиосинхронных феноменов работы мозга приведено в обзоре А.Я. Каплана и С.Л. Шишкина (1992).

Методы оценки функционального состояния по параметрам ЭКГ

В оценке функционального состояния человека используют различные составляющие ЭКГ. Так, Фролов с соавторами (1974) рассматривают амплитуду Т-зубца ЭКГ как коррелят эмоционального напряжения. Ими показано, что независимо от урежения или учащения сердечного ритма амплитуда Т-зубца уменьшается при действии эмоционально значимых сигналов.

Наиболее удобными для регистрации и обработки показателями работы сердца являются частота сердечных сокращений и вариабельность ритма сердца. Здесь следует различать тонические показатели, относящиеся к достаточно протяженному периоду времени (например, число сокращений сердца в 1 мин), и показатели фазической, быстро протекающей адаптации к текущему моменту (например, интервалы между двумя или тремя последовательными сокращениями сердца). В общем можно считать, что тонические показатели ритма сердца отражают общую степень мобилизации организма. Мнения о биологическом значении физических изменений более противоречивы.

Широко применяемым маркером функционального состояния является средняя частота сердечных сокращений. Как правило, среднюю ЧСС используют в качестве показателя общей активации. При этом подразумевается, что увеличение активации приводит к увеличению ЧСС.

В значительной степени широкое практическое применение данного показателя определяется простотой его регистрации. Среднюю ЧСС можно рассчитать, используя кардиограмму, плетизмограмму, да и просто померив испытуемому пульс вручную. Для расчета среднего значения ЧСС на основе кардиограммы не нужен анализ точной формы сигнала, что снижает требования к параметрам регистрации. ЭКГ можно регистрировать так, чтобы на записи были хорошо видны лишь R-зубцы (расстояния между ними измеряют, усредненные значения пересчитывают в удары в минуту). Такой подход позволяет использовать не только стандартные отведения ЭКГ, но и ставить электроды в удобные для экспериментатора и

испытуемого места. Кроме того, можно свободно использовать фильтры для подавления артефактов. Перечисленные факторы позволяют надежно регистрировать ЧСС в любых экспериментальных и реальных условиях, не ограничивая движений испытуемого. Регистрацию можно проводить с помощью весьма компактной автономной аппаратуры, например, кардиомонитора Polar. Часто регистрация средней ЧСС является единственно возможным объективным методом контроля функционального состояния.

Необходимо отметить, что практическое применение ЧСС для контроля функционального состояния иногда осложняется значительными трудностями при интерпретации данных, так как частота сердечных сокращений отражает лишь конечный результат многочисленных регуляторных влияний на аппарат кровообращения (Данилова, 1992). Кроме того, в некоторых случаях наблюдаются разнонаправленные сдвиги вегетативных показателей, которые трудно объяснить, используя только среднюю частоту сокращений сердца. Такой разнонаправленный характер сдвигов вегетативных показателей может зависеть от индивидуального преобладания симпатического или парасимпатического типа реагирования у конкретного испытуемого.

Деятельность механизмов регуляции ритма сердца проявляется в вариабельности кардиоинтервалов, которую можно оценить, используя математический анализ ритма сердца. Считается, что заключенная в последовательном ряду R-R интервалов информация не только содержит сведения об автоматии сердца как о локальном свойстве конкретных возбудимых структур, но и отражает характер процессов, происходящих в системе управления синусового узла (Баевский и др., 1984).

Для проведения анализа вариабельности ритма сердца измеряют длительность каждого кардиоинтервала в миллисекундах в течение интересующего периода времени. Сделать это можно, используя кардиограмму, на которой опять же выделяют R-зубцы и измеряют расстояние между ними, переводя его в миллисекунды с учетом скорости записи. Некоторые кардиомониторы серии Polar (например, 810i) так же позволяют записывать величину каждого кардиоинтервала, а не только среднюю ЧСС. Ограничением метода

является то, что для математической обработки необходимо набрать не менее 50 кардиоинтервалов (лучше от 100 до 500), что существенно снижает временное разрешение.

Математическую обработку можно проводить различными способами. К методам анализа во временной области относят геометрические и статистические методы, основанные на оценке различных статистических характеристик выборки кардиоинтервалов. К методам анализа в частотной области относят спектральный анализ ритмограммы.

Для проведения геометрического анализа variability ритма сердца вначале строят гистограмму распределения кардиоинтервалов с шагом 50 миллисекунд (рисунки 4.4, 4.5), а затем оценивают ее параметры: моду (M_0), амплитуду моды (AM_0) и вариационный размах ($BP, \Delta X$). Для этих показателей предложена физиологическая интерпретация, основанная на описанной выше модели управления ритмом сердца (Баевский и др., 1979, 1984).

Величина амплитуды моды гистограммы распределения кардиоинтервалов отражает выраженность синусовой аритмии. Значение этого явления определяется тем, что дыхательные колебания ритма сердца ослабевают при активации более высоких уровней управления, т.е. при его централизации. Как правило, при росте нагрузки амплитуда моды увеличивается, что отражает снижение вклада дыхательной аритмии в variability ритма сердца. Считается, что данный эффект обусловлен влиянием симпатического отдела ЦНС (Баевский и др., 1984).

Вариационный размах (разность между самым длинным кардиоинтервалом и самым коротким) отражает степень вариативности значений кардиоинтервалов. По мнению Баевского и соавторов (1984), он отражает суммарный эффект регуляции ритма сердца вегетативной нервной системой, и при этом указывает на максимальную амплитуду колебаний значений R-R интервалов. Поскольку влияние блуждающего нерва на дыхательные изменения сердечного ритма обычно преобладает над его недыхательными изменениями, вариационный размах можно считать показателем, в значительной мере связанным с состоянием парасимпатического отдела вегетативной нервной системы (Баевский, 1984; Данилова, 1992).

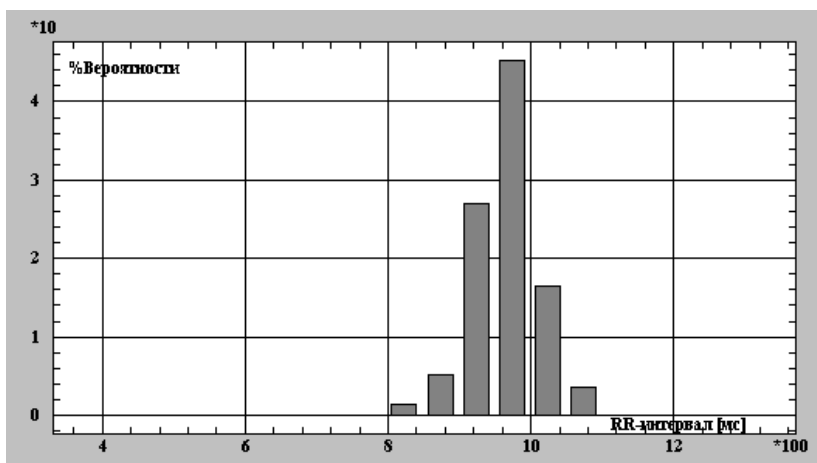


Рисунок 4.4. Гистограмма распределения кардиоинтервалов испытуемого в состоянии спокойного бодрствования. Показатели variability ритма сердца: ЧСС=62, ВР=0.25, АМо=45%, ИВР=197, ВПР=4, ПАПР=47, ИН=101, RMSSD=45.4.

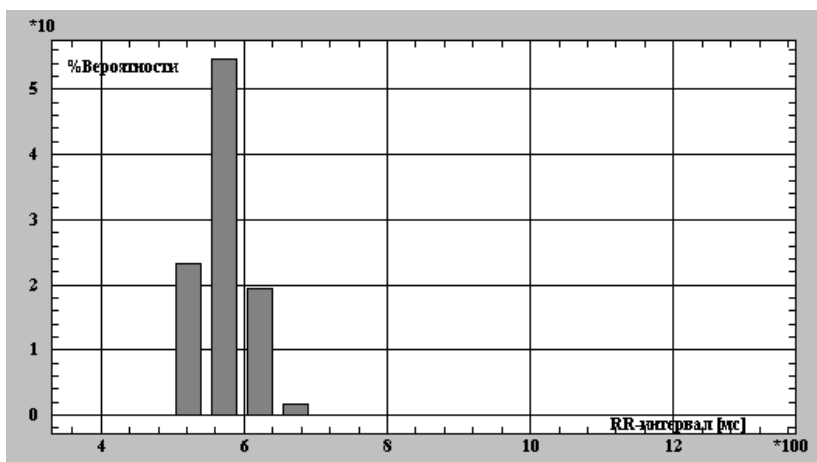


Рисунок 4.5. Гистограмма распределения кардиоинтервалов того же испытуемого во время решения арифметической задачи. Показатели variability ритма сердца: ЧСС=108, ВР=0.21, АМо=55%, ИВР=256, ВПР=9, ПАПР=103, ИН=240, RMSSD=19.8.

Что касается моды гистограммы распределения кардиоинтервалов (M_o), то, в случае нормального распределения, значение моды совпадает со средней частотой сердечных сокращений, применение которой обсуждалось выше.

Для характеристики вклада отдельных процессов в регуляцию сердечного ритма отечественные исследователи используют целый набор показателей и интегративных коэффициентов, введенных Баевским и соавторами (1979, 1984, 1999):

- индекс вегетативного равновесия (ИВР): $ИВР = A M_o / \Delta X$,
- показатель адекватности процессов регуляции (ПАПР): $ПАПР = A M_o / M_o$,
- вегетативный показатель ритма (ВПР): $ВПР = 1 / (M_o * \Delta X)$,
- индекс напряжения регуляторных систем (ИН): $ИН = A M_o / (2 * \Delta X * M_o)$,

где $A M_o$, ΔX и M_o – характеристики кривой распределения величин кардиоинтервалов, измеренных в течение одного вида деятельности: $A M_o$ – амплитуда моды, ΔX – вариационный размах, M_o – мода.

По представлениям Баевского и соавторов (1984), индекс вегетативного равновесия (ИВР) указывает на соотношение между активностью симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы. Показатель адекватности процессов регуляции (ПАПР) отражает соответствие между активностью симпатического отдела вегетативной нервной системы и ведущим уровнем управления синусовым узлом. В сопоставлении с ЧСС он может указывать на избыток или недостаток централизации управления ритмом сердца. Вегетативный показатель ритма (ВПР) отражает активность автономного контура регуляции. Чем выше активность автономного контура регуляции, тем больше преобладание парасимпатического влияния, тем ниже ВПР. Индекс напряжения регуляторных систем (ИН) является наиболее интегративным показателем (и наиболее широко используемым). Он отражает степень централизации управления сердечным ритмом. Для данных индексов разработаны шкалы нормативных значений, широко используемые в различных исследованиях, связанных с диагностикой функционального состояния.

Интегративные коэффициенты, первоначально разработанные для нужд космической медицины, нашли самое широкое применение

ние в клинической практике, физиологии и спорте. Например, Каринцев и Чумаков (2006) применяли индексы Баевского для оценки состояния биатлонисток перед стартом, а Агаджанян и соавторы (2006) – для оценки соревновательного стресса у представителей различных видов спорта, в том числе и у стрелков.

Более подробно ознакомиться с теорией и практикой применения данных индексов можно прочитав книгу Баевского, Кириллова и Клецкина «Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе» (1984).

В дополнение к индексу напряжения регуляторных систем А.Я. Капланом (1999) разработаны два индекса для оценки вариативности ритма сердца:

- индекс симпато-адреналового тонуса:

$$САТ = (АМ_0 * 0.1) / (СКОП / М_0),$$

- индекс медленноволновой аритмии:

$$МА = [(1 - СКОП / СИГМА) * 100] - К,$$

где СКОП – $\frac{1}{2}$ от величины среднеквадратической разности между последовательными межсистолическими интервалами; СИГМА – среднеквадратическое отклонение для ряда межсистолических интервалов относительно среднего значения; К – константа, равная 30.

Индекс САТ имеет ту же логическую основу, что и ИН, но в отличие от последнего оценивает только быстрый компонент вариативности межсистолических интервалов, так как содержит в знаменателе не их суммарный размах, а оценку нормированной среднеквадратической разности только между последовательными интервалами. Естественным дополнением индекса САТ является индекс МА, который прямо пропорционален дисперсии межсистолических интервалов, но не суммарной, а оставшейся за вычетом быстрого компонента их вариативности, то есть содержащий все колебания, более медленные, чем наблюдаемые между соседними межсистолическими интервалами (Каплан, 1999).

Необходимо отметить, что в зарубежной литературе, а также в клинической практике более приняты способы статистической оценки вариативности ритма сердца. При статистическом анализе ритмограммы обычно оценивают длительности интервалов NN (R-R) и

разности длительностей соседних интервалов NN. Рассчитывают следующие индексы:

- SDNN – стандартное отклонение величин интервалов NN за весь рассматриваемый период;
- SDANN – стандартное отклонение величин усредненных интервалов NN, полученных за все 5-минутные участки, на которые поделен период регистрации;
- SDNN index – среднее значение стандартных отклонений по всем 5-минутным участкам, на которые поделен период наблюдения;
- NN₅₀ count – количество пар последовательных интервалов NN различающихся более, чем на 50 миллисекунд, полученное за весь период записи;
- pNN₅₀ (%) – процент NN₅₀ от общего количества последовательных пар интервалов NN;
- RMSSD – квадратный корень из суммы квадратов разностей величин последовательных пар интервалов NN;
- SDD – стандартное отклонение разностей между соседними интервалами NN.

Для разработки стандартов применения различных показателей variability ритма сердца Европейским кардиологическим обществом и Североамериканским обществом стимуляции и электрофизиологии была создана совместная Рабочая группа. Поскольку многие из величин, получаемых при анализе variability ритма сердца во временной области, тесно коррелируют с другими, данная группа рекомендовала к использованию следующие показатели: SDNN – для оценки общей variability ритма сердца; SDANN – для оценки низкочастотных компонент variability; RMSSD – для оценки высокочастотных компонент variability (Рабочая группа..., 1996).

Применение статистических методов в клинической практике подробно описано в итоговом документе Рабочей группы (1996), а также в монографии Рябикиной и Соболева «Вариабельность ритма сердца» (1998).

В настоящее время все более широкое распространение получают методы анализа в частотной области, в основном, спектральный анализ, который позволяет выявить наличие физиологических рит-

мических колебаний в вариабельности ритма сердца (Данилова, 1992; Рябыкина, Соболев, 1998; Малиани, 1998).

Для построения частотного спектра используют огибающую ритмограммы (рисунки 4.6, 4.7), которая отражает динамику флуктуации R-R интервалов. Базой для расчетов является безартефактная кардиограмма, записанная от любого стандартного отведения. Уровень оцифровки должен быть достаточно высоким (более 200 Гц), чтобы обеспечить точную локализацию QRS-комплекса. Предполагается, что вариации кардиоинтервалов содержат некую скрытую периодичность, которую возможно выявить. Существуют два главных ограничения при оценке спектральной мощности. Одно из них связано с тем, что для анализа требуется достаточно продолжительная запись, а другое – с природой физиологического процесса, определяющего периодичность (Kamath et al., 1993; Рабочая группа..., 1996).

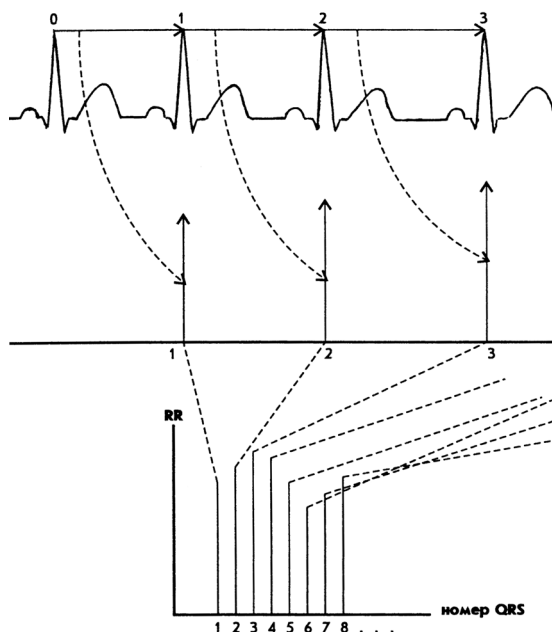


Рисунок 4.6. Схема формирования ритмограммы (Рябыкина, Соболев, 1998).

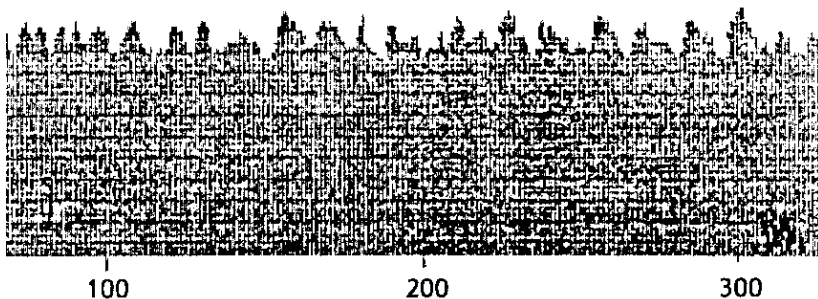


Рисунок 4.7. Ритмограмма.

В спектре (рисунок 4.8), полученном при анализе коротких записей (от 2 до 5 минут), различают три главных спектральных компонента: 1) диапазон очень низких частот (VLF); 2) диапазон низких частот (LF); 3) диапазон высоких частот (HF). Распределение мощности и центральная частота каждого компонента не фиксированы, а могут варьировать в связи с изменениями автономных модуляций сердечного цикла. Согласно рекомендациям, разработанным Рабочей группой Европейского Кардиологического Общества и Северо-американского общества стимуляции и электрофизиологии (1996), приняты следующие границы частотных диапазонов: VLF – 0.003-0.04 Гц, LF – 0.04-0.15 Гц, HF – 0.15-0.4 Гц. Конфигурация, относительная мощность и расположение этих пиков хорошо воспроизводимы у здоровых испытуемых.

Предполагается, что активность вагуса является основной составляющей HF-компонента. Частота, на которой появляется высокочастотный пик спектра, зависит от частоты дыхания (Kamath et al., 1993).

В оценке LF-компонента имеются противоречия. В ряде работ предполагается, что выраженный в нормализованных единицах LF является количественным маркером симпатической модуляции (Малиани, 1998), в то время как другие исследователи рассматривают LF-диапазон как показатель, отражающий и симпатическую, и вагусную активность (Kamath et al., 1993). По мнению Даниловой (1992), в зоне LF спектра ритмограммы преимущественно отражает-

ся активность симпатической нервной системы, связанная с регуляцией среднего уровня артериального давления.

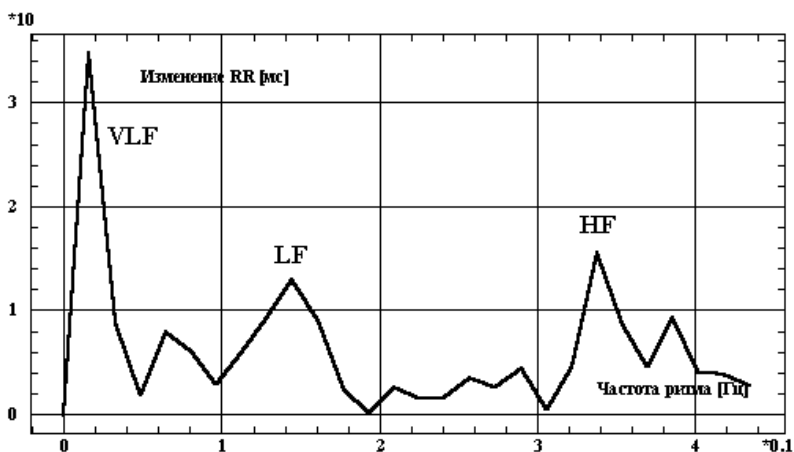


Рисунок 4.8. Спектр мощности вариабельности ритма сердца испытуемого в состоянии спокойного бодрствования. VLF – пик в диапазоне очень низких частот, LF – пик в диапазоне низких частот, HF – пик в диапазоне высоких частот.

Физиологическая интерпретация низкочастотных компонентов вариабельности ритма сердца требует дальнейшего изучения. Смысл полученного при обработке коротких записей (менее 5 минут) VLF-компонента спорный, и его интерпретации при спектральном анализе коротких электрокардиограмм рекомендуется избегать (Рабочая группа..., 1996). Так как мощность VLF-диапазона часто влияет на мощность других пиков, большинство исследователей либо отфильтровывают, либо игнорируют значения спектра на частотах ниже 0.04 Гц. По мнению Даниловой (1992), в данном компоненте отражаются влияния гуморальной регуляции и системы терморегуляции организма.

Отношение низкочастотного пика к высокочастотному (LF/HF) широко используется в качестве индикатора симпато-вагусного баланса, несмотря на то, что ряд исследователей достаточно резко

критикует теоретические основы такого использования (Eckberg, 1997).

Теория и практика клинического применения спектрального анализа вариабельности ритма сердца подробно отражены в обзоре Баевского, Иванова и Рябыкиной (1999), а также в работах и обзоре Малика (Malik, 1998).

Необходимо отметить, что описанные методы прочно вошли в быт скоростно-силовых видов спорта. Например, модели кардиомонитора Polar, которые позволяют записывать значения кардиоинтервалов, укомплектованы программным обеспечением, позволяющим вычислять как статистические, так и спектральные показатели вариабельности ритма сердца.

Анализ ритма сердца во время стрельбы (экспериментальные данные)

Анализ показателей работы сердца применяют для оценки различных аспектов деятельности стрелка.

Соревнования. Измерение частоты пульса – одна из немногих возможностей объективного контроля функционального состояния спортсмена во время соревнований. Показано, что результативность выступления на соревнованиях коррелирует с наличием в предстартовом периоде особого умеренно-возбужденного состояния ЦНС. По мнению Мишукова (1986), умеренное эмоциональное возбуждение является положительным фактором для достижения высоких соревновательных результатов, особенно у стрелков-скоростников. В то же время, сильное эмоциональное возбуждение или предстартовая апатия не позволяют успешно выступить на соревнованиях.

Считается (Жилина, 1986), что частота сердечных сокращений (пульс) хорошо отражает состояние спортсмена, и опытные стрелки, зная свой оптимальный коридор данного показателя, могут его произвольно регулировать. Так, Иткис (1982) рекомендует измерять свой пульс как в предстартовом периоде, так и во время соревнований, и сравнивать его с «пульсом покоя» и с «пульсом тренировок». При превышении значений рекомендуются аутотренинг для снятия напряжения (Иткис, 1982; Корх, 1987).

Хорошо известно, что частота пульса в предстартовом состоянии и во время выступления на соревнованиях сильно повышается у большинства стрелков (Юрьев, 1962; Агаджанян и др., 2006). Группа итальянских исследователей (Fenici et al., 1999) провела анализ ЧСС у восьмерых участников Чемпионата Италии по динамической стрельбе. Средняя ЧСС была на уровне 100 ударов в минуту у семейных стрелков. У четырех спортсменов во время выполнения отдельных элементов стрельбы наблюдали выраженную тахикардию ($ЧСС > 180$), а в двух случаях была отмечена частота сердечных сокращений более 200 ударов в минуту, сопровождавшаяся пароксизмальной аритмией предсердий.

Учащение сердечного ритма сокращает длительность диастолы и ограничивает ударный объем левого желудочка. При частоте сердечных сокращений около 150 в минуту в состоянии спокойного бодрствования ударный объем понижается на 70-80 %, а минутный на 30-50%. Это может привести к нарушению адекватного кровоснабжения головного мозга и других органов. При длительно сохраняющейся тахикардии уменьшается кровоснабжение миокарда.

Известные американские специалисты в области стрельбы из винтовки Пуллэм и Хейненкрат считают (1991), что снижение ЧСС во время соревнования является большим преимуществом, поскольку правильная техника стрельбы с колена и лежа требует, чтобы выстрел производился между ударами пульса. Чем медленнее пульс, тем больше интервал между ударами, и тем больше преимуществ, как физических, так и психических, имеет стрелок.

Со снижением частоты сердечных сокращений во время выступления на соревнованиях связывают положительный эффект бета-адреноблокаторов, применение которых было популярно некоторое время назад, вплоть до признания их допингом. Как показало исследование (Siitonen et al., 1977), проведенное на 24 стрелках из пистолета во время внутренних соревнований, однократный прием бета-блокатора окспреналолола (40 мг) за 60 минут до старта приводил к достоверному улучшению результативности стрельбы по сравнению с плацебо. При этом наблюдается выраженное снижение пульса, небольшое снижение давления и более редкое появление экстрасистол (Schmid, 1990). Кроме того, данные препараты (например, ана-

прилин) снижают некоторые виды тремора.

Альтернативой запрещенным препаратам является саморегуляция ЧСС с помощью биологической обратной связи. С помощью БОС-тренажера можно сначала научиться произвольно снижать частоту пульса во время тренировочного сеанса, а затем перенести полученный навык в соревновательные условия. В настоящее время существует довольно много тренажеров, позволяющих добиться желаемого результата (например, «БОС-ПУЛЬС», Новосибирск). Некоторые из предлагаемых методик направлены на снижение пульса в игровой соревновательной ситуации. При этом для достижения успеха необходимо не только расслабленное состояние, но и активное внимание и быстрота моторных реакций. Реализация обратной связи по ЧСС во время тренировочного процесса возможна с использованием усилителя «КАРДиЗ-9» и программного обеспечения «Неокортес».

Адаптация к «среде выстрела». Частота сердечных сокращений является показателем, отражающим адаптацию стрелка к среде выстрела. Проведенные исследования (Блеер и др., 2006; Напалков и др., 2006) показали, что такие факторы как отдача, звук выстрела и необходимость осторожного обращения с оружием в комплексе оказывают влияние на психоэмоциональное состояние стрелка, особенно неопытного. Переход от тренировок без патрона или от тренировок на тренажере к упражнениям, предусматривающим использование реального оружия, сопровождается повышением напряжения, которое негативно сказывается на результатах стрельбы. Это можно проиллюстрировать на примере эксперимента, в котором принимали участие испытуемые, находившиеся на начальном уровне обучения стрельбе (рисунок 4.9). Они выполняли упражнения как на тренажере «СКАТТ», так и с использованием боевых патронов. ЧСС регистрировали в трех последовательных состояниях: «до команды «Огонь!»», «прицеливание» и «после выстрела». Кроме того, регистрировали ЧСС в состоянии спокойного бодрствования.

В состоянии спокойного бодрствования ЧСС перед стрельбой на тренажере и перед стрельбой с использованием боевых патронов достоверно не различалась. Перед командой «Огонь!» и в том, и в

другом случае наблюдалось увеличение ЧСС, связанное с ожиданием команды. Но если при стрельбе на тренажере ЧСС во время прицеливания и после выстрела возвращалась к исходному уровню, то при стрельбе с использованием боевого патрона такого не происходило. Более того, уже до команды «Огонь!» ЧСС при стрельбе боевыми патронами была достоверно выше, чем при стрельбе на тренажере. Такое учащение ритма сердца отражает напряжение, связанное с ожиданием воздействия факторов выстрела.



Рисунок 4.9. Средние значения ЧСС у испытуемых на начальных этапах обучения при стрельбе на тренажере «СКАТТ» и с использованием боевых патронов. По оси абсцисс отложены последовательные состояния: 1 – спокойное бодрствование, 2 – до команды «Огонь!», 3 – прицеливание, 4 – после выстрела (Блеер и др., 2006).

Интересно, что в группе опытных стрелков в сходном эксперименте так же наблюдается некоторое увеличение ЧСС при стрельбе по сравнению с ее имитацией, но оно не является статистически значимым. Таким образом, влияние эмоционального фактора уменьшается по мере приобретения стрелкового опыта с применением боевых патронов. Данный факт указывает на необходимость настрела как одного из базовых элементов подготовки военнослужащих и спортсменов, обеспечивающего хорошую адап-

тацию к выстрелу. Кроме того, у стрелков из пистолета настрел обеспечивает преодоление рефлекторного движения руки вперед перед нажатием на спуск.

Изменения ЧСС перед выстрелом. Кроме анализа средних значений ЧСС, интерес представляет и анализ длительности каждого кардиоинтервала в период, предшествующий выстрелу. По длительности одного кардиоинтервала можно рассчитать так называемую «мгновенную ЧСС», выраженную в ударах в минуту. Хотя применение этого термина и не очень корректно с физической точки зрения, он широко используется, по-видимому, ввиду большей привычности и понятности.

Хатфилд и соавторы (Hatfield et al., 1987), исследуя период перед выстрелом у 17 элитных стрелков из винтовки, обнаружили, что в начале периода прицеливания (5 – 2,5 с) наблюдается достоверное учащение ритма сердца, а затем, за 2,5 секунды до выстрела, его замедление.

Анализ ЧСС при стрельбе из лука дал менее однозначные результаты. Так, в своей первой работе Салазар с коллегами (Salazar et al., 1990) выявили только учащение сердцебиений за 3-4 секунды до выстрела. Однако авторы отметили, что при использовании более легкого лука ЧСС во время прицеливания была ниже, чем в состоянии спокойного бодрствования. Через несколько лет те же исследователи опубликовали статью (Landers et al., 1994), в которой им удалось показать снижение ЧСС у лучников перед выстрелом. Сходные данные были получены и другим коллективом, проводившим мониторинг ЧСС во время стрельбы из лука (Robazza et al, 1999).

В исследовании финских ученых (Konttinen, Lyytinen, 1992), в котором принимали участие три элитных спортсмена (винтовка) и три новичка, были показаны достоверные различия между группами испытуемых. У элитных спортсменов было отмечено значимое снижение частоты сокращений сердца перед выстрелом, в то время как у новичков ничего подобного в данный период не наблюдали. Для того, чтобы нивелировать разную реакцию на удержание винтовки у новичков и опытных спортсменов, оружие для уменьшения веса было подвешено на цепочке.

Уменьшение ЧСС у мастеров спорта по мере приближения к моменту выстрела показано и в работе Агаяна (1991). Как правило, у мастеров спорта процесс прицеливания начинался при ЧСС 100-110 ударов в минуту и завершался при ЧСС 50-60 ударов в минуту. У новичков данная тенденция не была выявлена. Интересно, что снижение ЧСС было показано и у игроков в гольф перед ударом (Molander, Backman, 1989; Boutcher, Zinsser, 1990), причем перед лучшими ударами снижение ЧСС было выражено больше.

Подробный анализ данной проблемы проведен исследователями из Австралии (Tremayne, Barry, 2001). В экспериментах приняли участие 10 опытных спортсменов (master and A-Grade) и 10 испытуемых контрольной группы, которые недавно начали обучаться стрельбе. Испытуемые производили 2 серии по 5 выстрелов из пистолета в мишень на расстоянии 25 метров. Регистрировали результат выстрела (10 – лучший выстрел, 9 и ниже – плохой выстрел), проводимость кожи (КГР) и частоту сокращений сердца.

В состоянии спокойного бодрствования средние значения ЧСС не отличались в двух группах. Во время стрельбы опытные стрелки демонстрировали увеличение ЧСС примерно на 4 удара в минуту (рисунок 4.10), которое продолжалось от 15-ой до 10-ой секунды перед выстрелом. Далее следовало равномерное снижение ЧСС, вплоть до момента выстрела. После этого следовало резкое увеличение ЧСС. И снижение ЧСС перед выстрелом, и увеличение после выстрела были статистически достоверны. У новичков снижения ЧСС перед выстрелом не наблюдали. Тенденция к увеличению ЧСС после выстрела не была достоверной в этой группе.

Для опытных стрелков были отдельно усреднены данные по лучшим и худшим выстрелам (рисунок 4.11). Оказалось, что средняя ЧСС перед лучшими выстрелами (91.8) была несколько ниже, чем перед остальными (94.15). Снижение ЧСС перед лучшими выстрелами начиналось раньше и было более выражено непосредственно перед выстрелом. За 5 секунд перед выстрелом разница в линейном тренде изменения ЧСС достигала достоверных значений, с большим наклоном при лучших выстрелах.

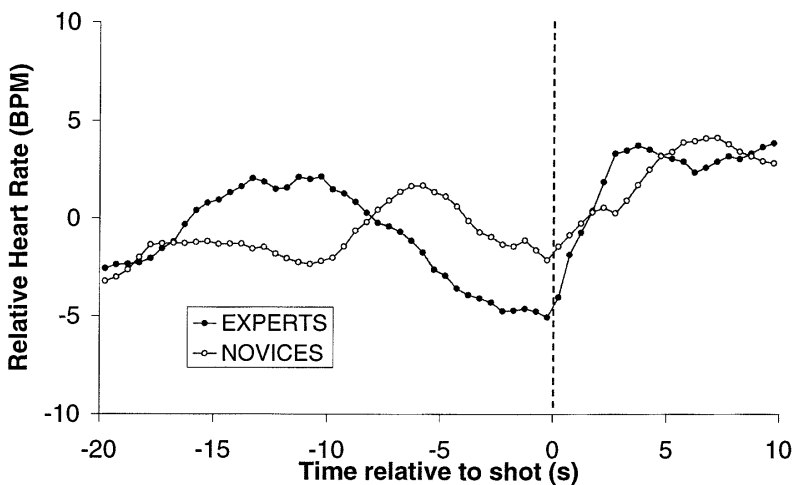


Рисунок 4.10. Относительная средняя ЧСС в период с двадцатой секунды до выстрела по десятую секунду после выстрела (интервалы по 0.5 с) у опытных стрелков (experts) и у начинающих стрелков (novices) (Tremayne, Barry, 2001).

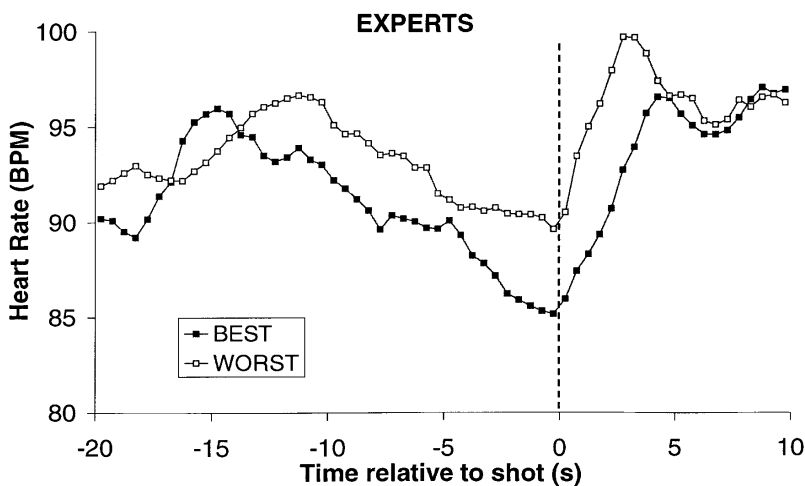


Рисунок 4.11. Профили изменения ЧСС у опытных стрелков перед лучшими (best) и остальными (worst) выстрелами (Tremayne, Barry, 2001).

В исследованиях, проведенных нашей группой (Напалков и др., 2006), отмечена сходная тенденция. При использовании несколько иного принципа Е.И. Евиной были построены кривые динамики ЧСС у опытных стрелков из пистолета (КМС, МС) и у испытуемых контрольной группы. Графики строили следующим образом: для каждого выстрела анализировали 2 состояния – «прицеливание» и «после выстрела». Момент выстрела был опорной точкой, относительно которой откладывали RR-интервалы в положительную сторону (RR-интервалы после выстрела) и в отрицательную сторону (RR-интервалы во время прицеливания). Затем усредняли каждый $\pm n$ -ный относительно нуля интервал с соответствующими ему интервалами по всем выстрелам. Усреднения проводили как для всех испытуемых каждой группы (рисунок 4.12), так и для отдельных испытуемых (рисунок 4.13).

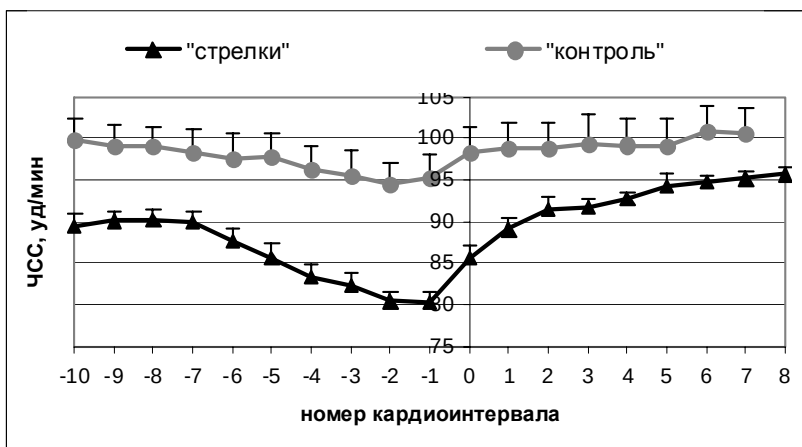


Рисунок 4.12. Динамика ЧСС у испытуемых контрольной группы и опытных стрелков (КМС, МС) в состояниях «прицеливание» и «после выстрела». По оси абсцисс отложены номера кардиоинтервалов. Отрицательные значения соответствуют кардиоинтервалам в период до выстрела, положительные – после выстрела, точка «0» соответствует выстрелу. По оси ординат отложены значения мгновенной ЧСС.

При сравнении ЧСС в состояниях «прицеливание» и «после выстрела» было выявлено достоверное снижение ЧСС при прицелива-

нии у стрелков (t -test, $p < 0.05$), и небольшое снижение ЧСС у испытуемых контрольной группы (рисунок 4.12). Следует обратить внимание и на различия в динамике: у испытуемых контрольной группы снижение ЧСС начинается задолго до выстрела и нарастает постепенно, в то время как у стрелков ЧСС снижается ближе к моменту выстрела, причем снижение происходит более резко. Примечательно, что в среднем снижение ЧСС у опытных стрелков происходило на 10 ударов в минуту, а у начинающих – только на 5 ударов в минуту.

При интерпретации полученных данных можно рассматривать влияние трех факторов: во-первых, величина кардиоинтервала меняется в зависимости от фазы дыхательного цикла; во-вторых, на частоту сердечных сокращений оказывает влияние мышечное напряжение; в-третьих, показано (Lacey, Lacey, 1974), что при привлечении внимания к внешним сенсорным стимулам ЧСС снижается.

Первое из возможных объяснений заключается в том, что ЧСС у спортсменов уменьшается из-за правильной задержки дыхания. Давно известно, что на вдохе величина кардиоинтервала уменьшается, а на выдохе – увеличивается. Это явление лежит в основе дыхательной аритмии. Проведенный нами контрольный эксперимент показал, что задержка дыхания приводит к некоторому сокращению ЧСС, но оно не столь выражено, как во время прицеливания. Более того, снижение ЧСС приурочено у опытных спортсменов не к моменту задержки дыхания, а к моменту выстрела.

В этом плане показательны эксперименты Лейси (1967, 1970), в которых использовали парадигму измерения времени реакции. Вначале испытуемый получал предупреждающий стимул, а затем, через фиксированный промежуток времени, исполнительный стимул, в ответ на который он должен был как можно быстрее нажать на кнопку. Перед появлением исполнительного стимула Лейси было отмечено снижение ЧСС, которое не зависело от того, в какую фазу дыхательного цикла подавали стимулы.

Что касается мышечного напряжения, то, вне всякого сомнения, можно утверждать, что оно может влиять на уровень ЧСС перед выстрелом. Именно мышечным напряжением при растягивании

тетивы лука можно объяснить отсутствие снижения ЧСС перед выстрелом у лучников, показанное в некоторых работах (Salazar et al., 1990). В тоже время, при использовании более легкого лука повышение ЧСС, обусловленное мышечными усилиями, перестает маскировать урежение ритма сердца перед выстрелом. В этой связи показательны и эксперименты финской группы ученых, в которых винтовка была подвешена на цепочке, что позволило снизить мышечное напряжение у новичков (Konttinen, Lyytinen, 1992).

Наиболее распространенной гипотезой, объясняющей замедление сердечного ритма перед выстрелом, является предположение о том, что к снижению ЧСС приводит повышение уровня внимания перед выстрелом. Так, Тремейн и Барри (Tremayne, Barry, 2001) рассматривают полученные ими данные с позиции теории Лейси и утверждают, что перед выстрелом для испытуемого характерно повышенное внимание, направленное на внешний стимул (мишень), которое и приводит к снижению ЧСС. Авторы считают, что дополнительный вклад в снижение ЧСС вносит неподвижность стрелка перед выстрелом.

Наличие хорошо выраженной альфа-активности в затылочных и теменных отведениях ЭЭГ перед выстрелом (см. главу 2) позволяет усомниться в том, что причиной снижения ЧСС у опытных стрелков является зрительное внимание, направленное на мишень. Кроме того, странно было бы думать, что начинающие стрелки на мишень не смотрят. Напротив, у новичков наблюдается выраженная депрессия альфа-активности в зрительных областях коры больших полушарий и в областях, связанных со зрительным вниманием. Учитывая электроэнцефалографические данные, можно предположить, что снижение ЧСС связано, скорее, с вниманием, направленным на обработку спуска. Этим можно объяснить и более позднее снижение ЧСС у опытных стрелков по сравнению с испытуемыми контрольной группы.

В качестве иллюстрации данного предположения рассмотрим пример, приведенный на рисунке 4.13. На данном рисунке представлена динамика ЧСС при стрельбе на тренажере «СКАТТ» у трех испытуемых. Один из них является профессиональным стрелком с хорошо сформированным оптимальным для стрельбы функциональ-

ным состоянием (А). Второй испытуемый относится к контрольной группе (Б). Третий испытуемый (В) так же относится к контрольной группе, но прошел начальный этап обучения, направленного на оптимальное распределение внимания в период подготовки к выстрелу (Блеер и др., 2006). При сравнении ЧСС во время прицеливания до и после начального этапа обучения можно отметить, что снижение ЧСС у данного испытуемого прогрессирует, и максимум снижения смещается все ближе к моменту выстрела (рисунок 4.13 В). Это смещение может быть связано с тем, что внимание переводится с прицельных приспособлений пистолета на обработку спуска.

Для окончательного понимания данного вопроса необходимы дальнейшие исследования, предполагающие как моделирование различных ситуаций, сопровождаемых снижением ЧСС, так и комплексные обследования, включающие не только регистрацию ЭКГ, но и регистрацию ЭЭГ с одновременной видеофиксацией действий спортсмена и измерением устойчивости.

Стрельба между ударами сердца. Отдельной темой, до сих пор вызывающей дискуссию, является так называемая стрельба между ударами сердца. Так, Пуллэм и Хейненкрат пишут (1991), что «самая правильная техника стрельбы (из винтовки) заключается в том, чтобы производить выстрел между ударами пульса, когда винтовка неподвижна. Выстрел во время удара пульса может сместить пулю больше чем на габарит, потому что движение винтовки под действием удара пульса, складываясь с силами отдачи, может вызвать такие непредвиденные изменения угла вылета, что они будут значительно превышать перемещение, вызванное самим ударом пульса».

Рекордсмен СССР Куделин А.И. (www.scatt.ru) провел анализ техники стрельбы ведущих российских и зарубежных спортсменов на стрелковом тренажере «СКАТТ» и сделал вывод о том, что добиться высоких результатов в стрельбе лежа и с колена можно, только используя технику нажима пальцем на спуск между ударами сердца. Он отмечает, что при анализе большого количества тренировок стрелков разного уровня, техника нажима пальцем между ударами сердца наблюдается только у спортсменов высокого класса. Как выяснилось, «многие из них даже и не подозревали, что они

нажимают на спуск между ударами сердца. Научились они это делать интуитивно и поэтому стали лучшими».

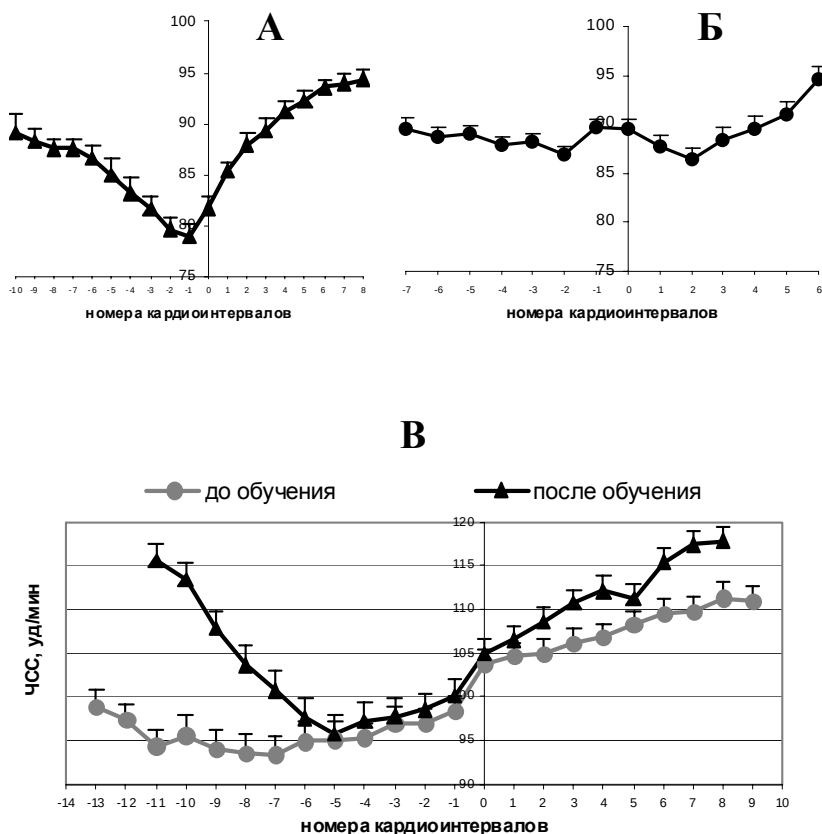


Рисунок 4.13. Динамика ЧСС во время стрельбы из пистолета на стрелковом тренажере «СКАТТ». А – динамика ЧСС у опытного стрелка; Б – у испытуемого контрольной группы; В – у испытуемого контрольной группы до и после обучения правильному распределению внимания. По оси абсцисс отложены номера кардиоинтервалов. Отрицательные значения соответствуют кардиоинтервалам в период до выстрела, точка «0» соответствует выстрелу, положительные – после выстрела, точка «0» соответствует выстрелу. По оси ординат отложены значения мгновенной ЧСС (Напалков и др., 2006).

В своей монографии Агаян (1991) отмечает, что результативный выстрел у многих стрелков производится в строго определенной фазе кардиографического комплекса и носит в какой-то мере индивидуальный характер.

В тоже время, данную точку зрения критикуют некоторые специалисты в области стрелкового спорта (например, В.Н. Саблин), которые обосновывают свое мнение тем, что во время соревнований пульс спортсмена может достигать до 200 ударов в минуту, что делает нереальным выбор нужного временного интервала.

Хелин с коллегами (Helin et al., 1987) одновременно регистрировали электромиограмму поверхностного сгибателя пальцев (*m. flexor digitorum superficialis*), по которой определяли момент нажатия на спуск, и электрокардиограмму. Испытуемыми были шесть чемпионов Финляндии в стрельбе из винтовки и пистолета и три начинающих стрелка. Результаты исследования показали, что чемпионы стреляли только во время диастолы, в то время как начинающие стрелки производили выстрел и во время систолы, и во время диастолы. У новичков результаты стрельбы были выше, когда выстрел совпадал с периодом диастолы.

В другой работе из Финляндии (Konttinen et al., 2003) изучали соотношение момента выстрела с сердечным циклом у 20 «не элитных» стрелков из пневматической винтовки. Исследования показали, что стрелки чаще совершали выстрел в период 10-50% RR-интервала и менее часто в период 50-90% RR-интервала. Результативность стрельбы была на уровне средних результатов или выше среднего, когда выстрел был произведен в начале (0-50%) или в конце (70-90%) RR-интервала. Неоптимальным оказался период от 50% до 70% кардиоинтервала. Примечательно, что длина кардиоинтервала не влияла на отношение результативности и периода выстрела. Данная работа показывает, что успешный выстрел может быть произведен не только в период диастолы, но и в период систолы. Кроме того, авторы сомневаются в том, что дихотомия систола-диастола является удачной для описания процессов, происходящих во время стрельбы.

Сопоставляя момент выстрела и электрокардиограмму необходимо иметь в виду, что ЭКГ отражает возбуждение сердца, но не его

сокращение (рисунок 4.14), и что механическая систола начинается несколько позже, чем электрическая (Бабский, 1966; Folkow, Neil, 1971).

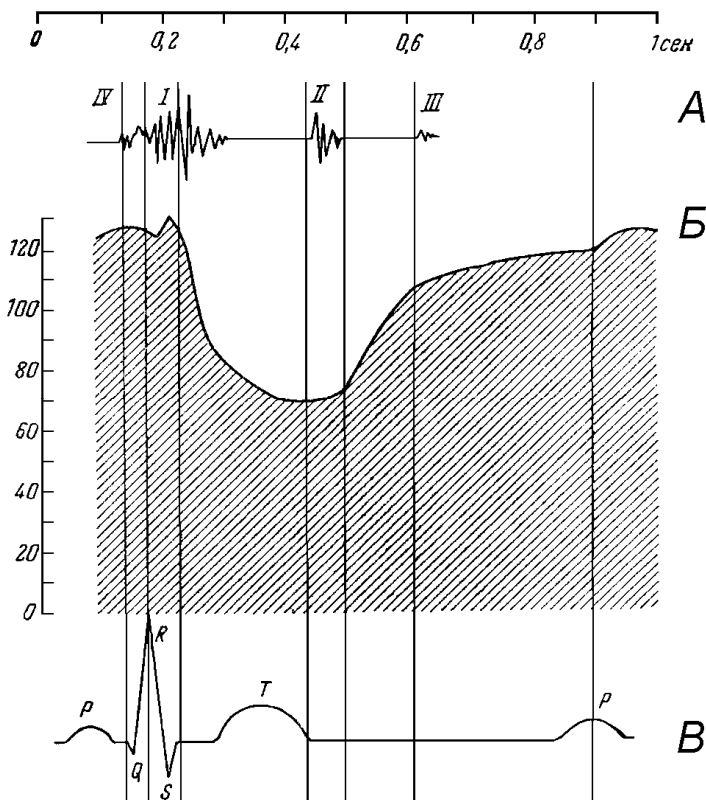


Рисунок 4.14. Схема изменений некоторых параметров во время сердечного цикла. А – фонокардиограмма; Б – изменение объема левого желудочка; В – ЭКГ (по Бабскому, 1966).

Учитывая закономерности перераспределения крови в течение сердечного цикла, следует обратить внимание на период изгнания крови из желудочков. В течение первой фазы этого периода – фазы быстрого изгнания крови – происходит наибольший выброс крови из

желудочков в аорту и легочную артерию. При этом сокращающемуся левому желудочку приходится преодолевать значительное сопротивление току крови в сосудах большого круга кровообращения, что достигается за счет большой мощности его мускулатуры (Бабский, 1966). Вероятно, в течение каждого сердечного цикла именно поступление основной части крови из левого желудочка в аорту и создает колебания в системе «тело стрелка – оружие». Иллюстрацией данного предположения может служить проведенное нами исследование с одновременной регистрацией ЭКГ (R-зубцы), стабิโลграммы и баллистограммы (рисунок 4.15).

Измерение указанных параметров проводили с помощью стабิโลанализатора «Стабилан-01» (ОКБ «Ритм», Таганрог). Стабิโลграмма является отражением изменения положения центра давления испытуемого на опору, а баллистограмма – отражением колебаний силы давления на платформу (веса) во времени.

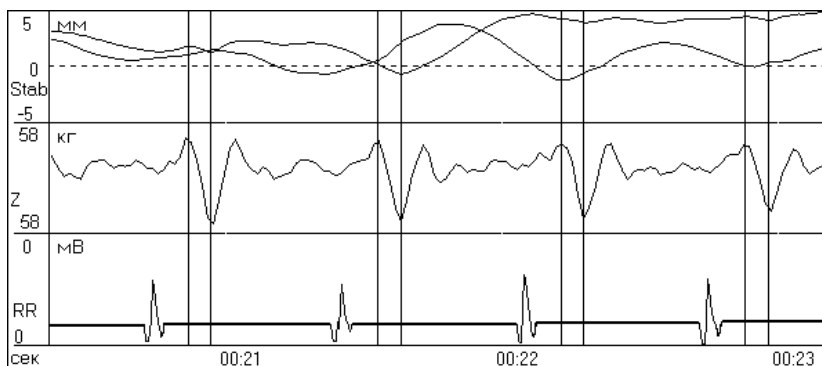


Рисунок 4.15. Запись стабิโลграммы (Stab), баллистограммы (Z) и R-зубцов ЭКГ (RR) испытуемого в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами. Вертикальными линиями отмечен интервал, соответствующий резкому уменьшению сигнала баллистограммы.

В состоянии спокойного бодрствования наблюдаются периодические смещения центра давления и изменения баллистограммы, частота которых совпадает с ЧСС. При этом особый интерес представляет закономерное временное смещение изменений балли-

стограммы относительно R-зубцов ЭКГ. Так, при длине RR-интервала 0.68 секунды максимум баллистограммы сдвинут относительно R-зубца на 0.12 секунды, что соответствует интервалу ST в ЭКГ. Через 0.08 секунды сигнал баллистограммы снижается до минимального уровня, после чего претерпевает обратные изменения. Такое регулярное изменение сигнала баллистограммы соответствует фазе быстрого изгнания крови, которая приходится на интервал ST в электрокардиограмме и создает колебания в системе «тело стрелка – оружие». Таким образом, фазу быстрого изгнания крови следует считать неподходящей для выполнения точного выстрела.

Представляло интерес выяснить, в какие фазы сердечного цикла совершают выстрел стрелки высокой квалификации и испытуемые, не имеющие специальной стрелковой подготовки. Для более детального анализа данных в ЭКГ выделили 5 интервалов: P-PQ, QRS, ST, T и TP (рисунок 4.16), и определили долю выстрелов, совершенных в каждый из них (Напалков и др., 2006). Полученные результаты представлены на рисунке 4.17.

Испытуемые контрольной группы совершают выстрелы в каждый из пяти выделенных интервалов ЭКГ, тогда как у стрелков доля выстрелов, выполненных в течение интервала ST, достоверно ($p < 0.05$) меньше ($7 \pm 5\%$ в группе стрелков и $28 \pm 7\%$ в контрольной группе). Достоверно большее ($p < 0.05$) количество выстрелов опытные стрелки совершают в интервал T ($46 \pm 7\%$ у стрелков и $23 \pm 5\%$ в контрольной группе).

Необходимо отметить, что речь идет о стрельбе из пистолета, при которой колебания, вызванные сокращениями сердца, оказывают относительно небольшое влияние. У двух из четырех обследованных нами стрелков из пистолета высшей квалификации (1 МСМК, 3 ЗМС) было отмечено предпочтение интервалов T и TP для совершения выстрела (рисунок 4.16). Интересно, что сами спортсмены не знали о том, что стреляют «между ударами сердца» и не предпринимали никаких специальных действий для тренировки этой способности. В остальных двух случаях очевидного предпочтения какого-либо интервала сердечного цикла выявлено не было. Примечательно, что для этих двух спортсменов была характерна так называемая «силовая» изготовка, с одной стороны минимизирующая колебания,

вызванные пульсацией, а с другой стороны, сопровождающаяся достаточно высокой ЧСС.

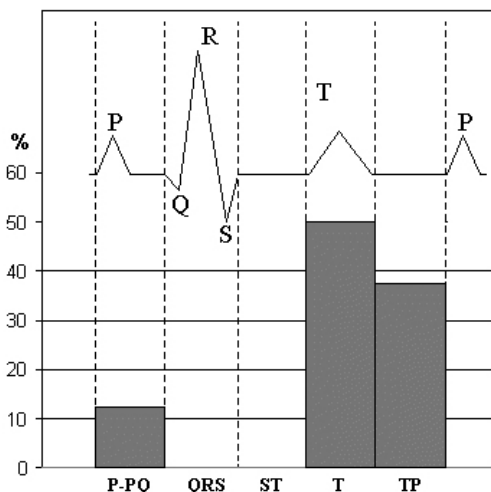


Рисунок 4.16. Доля выстрелов, совершенных в разные интервалы ЭКГ, у мастера спорта международного класса по пулевой стрельбе (пистолет). В верхней части рисунка приведено схематичное изображение ЭКГ с разделением на интервалы: 1 – P-PQ; 2 – QRS; 3 – ST; 4 – T; 5 – TP.

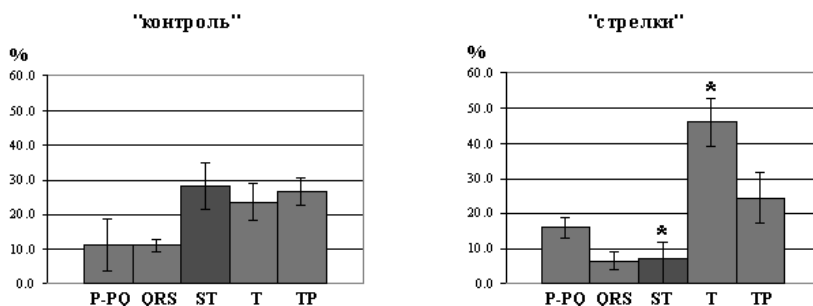


Рисунок 4.17. Доля выстрелов, совершенных в разные интервалы ЭКГ, у испытуемых контрольной группы, не имеющих специальной стрелковой подготовки («контроль»), и у опытных стрелков («стрелки»). * - достоверные различия между группами «контроль» и «стрелки» ($p < 0.05$).

В то же время, результативность стрельбы из винтовки в большей степени зависит от того, в какую фазу сердечного цикла выполняется выстрел. На рисунке 4.18 приведен фрагмент записи стабилограммы и баллистограммы у ЗМС в процессе прицеливания и выполнения выстрела из пневматической винтовки. Опираясь на баллистограмму, можно сделать вывод о том, что испытуемый не выполняет выстрелы в фазу быстрого изгнания крови из желудочков, поскольку момент осуществления выстрела опережает систолу.

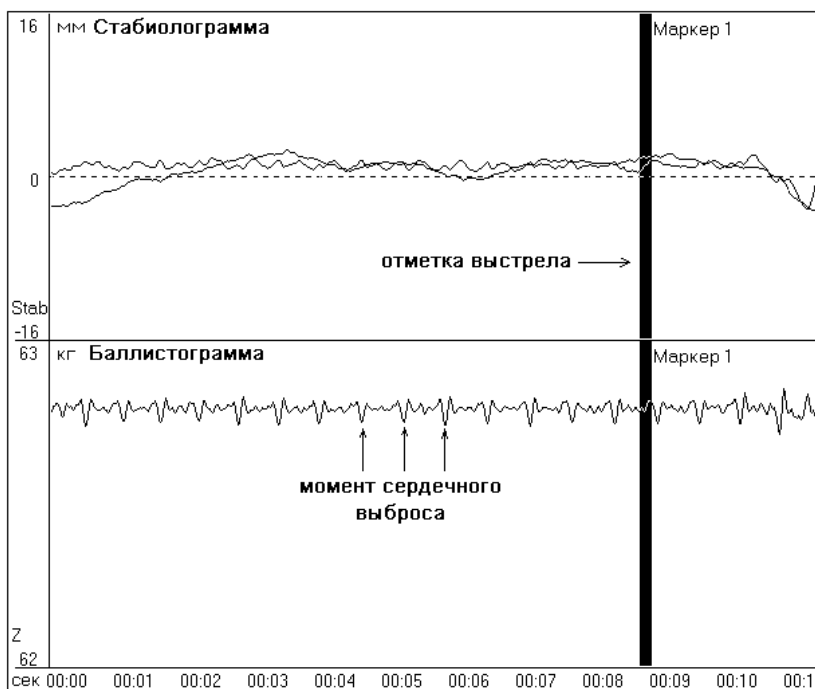


Рисунок 4.18. Запись стабилограммы (Stab) и баллистограммы (Z) у заслуженного мастера спорта в процессе прицеливания и выполнения выстрела из пневматической винтовки.

Приведенные выше исследования показывают, что ряд высококвалифицированных стрелков демонстрирует способность синхронизировать выстрел с определенными фазами сердечного цикла во

время тренировок. В то же время, остается открытым вопрос о том, что происходит во время соревнований, когда спортсмены стреляют при более высоких значениях ЧСС. Возможно, что при высокой частоте сокращений сердца объем сердечного выброса уменьшается и, соответственно, снижаются вызванные им колебания оружия. Детальный анализ происходящего, к сожалению, практически невозможен из-за трудности проведения измерений непосредственно во время соревнований.

Анализ вариабельности ритма сердца и дыхания. Промежуток времени от поднятия оружия до выстрела слишком мал, чтобы рассчитывать индексы, основанные на вариабельности ритма сердца, или проводить спектральный анализ. В то же время, связь вариабельности ритма сердца и дыхания в период, предшествующий выстрелу, может предоставить важную информацию о функциональном состоянии спортсмена.

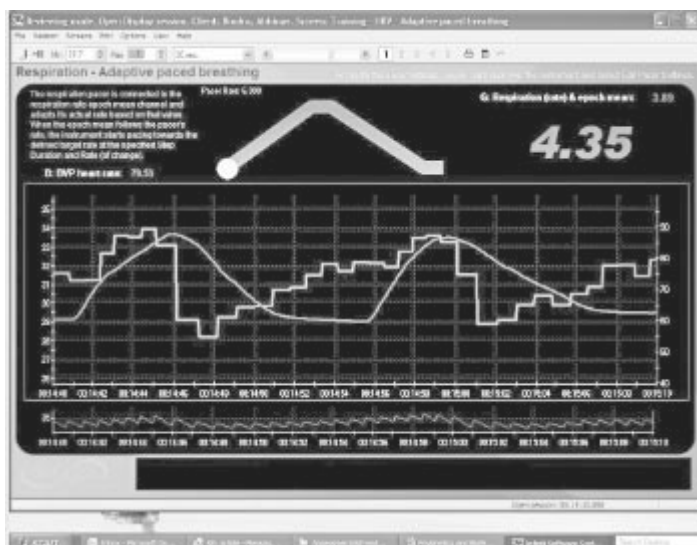


Рисунок 4.19. Окно программы BioGraph 4.0 во время тренировки А. Биндры. В качестве основы для биологической обратной связи используется вариабельность ритма сердца. Частота дыхания – 6 раз в минуту (Harkness, 2009).

Как мы уже упоминали, в спектре variability ритма сердца есть пик, совпадающий с частотой дыхания. Считается, что этот пик отражает респираторную синусовую аритмию. Однако связь дыхания и variability ритма сердца проявляется не только в частоте, но и в фазовых отношениях этих двух процессов: совпадающие по частоте процессы могут совпадать или не совпадать по фазе. В случае совпадения по фазе считается, что ритм сердца оптимально подстроен под частоту дыхания. Несовпадение по фазе отражает менее гармоничное функциональное состояние. Спортивный психолог Т. Хакнесс (Harkness, 2008; 2009), готовивший к Олимпийским играм в Пекине А. Биндру, считает, что несовпадение по фазе сердечного ритма и дыхания является лучшим предиктором плохого выстрела.

Соотношение фаз variability ритма сердца и дыхания можно тренировать с помощью биологической обратной связи (рисунок 4.19).

Регистрируем ЭКГ в процессе стрельбы

Для классической регистрации ЭКГ используют отведения по Эйнтховену. Электроды накладывают на запястья правой и левой руки и на нижнюю часть голени левой ноги (рисунок 4.2). Заземляющий электрод располагают на правой ноге. Такая схема отведений предназначена для регистрации ЭКГ в состоянии спокойного бодрствования. Однако она не применима для регистрации ЭКГ непосредственно во время стрельбы, так как руки стрелка удерживают оружие, а наложение электродов на ноги может стеснять движения спортсмена. В этом случае можно использовать отведения по Небу (рисунок 4.20), которые часто применяют в клинике при проведении велоэргометрической и других функциональных электрокардиографических проб с физической нагрузкой.

При записи ЭКГ в отведениях по Небу электроды помещают на грудную клетку: электрод для правой руки – во втором межреберье у правого края грудины (1), электрод для левой руки – в точку находящуюся на уровне верхушечного толчка по левой задней подмышечной линии (2), электрод для левой ноги – на область верхушечного толчка (3). Если вы собираетесь регистрировать ЭКГ

только в одном отведении, то два электрода (1, 2) можно использовать как регистрирующие и один (3) – как заземляющий.

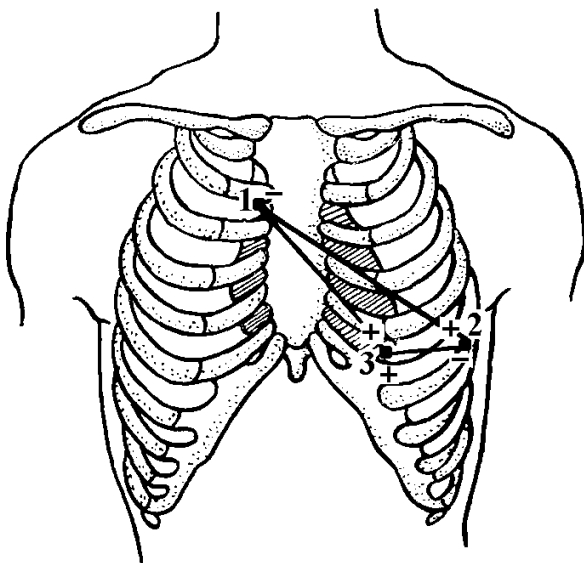


Рисунок 4.20. Схематическое изображение отведений по Небу. Точками с цифрами показаны места наложения электродов, знаками «+» и «-» обозначена полярность осей отведений.

В том случае, когда в ЭКГ нужно выделять только R-зубцы, электроды можно накладывать достаточно произвольно, исходя из удобства регистрации. Например, при стрельбе лежа электроды, поставленные по Небу, будут причинять неудобство стрелку. В этом случае их лучше расположить аналогичным образом на спине так, чтобы регистрирующие электроды находились вдоль продольной оси сердца.

Рассмотрим на конкретном примере, как провести одновременную регистрацию ЭКГ и отметки выстрела. Сначала загрузите программу «Неокортекс». Нажмите кнопку **Запись**, расположенную в левом верхнем углу окна. В появившемся диалоговом окне выберите

папку, в которую будет записан файл с ЭКГ, нажав кнопку **Задать** (рисунок 4.21 (1)). Выберите имеющуюся папку или создайте новую, зайдите в нее и нажмите **Сохранить**.

Следующим шагом будет установка канала для отметчика выстрела. Для этого в разделе **Общие фильтры** (2) выставьте значения ФВЧ = 15, ФНЧ = 300, ЗагрФ = 50. В разделе **Новое отведение** выберите **Монополяр** (3). Далее в меню **Отведения** нажмите на цифру 1 (4), в поле **Имя** (5) задайте название канала, например, «Выстрел», и нажмите **Добавить в список отведений** (6).

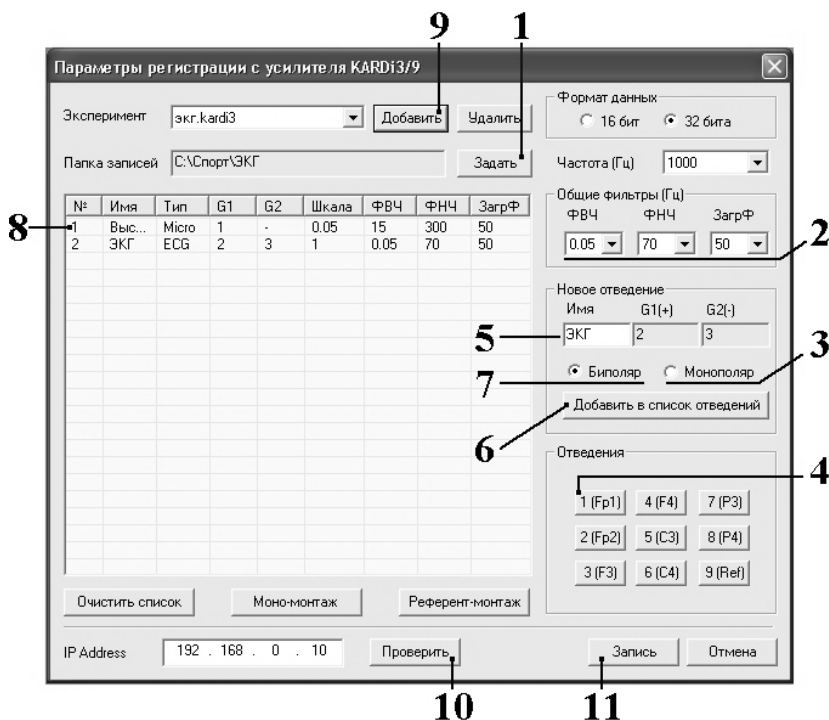


Рисунок 4.21. Создание плана эксперимента для регистрации отметки выстрела и ЭКГ.

Теперь в разделе **Общие фильтры** (2) выберем значения фильтров для регистрации ЭКГ. Здесь многое зависит от того, что мы

хотим зарегистрировать. Если важна правильная форма ЭКГ, например, для того, чтобы определить, в какую фазу сердечного цикла спортсмен совершил выстрел, необходимо выставить значения фильтров ФВЧ = 0.05, ФНЧ = 70, ЗагрФ = 50. Такие фильтры позволят передать форму ЭКГ без искажений, но на записи отразятся артефакты от движений и качания проводов. Если нужны только R-зубцы, можно выставить значения ФВЧ = 2, ФНЧ = 30, ЗагрФ = 50. В этом случае форма ЭКГ будет искажена, но запись будет более «чистой». Пример записи ЭКГ с двумя указанными наборами фильтров представлен на рисунке 4.22.



Рисунок 4.22. Регистрация электрокардиограммы в программе «Неокортекс» во время стрельбы из пневматического пистолета на тренажере «СКАТТ». По первому каналу записана отметка выстрела; по второму – ЭКГ при ФВЧ = 0.05, ФНЧ = 70; по третьему – ЭКГ при ФВЧ = 2, ФНЧ = 30.

Теперь зададим канал ЭКГ. В разделе **Новое отведение** выберите **Биполяр** (рисунок 4.21 (7)) и в меню **Отведения** нажмите последовательно цифры 2 и 3. Это означает, что регистрируемый сигнал

будет сформирован путем вычитания потенциалов от двух электродов (2 - 3). Далее в поле **Имя (5)** введите название канала – ЭКГ, и нажмите **Добавить в список отведений (6)**.

Для двух заданных каналов (Выстрел и ЭКГ) необходимо указать тип отведения и масштаб отображения (шкалу). Дважды щелкните левой кнопкой мыши по строке 1-го канала **(8)**. В появившемся диалоге настроек **Свойства отведения** установите **Тип** отведения для отметчика выстрела, выбрав из списка «Micro». Введите значение **Шкалы** – 0.05 и нажмите **ОК**. Для канала ЭКГ задайте тип «ECG», выбрав его из списка. Установите значение шкалы, равное 1.

Вы можете сохранить созданный план эксперимента для последующего использования. Для этого нажмите кнопку **Добавить (9)**, в появившемся диалоговом окне введите имя плана, например «ЭКГ», и нажмите **Продолжить**.

После выбора параметров и создания плана, можно перейти к установке электродов и регистрации ЭКГ. Начните с подготовки прибора к работе. Переведите переключатель канала 1 адаптера КЗ-А1 в нижнее положение, а переключатели каналов 2 и 3 – в верхнее положение. Закрепите КАРДиЗ-9 на поясе спортсмена с помощью крепежного ремня (рисунки 1.8 – 1.11).

Определите места для наложения кардиографических электродов и протрите поверхность кожи спиртом. Для регистрации ЭКГ удобно использовать одноразовые самоклеящиеся электроды F 2000 фирмы Fiab (рисунок 1.2) или их аналоги. Подключите к ним соединительные кабели, снимите защитную пленку и приклейте на подготовленные места. Воткните разъемы кабелей в гнезда адаптера КЗ-А1. Разъем, подключенный к электроду 1 (рисунок 4.20), – в гнездо 2; разъем, подключенный к электроду 2, – в гнездо 3, разъем, подключенный к заземляющему электроду, в гнездо GND. Закрепите провода за одежду стрелка так, чтобы они не качались и не мешали спортсмену. Вставьте (до щелчка) разъем отметчика выстрела в гнездо Аух 1 адаптера КЗ-А1.

Включите КАРДиЗ-9. Проверьте связь прибора с компьютером нажав кнопку **Проверить (рисунок 4.21 (10))**. После установления беспроводной связи между прибором и компьютером нажмите кнопку **Запись (рисунок 4.21 (11))**, введите имя записываемого файла и

фамилию спортсмена, а затем нажмите **Сохранить**. Появится окно, в котором будут отображаться регистрируемые сигналы (рисунок 4.22). Для начала отображения показателей нажмите на кнопку ► (1) в левом верхнем углу окна. Если ЭКГ на экране перевернута, поменяйте местами разъемы регистрирующих электродов или нажмите кнопку **Ориентация (P/N)** на панели управления (2). Проверьте работу отметчика выстрела, хлопнув в ладоши.

Подберите масштаб записи так, чтобы все сигналы были хорошо видны, но не выходили за пределы своего канала (не накладывались на соседние каналы). Это можно сделать, изменяя значения амплитудной шкалы в верхней части окна (3). Подберите удобную временную шкалу (4). В качестве ориентира можно привести значения 50 мкВ/мм и 60 мм/сек.

Когда вы убедитесь в том, что качество записи регистрируемых параметров вас устраивает, можно начать запись данных на диск, нажав на кнопку с изображением дискеты (5). Нажав на эту же кнопку еще раз, вы можете остановить запись. Если вы нажмете на кнопку с дискетой снова, запись продолжится в тот же файл. По окончании эксперимента нажмите на кнопку ■ (6).

В режиме отображения сигналов можно проводить тренировки с биологической обратной связью. Для этого нажмите на кнопку **NF** в левой части экрана (7). Появится диалоговое окно **БОС Контроль**. В этом окне поставьте галочку напротив **Канал #1** и в раскрывающемся списке **Электрод** выберите ЭКГ. В разделе **Параметры** выберите **Кол-во ударов**. Исходя из индивидуальных особенностей испытуемого, задайте коридор оптимальных значений ЧСС и поставьте галочки напротив **Звук #1** и **Звук #2**. Можно использовать и другой вариант – поставить галочку напротив **Звук #2** и задать только верхний порог значений ЧСС. Нажмите кнопку **Старт**, расположенную в правом верхнем углу окна.

Для просмотра и анализа записанных файлов воспользуйтесь пунктом главного меню **Анализ**. Выберите папку, в которую была произведена запись ЭКГ, и записанный вами файл. Когда файл загрузится, можно приступить к обработке ЭКГ. Для того чтобы определить, в какую фазу сердечного цикла спортсмен совершил

выстрел, наведите курсор на отметку выстрела и сопоставьте его с определенным интервалом в ЭКГ.

Провести расчет ЧСС и других показателей можно двумя способами. Если вы собираетесь обрабатывать ЭКГ вручную, наведите курсор на первый интересующий вас R-зубец. Затем, удерживая правую кнопку мыши, доведите курсор до следующего R-зубца. Выпишите значение длительности R-R интервала из окошка рядом с курсором. Для автоматической обработки ЭКГ и расчета показателей variability ритма сердца нажмите на кнопку с изображением часов (8), расположенную на панели в левой части окна, и выберите в появившемся меню (рисунок 4.23) необходимый вид анализа.

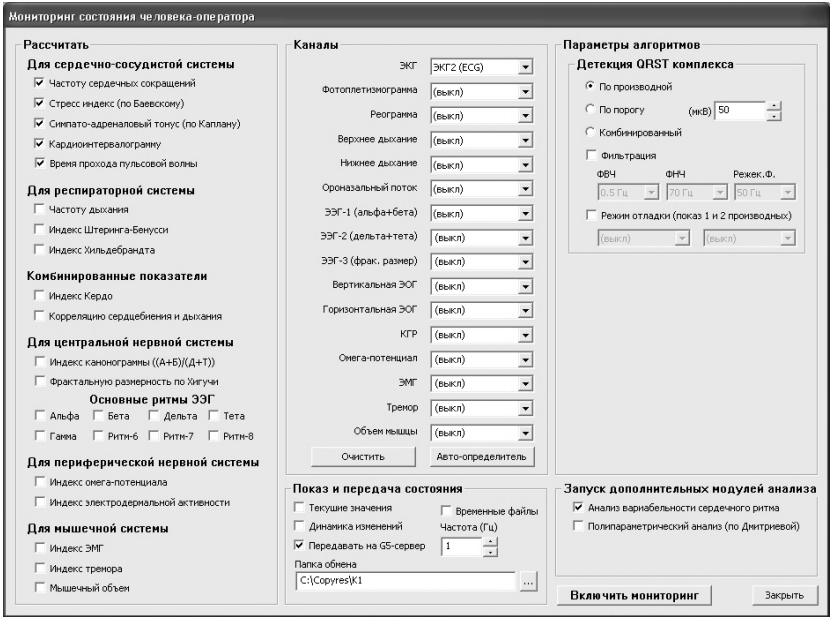


Рисунок 4.23. Меню программы «Неокортекс» для автоматической обработки ЭКГ и других электрофизиологических сигналов.

ГЛАВА 5

РЕГИСТРАЦИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ И УСКОРЕНИЯ ДВИЖЕНИЯ

*Ты думаешь, что моя реакция и сила здесь,
в этом мире, зависят от мускулов?
Я даже воздухом не дышу...
Морфеус, к/ф «Матрица»*

Из курса физиологии

Скелетные мышцы образованы поперечнополосатой мышечной тканью и состоят из поперечнополосатых мышечных волокон, собранных в пучки (рисунок 5.1). Между пучками волокон расположены кровеносные сосуды и нервы. Каждое мышечное волокно содержит множество тончайших нитей, способных к сокращению, – миофибрилл. В свою очередь, миофибриллы состоят из тысяч последовательно соединенных саркомеров, образованных белками двух видов – актином и миозином.

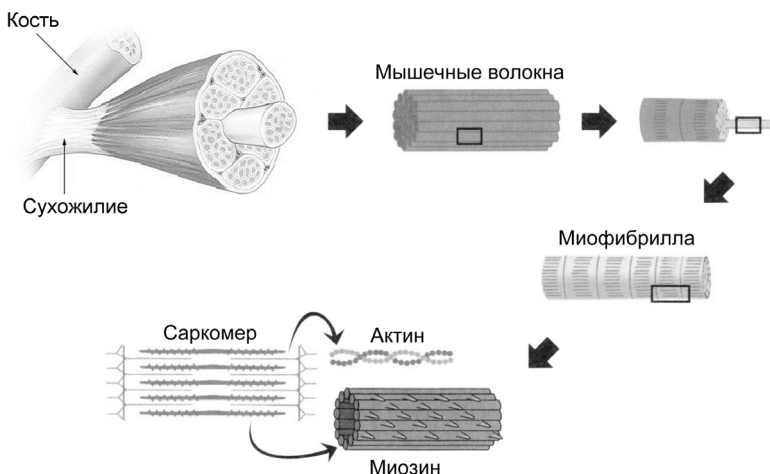


Рисунок 5.1. Строение скелетной мышцы.

Поперечнополосатые мышцы могут сокращаться рефлекторно и произвольно. Их сокращение происходит под влиянием нервных импульсов, приходящих из моторных центров спинного и головного мозга. Под контролем спинного мозга осуществляются наиболее простые двигательные рефлексы (рисунок 5.2); сложные двигательные рефлексы, такие как ходьба, бег требуют обязательного участия головного мозга. Команды к произвольному сокращению приходят из моторных зон коры больших полушарий головного мозга (рисунок 2.2 Б).

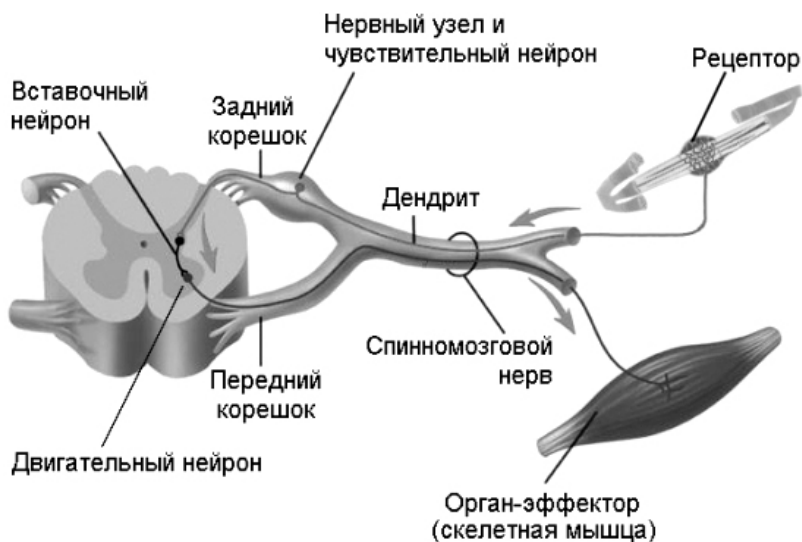


Рисунок 5.2. Рефлекторный принцип сокращения скелетных мышц.

Сигналы из центральной нервной системы поступают к мышцам по эфферентным нервным волокнам. Подойдя к мышце, аксон мотонейрона разветвляется, образуя синаптические контакты с мышечными волокнами (нервно-мышечный синапс). При этом один мотонейрон может иннервировать одновременно несколько мышечных волокон. Вместе они образуют двигательную единицу (рисунок 5.3). Число волокон в двигательной единице зависит от типа мышцы. Мышцы, обеспечивающие тонкие движения, например глазодвига-

тельные мышцы, могут иметь в каждой единице от 2 до 10 мышечных волокон. Двигательные единицы мышц, осуществляющих более грубую регулировку при поддержании позы, имеют на несколько порядков больше волокон. Например, в икроножной мышце одна двигательная единица включает до 1000 мышечных волокон.

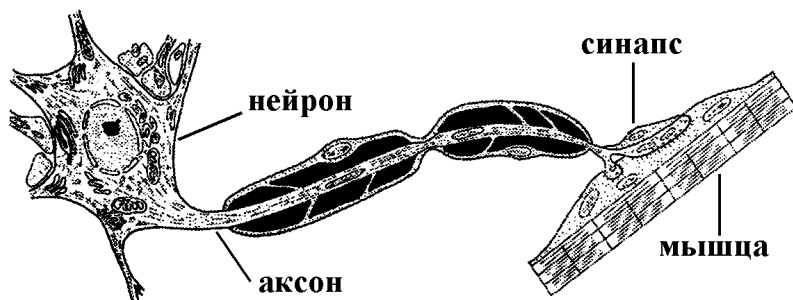


Рисунок 5.3. Двигательная единица (Shade, 1976).

Импульсы, приходящие по мотонейронам, вызывают в мышечных волокнах возбуждение, проявляющееся в их сокращении. Характер сокращения мышцы зависит от количества одновременно сокращенных волокон (чем их больше, тем больше сила сокращения) и от частоты раздражения, приходящего по мотонейронам. Обычно импульсы рассредоточены во времени, так что плавное движение получается в результате разновременного сокращения двигательных единиц. В некоторых ситуациях и при ряде заболеваний двигательные единицы начинают работать почти синхронно, что приводит к тремору или подергиваниям (Хэссет, 1981).

Выделяют два основных типа тремора – физиологический и патологический. И физиологический, и патологический тремор являются сложными процессами, вовлекающими как центральные, так и периферические механизмы. Центральные механизмы связаны с синхронными разрядами групп нейронов ЦНС – генераторов тремора, или «водителей ритма». В случае преобладания периферического механизма источником ритмической активности являются осцилля-

ции в периферических дугах сенсомоторных рефлексов. Обычно эти механизмы взаимодействуют, причем роль запускающего фактора может играть любой из них (Голубев, Магомедова, 2006).

Частота физиологического тремора рук варьирует от 8 до 12 Гц. Она зависит, кроме прочего, от биомеханических свойств мышц и суставов конечности. Чем крупнее сустав, тем ниже частота. Например, в локтевом суставе частота физиологического тремора составляет 3-5 Гц, в метакарпофаланговых – 17-30 Гц, частота окулярного тремора – около 35-40 Гц. Однако физиологический тремор зависит не только от механических свойств конечности; большую роль в его возникновении, помимо периферических факторов, играет 8-12-герцевый центральный компонент.

Усиленный физиологический тремор имеет большую амплитуду, но ту же частоту, что и простой физиологический. Он является тремором действия и возникает при состояниях, приводящих к возбуждению периферических β -адренорецепторов, – чаще всего это стрессовые ситуации.

Патологический тремор возникает при различных заболеваниях. Он виден невооруженным глазом и имеет ряд клинических и электрофизиологических особенностей, отличающих его от физиологического тремора. Примерами заболеваний, при которых наблюдается патологический тремор, являются дрожательная форма болезни Паркинсона и эссенциальный тремор.

Техника регистрации электромиограммы

Электромиограмма (ЭМГ) – это запись колебаний потенциалов возникающих в области нервно-мышечных соединений и в мышечных волокнах при поступлении к ним импульсов от мотонейронов. Фактически, это запись потенциалов действия, которые заставляют мышцу сокращаться. ЭМГ регистрируют как поверхностно, так и с помощью игольчатых электродов, вводимых в мышцу. По понятным причинам, мы остановимся только на технике регистрации поверхностной ЭМГ, которая отражает сумму разрядов двигательных единиц, вызывающих сокращение мышцы. Поскольку ЭМГ регистрируют с поверхности кожи, разряды единиц, располагаю-

щихся на разной глубине, могут ослабляться в неодинаковой степени. Тем не менее, общий уровень электрической активности хорошо соответствует общей величине развиваемого мышечного напряжения.

Диапазон амплитуд электромиографического сигнала лежит в широких пределах: от единиц микровольт до нескольких десятков милливольт. Частота следования сигналов колеблется в пределах от 0.5 Гц до нескольких сотен герц.

Для регистрации поверхностной ЭМГ электроды накладывают над двигательными точками мышц (рисунок 5.4). Эти точки определяют по специальным атласам или ставят электроды в месте максимальной выпуклости мышцы при ее наибольшем произвольном сокращении. В местах наложения электродов кожу предварительно протирают спиртом.

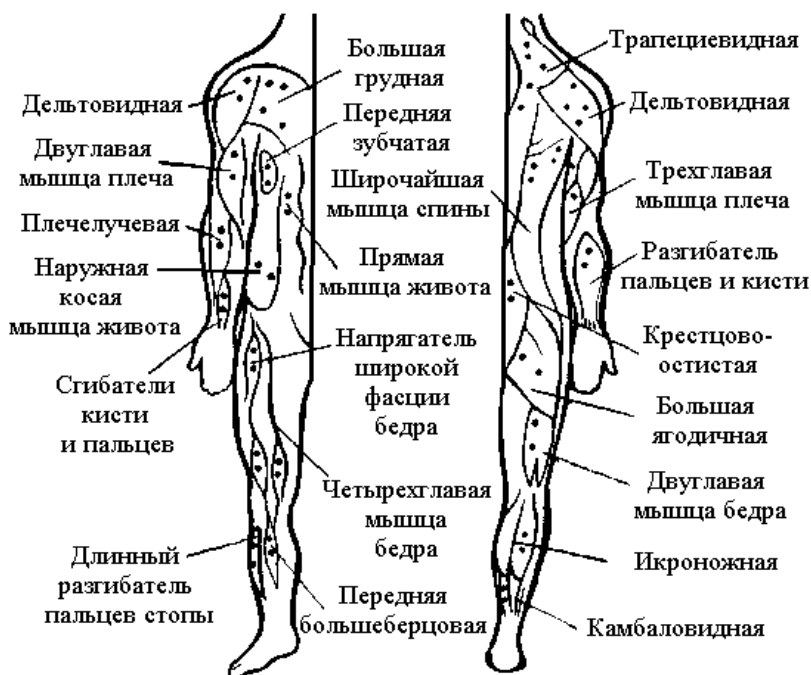


Рисунок 5.4. Двигательные точки основных мышц человека.

Как правило, для регистрации поверхностной ЭМГ используют биполярное отведение с расстоянием между регистрирующими электродами около 20 мм. В этом случае один электрод ставят непосредственно над двигательной точкой мышцы, а второй на 2 см дистальнее. Можно использовать и монополярное отведение, при котором один электрод ставят над двигательной точкой мышцы, а второй – над ее сухожилием или на какой-нибудь отдаленной точке (мочка уха, грудина). Считается, что биполярное отведение дает более точную информацию о работе конкретной мышцы, так как при монополярном отведении на сигнал может накладываться электрическая активность других мышц.

Во время покоя на ЭМГ отражаются низкоамплитудные колебания частотой около 100 Гц, отражающие тоническое напряжение мускулатуры. При готовности к движению, мысленном его выполнении, при эмоциональном напряжении и других ситуациях, не сопровождающихся видимыми движениями, тоническая ЭМГ возрастает как по амплитуде, так и по частоте. Например, чтение «про себя» сопровождается увеличением амплитуды ЭМГ мышц нижней губы, причем, чем сложнее текст, тем более выражена амплитуда ЭМГ. Анализ ЭМГ позволяет выявить усиление активности поверхностных сгибателей правой руки при мысленном письме у правшей (Юсевич, 1958).

Произвольные движения сопровождаются значительным увеличением амплитуды ЭМГ задействованных мышц. Амплитуда и частота ЭМГ, прежде всего, определяется количеством возбужденных двигательных единиц, а также степенью синхронизации их возбуждения. Амплитуда ЭМГ нарастает градуально. Это связано с тем, что сначала активируются двигательные единицы, обладающие большей возбудимостью, а затем, активируются и другие двигательные единицы (Александров, 1998).

Применение регистрации ЭМГ и ускорения движения в стрелковом спорте

Применение электромиографии в стрелковом спорте в основном связано с выбором оптимальной изготoвки и способа удержания

оружия (рисунок 5.5). Например, при удержании пистолета Макарова мышцы сгибатели пальцев (кроме указательного и большого пальца) должны создать достаточное напряжение для фиксации суставов кисти. Вместе с тем, чрезмерно плотный хват и излишнее напряжение мышц могут стать причиной тремора и неконтролируемых колебаний оружия. Дополнительную сложность сверхсильный хват создает для тонкой мышечной чувствительности и сложнокоординированной работы указательного пальца при нажиме на спусковой крючок. Также совершенно недопустим чрезмерно слабый хват рукоятки, поскольку при таком хвате невозможно преодолеть указательным пальцем довольно большое натяжение спуска без смещения пистолета (Блеер и др., 2006).

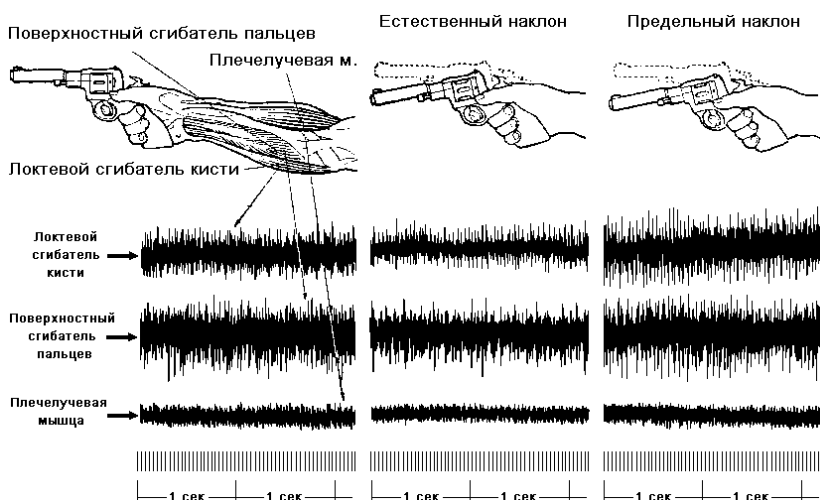


Рисунок 5.5. Электромиограмма работающих мышц предплечья при хвате с различным наклоном кисти вниз (Юрьев, 1962).

Регистрация миограмм позволяет провести тонкий анализ работы задействованных мышц, и выявить оптимальное соотношение их напряжений (например, Лукунина, 1998). Начиная с 1984 года, подробный анализ биомеханических показателей проводится в Корейской команде лучников. На основе полученных данных К. Ли была

предложена новая техника стрельбы из лука, которая оказалась продуктивной. Впоследствии, уже в Австралии, было проведено сравнение миограмм, которое позволило точно проанализировать напряжение мышц при использовании традиционной техники и техники, предложенной К. Ли (Lee, de Bondt, 2005).

Необходимо отметить, что в стрелковом спорте важно не только то, какие мышцы напряжены, но и то, какие мышцы расслаблены. Например, К. Ли считает, что лицо и шея лучника должны быть полностью расслаблены в течение выстрела, чему способствует улыбка и сознательное расслабление части мышц шеи на этапе подготовки (Lee, de Bondt, 2005). При стрельбе из пистолета можно контролировать степень напряжения мышц руки, не удерживающей оружие. Данные мышцы у подавляющего большинства начинающих стрелков неоправданно напряжены, что создает предпосылки для увеличения колебаний системы «тело стрелка - оружие», увеличения тремора и преждевременного утомления.

Электромиографическая методика позволяет выявить «ненужное» напряжение мышц, которое сам спортсмен может не осознавать. Кроме того, на базе КАРДиЗ-9 легко реализовать тренажер с биологической обратной связью, позволяющий контролировать произвольное напряжение той или иной мышцы. При увеличении напряжения выше установленного порога будет раздаваться звуковой сигнал. Миографический тренинг с биологической обратной связью можно использовать и для снятия общего напряжения спортсмена.

Измерение ускорения движения производят с помощью акселерометрических датчиков. Их можно помещать как на различные части тела спортсмена, так и на оружие. Полиграф КАРДиЗ-9 позволяет использовать до 4-х трехосевых акселерометрических датчиков AxSens. Каждый из датчиков позволяет выполнять измерения либо по одной выбранной оси, либо суммарно по трем осям.

С помощью акселерометрических датчиков можно измерять тремор конечности, удерживающей оружие, качание оружия и корпуса стрелка при стрельбе в движении, что актуально в основном во время динамической стрельбы по правилам IPCS и стрельбы по движущимся мишеням. Кроме того, представляет интерес измерение

ускорения движения конечности, удерживающей оружие при стационарном положении спортсмена. Так, для стрельбы из пистолета целесообразно помещение 3-х осевого акселерометра на правую руку во время выполнения упражнений МП-8, МП-7, МП-5, РП-5. В некоторых случаях представляет интерес закрепление датчика на голове испытуемого для контроля отсутствия движений во время стрельбы.

В стендовой стрельбе и спортинге представляет интерес одновременная регистрация сигналов от двух акселерометрических датчиков, один из которых помещен на левую руку, удерживающую цевье оружия, а другой закреплен на поясе спортсмена. Особый интерес представляет использование двух и более акселерометров в случае практической стрельбы.

Для контроля и уменьшения амплитуды колебаний оружия во время стрельбы в движении можно использовать тренажер с биологической обратной связью.

Регистрируем электромиограмму в процессе стрельбы

Используя усилитель КАРДиЗ-9, вы можете записать от 1 до 6 каналов ЭМГ. Ниже приведен пример, в котором мы будем регистрировать только 3 отведения (ЭМГ глубокого сгибателя пальцев правой руки, дельтовидной мышцы и верхней порции трапецевидной мышцы). Для этого нам потребуются самоклеющиеся одноразовые электроды (F 2000, F 3010 фирмы Fiab или их аналоги) и соединительные кабели с кнопочным соединением.

Начнем с создания плана эксперимента в программе «Неокортекс». Для этого нажмите кнопку **Запись**, расположенную в левом верхнем углу окна. В появившемся диалоговом окне выберите папку, в которую будет записан файл с ЭМГ, нажав кнопку **Задать** (рис. 5.6 (1)). Выберите имеющуюся папку или создайте новую, зайдите в нее и нажмите **Сохранить**.

Следующим шагом будет установка каналов для регистрации ЭМГ. Для этого в разделе **Общие фильтры** (2) выставьте значения ФВЧ = 2, ФНЧ = 300, ЗагрФ = 50. В разделе **Новое отведение** выберите **Монополяр** (3). Далее в меню **Отведения** нажмите на цифру 5

(4), в поле **Имя** (5) задайте название канала, например, «ЭМГ1», и нажмите **Добавить в список отведений** (6). Аналогичным образом, нажимая в меню **Отведения** на цифры 6 и 7, добавьте еще 2 канала миограммы.

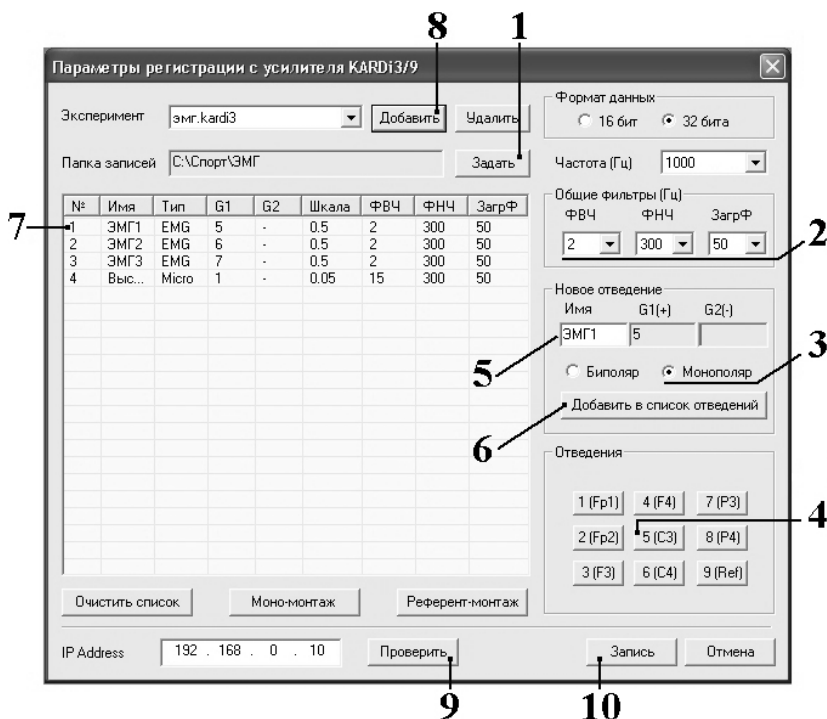


Рисунок 5.6. Создание плана эксперимента для регистрации отметки выстрела и ЭМГ.

Если в ЭМГ необходимо будет определить момент совершения выстрелов, установите еще один канал для отметчика выстрела. Сначала в разделе **Общие фильтры** (2) выставьте значения ФВЧ = 15, ФНЧ = 300, ЗагрФ = 50. В разделе **Новое отведение** выберите **Монополяр** (3). Затем в меню **Отведения** нажмите на цифру 1, в поле **Имя** (5) задайте название канала, например, «Выстрел», и нажмите **Добавить в список отведений** (6).

Для четырех заданных каналов (ЭМГ1, ЭМГ2, ЭМГ3 и Выстрел,) необходимо указать тип отведения и задать шкалу. Дважды щелкните левой кнопкой мыши по строке 1-го канала (7). В появившемся диалоге настроек **Свойства отведения** для миографических каналов установите **Тип** отведения, выбрав из списка «EMG». Введите значение **Шкалы** – 0.5 и нажмите **ОК**. Для отметчика выстрела задайте тип «Miso» и установите значение шкалы, равное 0.05.

Вы можете сохранить созданный план эксперимента для последующего использования. Для этого нажмите кнопку **Добавить (8)**, в появившемся диалоговом окне введите имя плана, например «эмг», и нажмите **Продолжить**.

После выбора параметров и создания плана, можно перейти к установке электродов и регистрации ЭМГ. Начните с подготовки прибора к работе. Переведите переключатели каналов 1, 5, 6 и 7 адаптера КЗ-А1 в нижнее положение. Закрепите КАРДиЗ-9 на поясе спортсмена с помощью крепежного ремня (рисунки 1.8 – 1.11).

Определите места для наложения миографических электродов (рисунок 5.4) и протрите поверхность кожи спиртом. Подключите к электродам соединительные кабели, снимите защитную пленку и приклейте на подготовленные места. Не забудьте поставить заземляющий электрод. Воткните разъемы кабелей в гнезда адаптера КЗ-А1. Разъемы, подключенные к миографическим электродам, – парно в гнезда 5 и Dif 5, 6 и Dif 6, 7 и Dif 7. Разъем, подключенный к заземляющему электроду, в гнездо GND. Закрепите провода за одежду стрелка так, чтобы они не качались и не мешали спортсмену. Вставьте (до щелчка) разъем отметчика выстрела в гнездо Aux 1 адаптера КЗ-А1. Закрепите отметчик за ремень прибора или положите его в карман одежды испытуемого.

Включите КАРДиЗ-9. Проверьте связь прибора с компьютером нажав кнопку **Проверить** (рисунок 5.6 (9)). После установления беспроводной связи между прибором и компьютером нажмите кнопку **Запись (10)**, введите имя записываемого файла и фамилию спортсмена, а затем нажмите **Сохранить**. Появится окно, в котором будут отображаться регистрируемые сигналы (рисунок 5.7). Для начала отображения показателей нажмите на кнопку ► (1) в левом верхнем углу окна. Попросите испытуемого поднять руку и убедитесь, что

сигналы ЭМГ увеличились по амплитуде. Если вы используете от-метчик выстрела, проверьте его работу, хлопнув в ладоши.

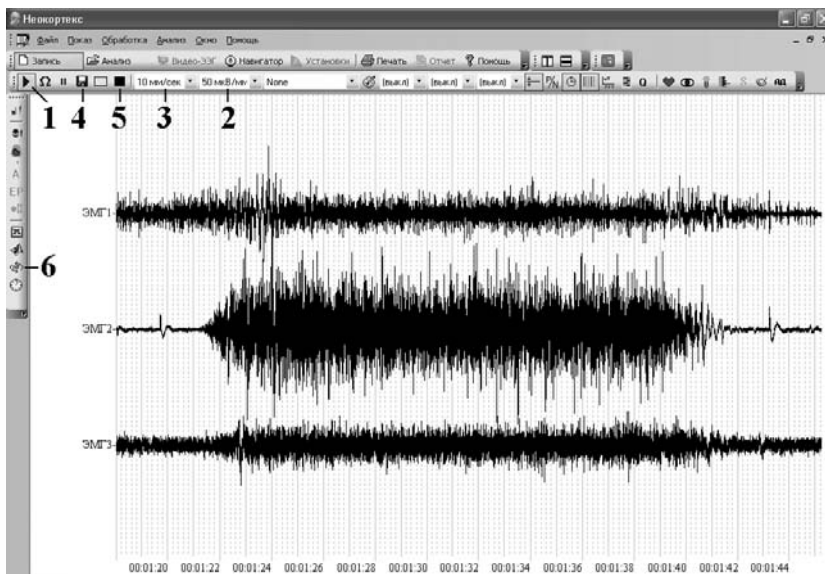


Рисунок 5.7. Регистрация электромиограммы в программе «Неокортекс» во время подъема и опускания руки, удерживающей пистолет. По первому каналу записана ЭМГ глубокого сгибателя пальцев правой руки (*flexor digitorum profundus*); по второму каналу – ЭМГ дельтовидной мышцы правой руки (*m. deltoideus*); по третьему каналу – ЭМГ верхней порции трапециевидной мышцы справа (*m. trapezius*).

Подберите масштаб записи так, чтобы все сигналы были хорошо видны, но не выходили за пределы своего канала (не накладывались на соседние каналы). Это можно сделать, изменяя значения амплитудной шкалы в верхней части окна (2). Подберите удобную временную шкалу (3). В качестве ориентира можно привести значения 50 мкВ/мм и 10 мм/сек.

Когда вы убедитесь в том, что качество записи регистрируемых параметров вас устраивает, можно начать запись данных на диск, нажав на кнопку с изображением дискеты (4). Нажав на эту же кнопку еще раз, вы можете остановить запись. Если вы нажмете на кноп-

ку с дискетой снова, запись продолжится в тот же файл. По окончании эксперимента нажмите на кнопку ■ (5).

В режиме отображения сигналов можно проводить тренировки с биологической обратной связью. Для этого нажмите на кнопку **NF** в левой части экрана (6). Появится диалоговое окно **БОС Контроль**. В этом окне поставьте галочку напротив **Канал #1** и в раскрывающемся списке **Электрод** выберите нужное отведение из имеющихся, например, ЭМГЗ. В разделе **Параметры** выберите **Амплитуда** и нажмите кнопку **Старт**, расположенную в правом верхнем углу окна. Исходя из индивидуальных особенностей испытуемого, подберите пороги срабатывания и включите звук, который будет слышен в том случае, когда амплитуда ЭМГ будет выше или ниже заданного порога. Таким образом, можно построить БОС-тренажер, который будет издавать поощряющий звук, если испытуемому удастся поддерживать напряжение мышцы ниже заданного или, наоборот, будет сигнализировать об ошибке, если уровень напряжения будет превышать порог. Более подробно работа с диалоговым окном **БОС Контроль** описана в следующем разделе.

Для просмотра и анализа записанных файлов воспользуйтесь пунктом главного меню **Анализ**. Выберите папку, в которую была произведена запись ЭМГ, и записанный вами файл.

Регистрируем ускорение движения в процессе стрельбы

Используя усилитель КАРДиЗ-9, вы можете подключить от 1 до 4 акселерометрических датчиков AxSens. Ниже приведен пример, в котором мы будем регистрировать сигнал от одного датчика, закрепленного на стволе пневматического пистолета, и отметку выстрела.

Загрузите программу «Неокортекс». Нажмите кнопку **Запись**, расположенную в левом верхнем углу окна. В появившемся диалоговом окне выберите папку, в которую будет записан файл, нажав кнопку **Задать** (рисунок 5.8 (1)). Выберите имеющуюся папку или создайте новую, зайдите в нее и нажмите **Сохранить**.

Теперь установите канал для отметчика выстрела. Для этого в разделе **Общие фильтры** (2) выставьте значения ФВЧ = 15, ФНЧ = 300, ЗагрФ = 50. В разделе **Новое отведение** выберите **Монополяр**

(3). Затем в меню **Отведения** нажмите на цифру 1 (4), в поле **Имя** (5) задайте название канала, например, «Выстрел», и нажмите **Добавить в список отведений** (6).

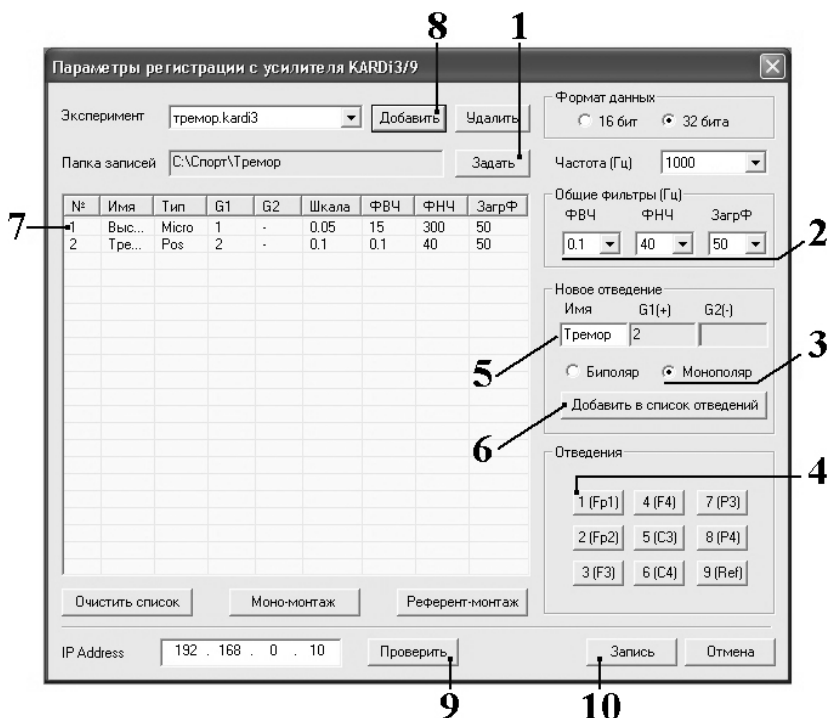


Рисунок 5.8. Создание плана эксперимента для регистрации отметки выстрела и ускорения движения.

Следующим шагом будет установка канала для регистрации ускорения движения датчика, расположенного на пистолете. В разделе **Общие фильтры** (2) выставьте значения ФВЧ = 0.1, ФНЧ = 40, ЗагрФ = 50. В разделе **Новое отведение** выберите **Монопольяр** (3). Далее в меню **Отведения** нажмите на цифру 2, в поле **Имя** (5) задайте название канала, например, «Тремор», и нажмите **Добавить в список отведений** (6).

Для двух заданных каналов (Выстрел и Тремор) необходимо ука-

зать тип отведения и задать шкалу. Дважды щелкните левой кнопкой мыши по строке 1-го канала (7). В появившемся диалоге настроек **Свойства отведения** установите **Тип** отведения для отметчика выстрела, выбрав из списка «Misgo». Введите значение **Шкалы** – 0.05 и нажмите **ОК**. Для канала ускорения движения задайте тип «Pos» и установите значение шкалы, равное 0.1.

Вы можете сохранить созданный план эксперимента для последующего использования. Для этого нажмите кнопку **Добавить (8)**, в появившемся диалоговом окне введите имя плана, например «тренировка», и нажмите **Продолжить**.

Теперь подготовьте прибор к работе. Переведите переключатели каналов 1 и 2 адаптера КЗ-А1 в нижнее положение. Закрепите КАРДиЗ-9 на поясе спортсмена с помощью крепежного ремня (рисунки 1.8 – 1.11). Закрепите отметчик выстрела за ремень прибора или просто положите его в карман одежды испытуемого. Вставьте (до щелчка) разъем отметчика в гнездо канала Aux 1 адаптера КЗ-А1. Отрегулируйте режим работы (выберите одну ось измерения или суммарную регистрацию по трем осям) и чувствительность акселерометрического датчика AxSens с помощью переключателей. Закрепите датчик на стволе оружия (при стрельбе на тренажере и при стрельбе из пневматического пистолета) или на запястье спортсмена, используя фиксирующий ремешок. Вставьте (до щелчка) разъем датчика в гнездо канала Aux 2.

Включите КАРДиЗ-9. Проверьте связь прибора с компьютером нажав кнопку **Проверить** рисунок 5.8 (9)). После установления беспроводной связи между прибором и компьютером нажмите кнопку **Запись (10)**, введите имя записываемого файла и фамилию спортсмена, а затем нажмите **Сохранить**. Появится окно, в котором будут отображаться регистрируемые сигналы (рисунок 5.9). Для начала отображения показателей нажмите на кнопку ► (1) в левом верхнем углу окна. В этом режиме не происходит записи данных на диск, о чем предупреждает надпись *Данные не сохраняются* в центре экрана. Однако в этом режиме удобно поправлять датчики, подбирать значения фильтров, шкалы, масштаб и т.д. Подождите некоторое время, пока не появится сигнал от акселерометрического датчика. Попросите испытуемого поднять руку с пистолетом и убедитесь, что

при подъеме и опускании руки по второму каналу наблюдаются выраженные изменения сигнала. Вы можете отрегулировать полярность этих изменений, нажав кнопку **Ориентация (P/N)** на панели управления (2).

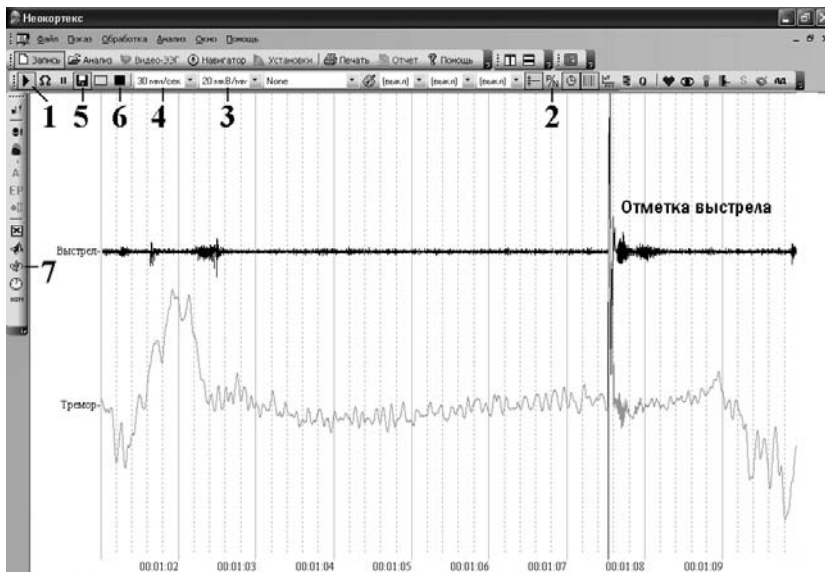


Рисунок 5.9. Регистрация ускорения движения оружия в программе «Неокортекс» во время стрельбы из пневматического пистолета. По первому каналу записана отметка выстрела; по второму – ускорение движения ствола оружия. Параметры работы акселерометрического датчика: суммарно по трем осям измерения при чувствительности S3 (6 G).

Подберите масштаб записи так, чтобы сигнал от акселерометрического датчика был хорошо виден, но не выходил за пределы экрана. Это можно сделать, изменяя значения амплитудной шкалы в верхней части окна (3). Подберите удобную временную шкалу (4). В качестве ориентира можно привести значения 20 мкВ/мм и 30 мм/сек. Проверьте работу отметчика выстрела, хлопнув в ладоши.

Когда вы убедитесь в том, что качество записи регистрируемых параметров вас устраивает, можно начать запись данных на диск,

нажав на кнопку с изображением дискеты (5). Нажав на эту же кнопку еще раз, вы можете остановить запись. Если вы нажмете на кнопку с дискетой снова, запись продолжится в тот же файл. По окончании эксперимента нажмите на кнопку ■ (6).

В режиме отображения сигналов можно проводить тренировки с биологической обратной связью на основе сигнала акселерометрического датчика. Это особенно актуально для снижения амплитуды колебаний оружия при стрельбе в движении. Пример записи сигнала во время такой стрельбы приведен на рисунке 5.10.

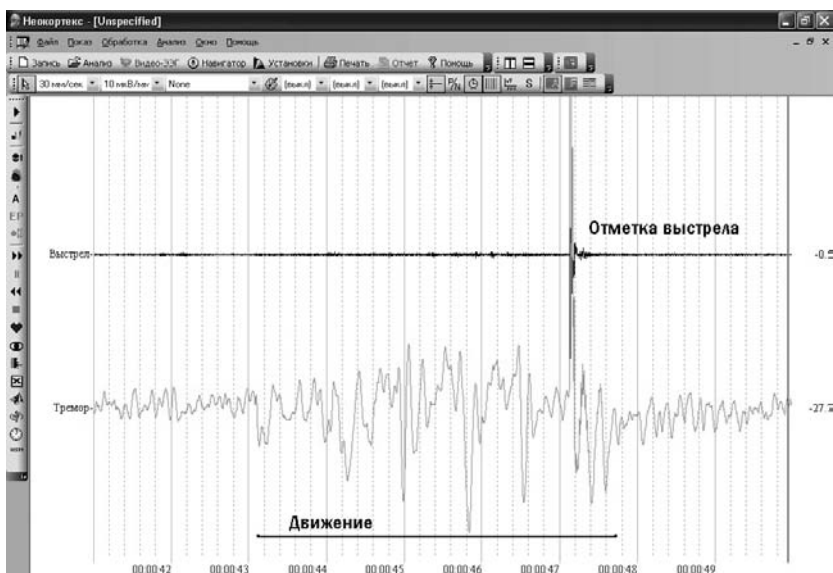


Рисунок 5.10. Запись отметки выстрела и ускорения движения кисти правой руки при стрельбе из пистолета Макарова в движении (двуручный хват). Параметры работы акселерометрического датчика: суммарно по трем осям измерения при чувствительности S3 (6 G).

Для создания тренажера нажмите на кнопку **NF** в левой части экрана (7). Появится диалоговое окно **БОС Контроль** (рисунок 5.11). В этом окне поставьте галочку напротив **Канал #1** (1) и в раскрывающемся списке **Электрод** (2) выберите отведение «Тремор». В

разделе **Параметры** выберите **Амплитуда** (3), а в разделе **Показывать** – **Сигнал** (4). Задайте **Эпоху анализа** (5) и нажмите кнопку **Старт/Стоп**, расположенную в правом верхнем углу окна (6).

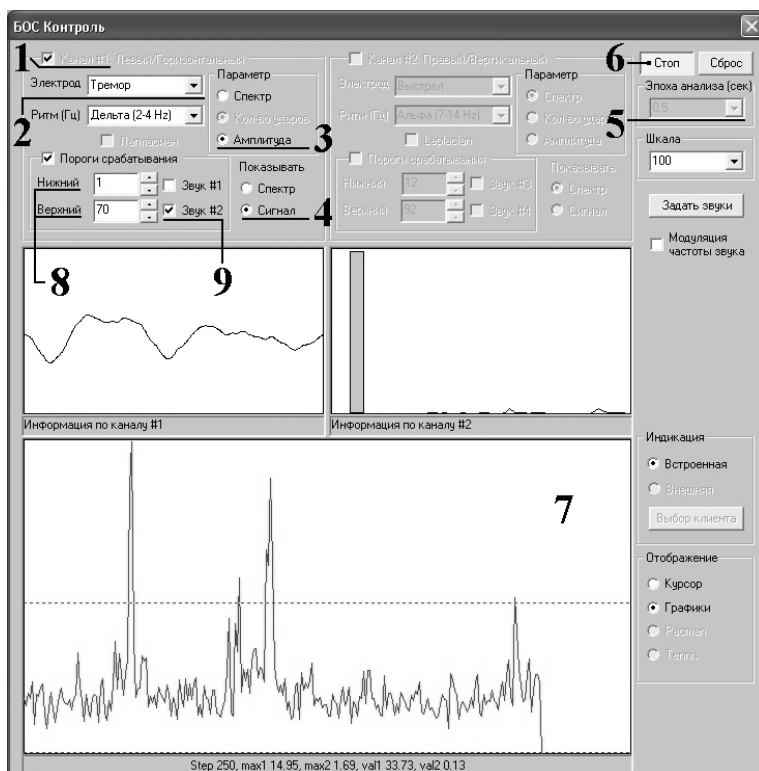


Рисунок 5.11. Окно **БОС Контроль** программы «Неокортекс».

В поле, обозначенном цифрой 7, будет отображаться амплитуда регистрируемого сигнала. Подберите пороги срабатывания тренажера (8) и включите звук (9), который будет слышен только в том случае, когда амплитуда колебаний будет выше или ниже заданного порога. Если вы зададите нижний порог и поставите галочку напротив **Звук #1**, БОС-тренажер будет издавать поощряющий звук, когда испытуемому удастся поддерживать уровень колебаний оружия

ниже заданного. Если же вы зададите верхний порог и поставите галочку напротив **Звук #2**, то БОС-тренажер будет сигнализировать об ошибке, когда уровень колебаний будет превышать пороговое значение.

Для просмотра и анализа записанных файлов воспользуйтесь пунктом главного меню **Анализ**. Выберите папку, в которую была произведена запись и записанный вами файл.

ГЛАВА 6

РЕГИСТРАЦИЯ ДВИЖЕНИЙ ГЛАЗ

*Загляни человеку в зрачки –
и он не сможет спрятаться.
Конфуций*

Из курса физиологии

Строение глаза. Орган зрения – это периферический отдел зрительного анализатора, обеспечивающий восприятие световых раздражений. Помимо глазного яблока орган зрения включает также ряд вспомогательных структур (брови, веки, ресницы, слезные железы, глазодвигательные мышцы).

Глазное яблоко состоит из ядра, покрытого тремя оболочками: наружной – фиброзной, средней – сосудистой и внутренней – сетчаткой (рисунок 6.1). Наружная оболочка поддерживает определенную форму глаза. Она подразделяется на задний отдел – склеру (или белочную оболочку), и прозрачный передний – роговицу. Под склерой расположена сосудистая оболочка, богатая кровеносными сосудами. На внутренней поверхности сосудистой оболочки лежит тонкий слой черного пигмента. Этот пигмент поглощает световые лучи, не давая им отражаться назад и рассеиваться внутри глаза.

В передней части глазного яблока сосудистая оболочка продолжается в радужку, расположенную между роговицей и хрусталиком. Радужка содержит пигмент, количество которого определяет цвет глаз. В центре радужки имеется отверстие – зрачок. Зрачок регулирует поступление внутрь глаза лучей света, рефлекторно сужаясь или расширяясь за счет мышц радужной оболочки. За зрачком расположен прозрачный хрусталик, имеющий форму двояковыпуклой линзы. Хрусталик окружен ресничной мышцей, при помощи которой он изменяет свою кривизну. Это позволяет нам воспринимать предметы, находящиеся на разном расстоянии.

Между роговицей и радужкой есть полость – передняя камера глаза, между радужкой и хрусталиком – задняя камера глаза. Обе

камеры заполнены жидкостью. Пространство за хрусталиком заполнено стекловидным телом, которое представляет собой прозрачное межклеточное вещество желеобразной консистенции. Стекловидное тело обеспечивает поддержание формы глаза и внутриглазного давления.

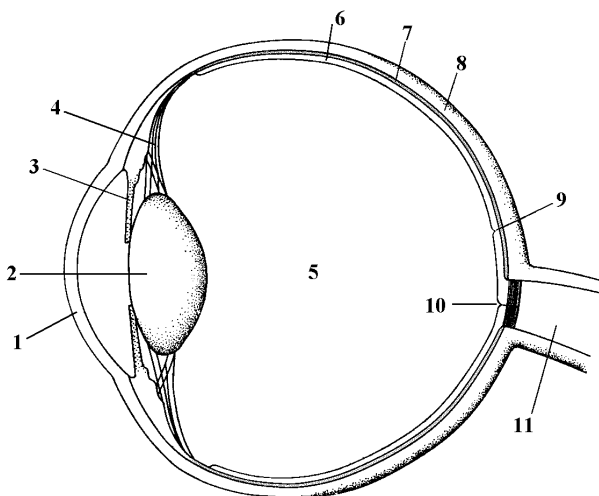


Рисунок 6.1. Строение глазного яблока. 1 – роговица, 2 – хрусталик, 3 – радужка, 4 – связки, удерживающие хрусталик, 5 – стекловидное тело, 6 – сетчатка, 7 – сосудистая оболочка, 8 – склера, 9 – центральная ямка, 10 – слепое пятно, 11 – зрительный нерв.

Роговица, жидкость, заполняющая переднюю и заднюю камеры глаза, хрусталик и стекловидное тело относятся к оптической (преломляющей) системе глаза. Световые лучи, проникающие внутрь глазного яблока, последовательно проходят через зрачок, хрусталик и стекловидное тело. Благодаря изменению кривизны хрусталика лучи света сходятся в фокус на сетчатке, где формируется уменьшенное перевернутое изображение предметов.

Внутренняя светочувствительная оболочка глазного яблока – сетчатка – на всем протяжении прилежит к сосудистой оболочке. Сетчатка состоит из нескольких слоев нервных клеток. Первый слой

непосредственно прилегает к пигментному слою сосудистой оболочки и содержит зрительные рецепторы: палочки и колбочки. Палочки, значительно более многочисленные, чем колбочки, ответственны за наше зрение при слабом свете. Колбочки не реагируют на слабый свет, но они ответственны за способность видеть тонкие детали и за цветовое зрение. Сетчатка содержит своего рода мозаику из трех типов колбочек, воспринимающих синюю, зеленую и красную части спектра. Если хотя бы один из видов колбочек отсутствует, происходит нарушение цветового зрения (дальтонизм).

Палочки и колбочки распределены по сетчатке неравномерно. В самом центре, прямо напротив зрачка, находятся только колбочки. Эту зону диаметром не более полмиллиметра называют центральной ямкой (fovea). В области fovea способность нашего зрения различать тонкие детали максимальна. Поскольку размер центральной ямки очень маленький, рассматриваемые объекты редко попадают в эту область в полном размере. Чтобы хорошо их рассмотреть, глазное яблоко постоянно перемещается при помощи глазодвигательных мышц. При этом направление взгляда изменяется, и изображение наблюдаемого предмета последовательно попадает на центральную ямку.

В сетчатке энергия проникающих в глаз световых лучей преобразуется в нервные импульсы, которые по зрительному нерву передаются в головной мозг. Место выхода зрительного нерва на сетчатке лишено рецепторов и называется слепым пятном. По зрительному нерву нервные импульсы поступают в средний мозг и таламус, а затем передаются в зрительную зону коры больших полушарий, расположенную в затылочной области. Именно здесь полученная информация оформляется в зрительное ощущение. Кроме того, зрительная зона коры больших полушарий обеспечивает восприятие предметов в их естественном (неперевернутом) положении.

Движение глаза осуществляется за счет шести глазодвигательных мышц: четырех прямых и двух косых. Эти мышцы составляют три антагонистических пары: (1) верхняя и нижняя прямые мышцы; (2) внутренняя и наружная прямые мышцы; (3) верхняя и нижняя косые мышцы. Одним концом глазодвигательные мышцы прикреплены к стенке глазницы, а другим – к глазному яблоку.

В зависимости от характера выполняемых движений и функций, у человека выделяют несколько типов движений глаз:

1. Циклоторсионные движения сопровождают наклон головы вбок и представляют собой вращательные движения глаз во фронтальной плоскости.
2. Вергентные движения приводят к изменению угла между зрительными осями при рассматривании разноудаленных предметов. Если точка фиксации расположена вблизи, то происходит конвергенция – сведение зрительных осей. Дивергенция – расхождение зрительных осей – сопровождает перевод взгляда с ближнего предмета на дальний.
3. Непроизвольные движения глаз (дрейф, тремор и микросаккады) требуются для того, чтобы изображение, попадающее на сетчатку, постоянно обновлялось. Если этого не происходит, как, например, в случае принудительной фиксации изображения объекта на сетчатке, то восприятие объекта пропадает уже спустя 1-3 с.
4. Отдельный тип составляют содружественные движения глаз, которые характеризуются сохранением параллельности зрительных осей в процессе рассматривания. К этому типу движений относятся прослеживающие и саккадические. Прослеживающие движения сопровождают движущиеся в поле зрения объекты, удерживая изображение этих предметов в области центральной ямки. Саккадические движения глаз – это быстрые скачкообразные движения глазных яблок, с помощью которых меняются точки фиксации взора. Рассматривая детали зрительных объектов, мы постоянно сканируем зрительное пространство с помощью саккад. В среднем за 1 секунду глаз совершает 2-3 саккады, разделяемые периодами фиксации на рассматриваемых объектах.

Методы регистрации движений глаз

В настоящее время для регистрации движений глаз применяют электромагнитные, оптические и электроокулографические методы. Применение каждого из этих методов определяется объектом исследования, постановкой задачи, требуемой точностью измерений и средствами, имеющимися в распоряжении исследователя.

В основе электромагнитного метода регистрации движения глаз лежит явление электромагнитной индукции. Согласно закону Фарадея в замкнутом проводнике, помещенном в переменное магнитное поле, наводится ЭДС, пропорциональная скорости изменения магнитного потока, проходящего через поверхность, ограниченную этим проводником. При использовании электромагнитного метода исследуемый объект помещают в переменное магнитное поле. В качестве замкнутого проводника используют виток, вмонтированный в мягкие контактные линзы и жестко связанный с глазом. Таким образом, виток является датчиком углового положения глаза, поскольку, зная значение ЭДС, наводимое в витке, можно определить его положение по отношению к источнику электромагнитного поля, т.е. координату глаза. В экспериментах с животными виток имплантируют в ткани глазного яблока.

В основе оптических методов лежит анализ отраженного от поверхности глазного яблока света (обычно для этой цели применяют свет в инфракрасном диапазоне). Регистрацию отраженного луча производят фото- или видеодатчиками. В качестве примера рассмотрим комплекс для видеорегистрации движений глаз, представленный на рисунке 6.2. Данный комплекс включает инфракрасную подсветку, черно-белую видеокамеру, чувствительную в инфракрасном спектральном диапазоне, и стандартное устройство для видеозахвата. Камеру закрепляют на специальном шлеме, на расстоянии 5 см от глаза, и проводят видеорегистрацию. После этого, используя специальное программное обеспечение, из изображения всего глаза можно выделить зрачок, определить его размер (площадь) и рассчитать траекторию движения глаза.

Электроокулографический метод регистрации движений глаз является наиболее распространенным. Физической основой этого метода является разность потенциалов, существующая между роговицей (заряжена положительно) и сетчаткой глаза (заряжена отрицательно) – корнео-ретиальный потенциал.

Глазное яблоко можно представить как электрический диполь, ось которого приблизительно совпадает с оптической осью глаза. Оно находится в проводящей среде (тканях головы) и создает вокруг себя электрическое поле, которое движется в проводящей среде



Рисунок 6.2. Общий вид комплекса для видеорегистрации движений глаз и измерения площади зрачка.

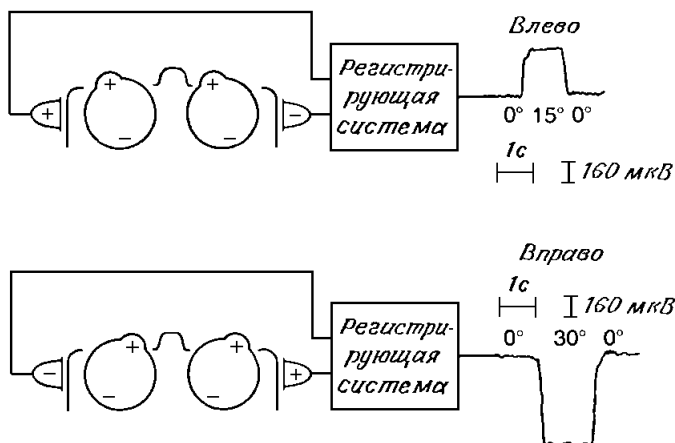


Рисунок 6.3. Физическая основа электроокулограммы (Хэссет, 1981).

вместе с глазом. Если расположить электроды на поверхности кожи вблизи глазных впадин вдоль предполагаемого движения глаза, то с их помощью можно зарегистрировать изменения постоянного потенциала, пропорциональные величине отклонения глаза от центрального положения. Полярность потенциала будет зависеть от направления движения глаза (рисунок 6.3).

Для регистрации горизонтальной и вертикальной составляющих движений глаз в электроокулографии используются разные способы расположения электродов. Существуют варианты методики позволяющие осуществлять как монокулярную, так и бинокулярную регистрацию. В большинстве случаев лучше использовать бинокулярную электроокулографическую запись и регистрировать содружественные движения обоих глаз (рисунки 6.3 и 6.4). При бинокулярной записи горизонтальных движений глаз (или горизонтальной составляющей) электроды помещают у наружных углов глаз, при регистрации вертикальных движений глаз (или вертикальной составляющей) – над бровью и под нижним веком (см. фотографию на обложке). Разные способы расположения электродов для монокулярной и бинокулярной регистрации электроокулограммы (ЭОГ) представлены на рисунке 6.4.

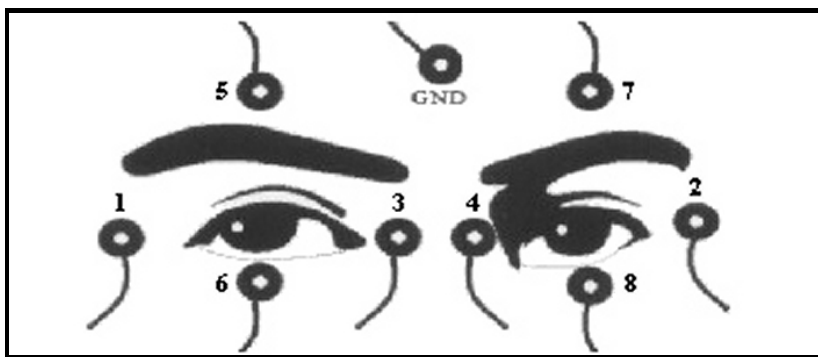


Рисунок 6.4. Способы наложения электродов для регистрации электроокулограммы. 1-2 – бинокулярная запись горизонтальных движений глаз; 1-3 и 2-4 – монокулярная запись горизонтальных движений правого и левого глаза; 5-6 и 7-8 – монокулярная запись вертикальных движений правого и левого глаза; объединенные 5-7 и объединенные 6-8 – бинокулярная запись вертикальных движений глаз. GND – заземляющий электрод.

Движения глаз у стрелков (экспериментальные данные)

Глаз человека устроен так, что не может одновременно отчетливо видеть предметы, находящиеся от него на разном удалении. Поэтому вполне очевидно, что при прицеливании четко сфокусированным может быть один из трех объектов: или мушка, или прорезь прицела, или мишень. Согласно рекомендациям, приведенным в учебнике под редакцией Корха (1987), глаз стрелка должен быть сфокусирован так, чтобы наиболее четко (но не совершенно четко) была видна мушка, менее четко – целик с прорезью и еще менее четко – мишень. Эта относительная четкость должна сохраняться при стрельбе из любого пистолета по любой мишени. Изменение приведенной градации четкости – одна из основных ошибок в прицеливании.

Еще одна ошибка, встречающаяся у начинающих стрелков, заключается в том, что во время прицеливания происходит попеременное перемещение взора с прицельных приспособлений на мишень и обратно. Как отмечает Юрьев (1962), некоторые стрелки во время прицеливания при стрельбе из винтовки по несколько раз «перебегают» взглядом с мушки на прорезь, а затем на мишень, пока не совместят все три точки на одной прямой. Во-первых, это приводит к быстрому утомлению мышечного аппарата глаза, поскольку такая переброска взгляда сопровождается постоянным изменением кривизны хрусталика. Во-вторых, при таком способе прицеливания стрелку очень трудно вести скоростную стрельбу, когда он ограничен временем. То же относится и к стрельбе стоя, когда спортсмен не имеет возможности уделять много внимания выравниванию и уточнению положения мушки в прорези (Юрьев, 1962).

Как показали наши исследования, данная ошибка редко осознается неопытным стрелком и незаметна для тренера. Особенно актуальным представляется выявление и коррекция неправильной фокусировки взгляда при прицеливании у более опытных спортсменов. На рисунке 6.5 приведена электрокулографическая запись движений глаз во время прицеливания у мастера спорта по пулевой стрельбе. Начиная с момента подъема руки, удерживающей оружие, в электроокулограмме данного спортсмена появляются регулярные

изменения потенциала, отражающие перевод взгляда с прицельных приспособлений пистолета на мишень. Учитывая простоту электроокулографического метода, такие ошибки могут быть своевременно выявлены тренером и исправлены.

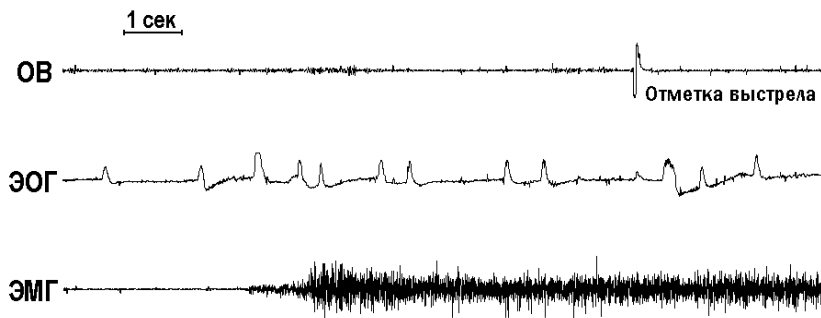


Рисунок 6.5. Перевод взгляда с прицельных приспособлений на мишень во время прицеливания. ОВ – канал отметки выстрела; ЭОГ – канал электроокулограммы (вертикальная составляющая); ЭМГ – канал электромиограммы дельтовидной мышцы правой руки.

Еще одним из маркеров неправильной фокусировки взгляда при прицеливании является изменение диаметра зрачка. Неодинаковые условия освещенности на огневом рубеже и у мишени приводят к рефлекторным изменениям размера зрачка в случае перемещения взгляда с прицельных приспособлений на мишень. На рисунке 6.6 представлена кривая, отражающая изменение площади зрачка во время прицеливания в тире 25 метров у испытуемого контрольной группы, не имеющего опыта в стрельбе. В данном случае хорошо видны резкие изменения площади зрачка, обусловленные переводом взгляда с прицельных приспособлений пистолета на мишень и обратно.

Следует обратить внимание на то, что размер зрачка во время прицеливания может являться одним из маркеров зрительного внимания, а также активности симпатической и парасимпатической системы. Как известно, диаметр зрачка регулируется двумя мышца-

ми – сфинктером зрачка и его дилатором. Циркулярная мышца (сфинктер зрачка) иннервируется парасимпатическими волокнами глазодвигательного нерва, а мышца, расширяющая зрачок, – симпатическими волокнами. В соответствии с этим, расширение зрачка в процессе прицеливания у испытуемого можно рассматривать как усиление влияния симпатической системы. Однако в настоящее время признается наличие не только подкоркового симпатического зрачкового центра, но и коркового, находящегося в передних отделах лобной доли. Поэтому привлечение зрительного внимания к прицельным приспособлениям так же может сопровождаться увеличением диаметра зрачка (рисунок 6.7).



Рисунок 6.6. Динамика изменения площади зрачка во время прицеливания у испытуемого контрольной группы. По оси абсцисс отложено время в секундах, по оси ординат – площадь зрачка в относительных единицах. Пересечение оси абсцисс с осью ординат (0) соответствует выстрелу.

Хотя наиболее точные результаты о перемещении взора во время прицеливания можно получить с помощью метода видеоокулографии, проводить видеорегистрацию движений глаз непосредственно во время стрельбы довольно сложно. Комплекс для видеорегистрации закрепляется на голове стрелка, а видеокамера расположена рядом с глазом, что, естественно, мешает стрельбе. Те же конструктивные особенности ограничивают применение данного метода в стендовой стрельбе и при стрельбе из винтовки. Возможно, именно

по этим причинам многие исследования с участием стрелков были выполнены в условиях лаборатории. В таких экспериментах спортсменам предлагали пройти ряд тестов, моделирующих отдельные элементы прицеливания.

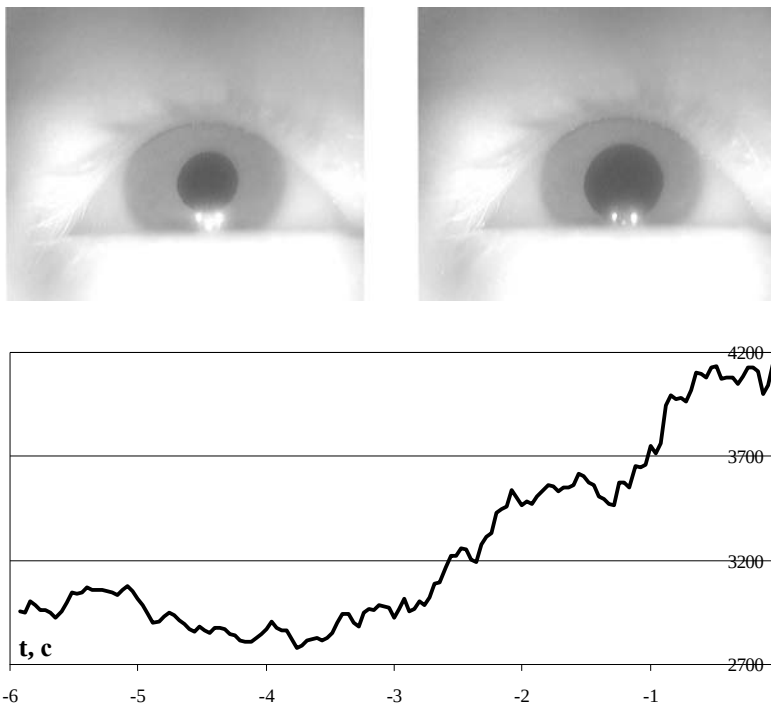


Рисунок 6.7. Изображение глаза за 6 секунд (слева) и за 0.5 секунды (справа) до выстрела и соответствующая этому динамика изменения площади зрачка во время прицеливания. По оси абсцисс отложено время в секундах, по оси ординат – площадь зрачка в относительных единицах. Пересечение оси абсцисс с осью ординат соответствует выстрелу.

Особый интерес у исследователей вызывает стендовая стрельба, которая является видом спорта, предъявляющим высокие требования к таким качествам спортсмена как пространственное внимание, зрительно-моторная координация и устойчивость к утомлению.

Спортсмены высокого уровня способны поражать мишени, занимающие менее 0.1° зрительного поля, обладающие начальной скоростью порядка 33 метров в секунду и, в ряде упражнений, появляющиеся в случайном порядке и имеющие произвольное направление (Russell, 1997).

В работе Ди Руссо и соавторов (Di Russo et al., 2003) было показано, что высококвалифицированные спортсмены-стендовики способны к более стабильному удержанию зрительной цели по сравнению с обычными испытуемыми (рисунок 6.8). Особенно хорошо эти различия выражены в присутствии отвлекающих стимулов, появляющихся на небольшом расстоянии от фиксации точки, на которой необходимо удерживать взор. Помимо хорошей фиксации на неподвижной зрительной мишени, спортсмены-стендовики отличаются высокой точностью зрительного слежения за мишенью, движущейся в горизонтальной плоскости (Корнилова и др., 2007). Такая способность к горизонтальному слежению, особенно на фоне зрительного динамического фона, отличает их от испытуемых контрольной группы, не имеющих стрелкового опыта, и от других спортсменов, занимающихся не стрелковыми видами спорта.

Обращает на себя внимание и тот факт, что высококвалифицированные стрелки во время длительной фиксации на зрительной цели практически не совершают морганий. Согласно данным, полученным Ди Руссо и коллегами (Di Russo et al., 2003), спортсмены-стендовики в среднем совершают только 0.3 моргания за 60 секунд. В контрольной группе испытуемых моргания более часты (9 морганий за 60 секунд). Такая особенность, по-видимому, связана с произвольным подавлением моргательных движений при выполнении выстрела. Это не только обеспечивает точность прицеливания, но и позволяет стрелку предотвратить рефлекторную реакцию на выстрелы соседей по огневому рубежу.

Помимо исследования плавных прослеживающих движений были также предприняты попытки выявить особенности быстрых саккадических движений глаз у стендовиков (Di Russo et al., 2003; Патманова и др., 2004; Morrillo et al., 2006). Хотя стрелок и не совершает саккад непосредственно во время прицеливания, эти движения и их характеристики являются хорошим маркером зрительно-моторной

координации. В условиях лаборатории спортсменам предъявляли зрительные стимулы, появляющиеся на разном расстоянии от фиксации точки, расположенной в центре экрана. Стрелков просили фиксировать взор на центральной точке, а при появлении любого из периферических стимулов как можно быстрее перевести на него взгляд. Определяли латентные периоды – время от момента появления периферической цели до начала движения глаза, и длительность саккад – время от начала движения до его завершения.

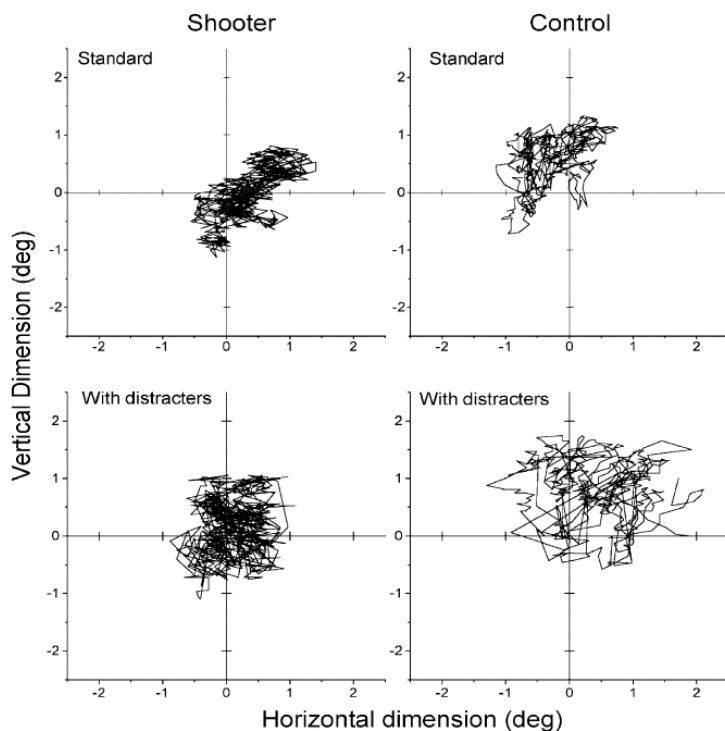


Рисунок 6.8. Положение глаза в течение длительной фиксации (60 сек) на зрительной мишени, расположенной в центре экрана, у спортсмена-стендовика (слева) и у испытуемого контрольной группы (справа) в обычных условиях (Standard) и в присутствии отвлекающих стимулов (With distracters) (Di Russo et al., 2003).

Как показали итальянские исследователи (Di Russo et al., 2003; Morillo et al., 2006), у профессиональных стрелков латентные периоды саккад оказались значительно короче, чем у испытуемых контрольной группы, не имеющих стрелкового опыта. Полученные результаты авторы связывают с более быстрым формированием моторной программы к выполнению саккад у стрелков и предполагают, что стрелковый опыт играет важную роль в развитии и совершенствовании зрительно-моторных навыков.

В 2004 году при обследовании 15 спортсменов юношеской сборной России по стендовой стрельбе (возраст от 16 до 19 лет), мы обратили внимание на еще одну интересную особенность: спортсмены более точно совершали саккады в направлении периферических стимулов и чаще достигали зрительной цели одним движением (Ратманова и др., 2004). Однако ни латентные периоды, ни длительность саккадических движений глаз у стрелков юношеской сборной не отличались от значений, характерных для испытуемых контрольной группы. Возможно, такие расхождения объясняются разным возрастом спортсменов, участвовавших в исследованиях (средний возраст итальянских спортсменов составил 27 лет). Необходимо учитывать, что процесс формирования механизмов зрительно-моторной координации в возрасте 16-19 лет еще не завершен, и заканчивается только после 22-25 лет.

Регистрируем электроокулограмму в процессе стрельбы

Регистрацию электроокулограммы (ЭОГ) в процессе стрельбы проводят с разными целями. Во-первых, по изменениям электроокулографического сигнала можно судить о том, какие движения глаз совершает спортсмен. Во-вторых, электроокулограмму целесообразно регистрировать в том случае, когда вы проводите запись ЭЭГ. Движения глаз и моргания приводят к появлению артефактов в ЭЭГ, которые можно выделить и исключить из анализа, опираясь на сигнал электроокулограммы. Ниже приведен пример, в котором мы будем регистрировать 2 отведения ЭОГ: горизонтальную и вертикальную составляющие.

Начнем с создания плана эксперимента в программе «Неокортекс». Для этого нажмите кнопку **Запись**, расположенную в левом верхнем углу окна. В появившемся диалоговом окне выберите папку, в которую будет записан файл с ЭОГ, нажав кнопку **Задать** (рисунок 6.9 (1)). Выберите имеющуюся папку или создайте новую, зайдите в нее и нажмите **Сохранить**.

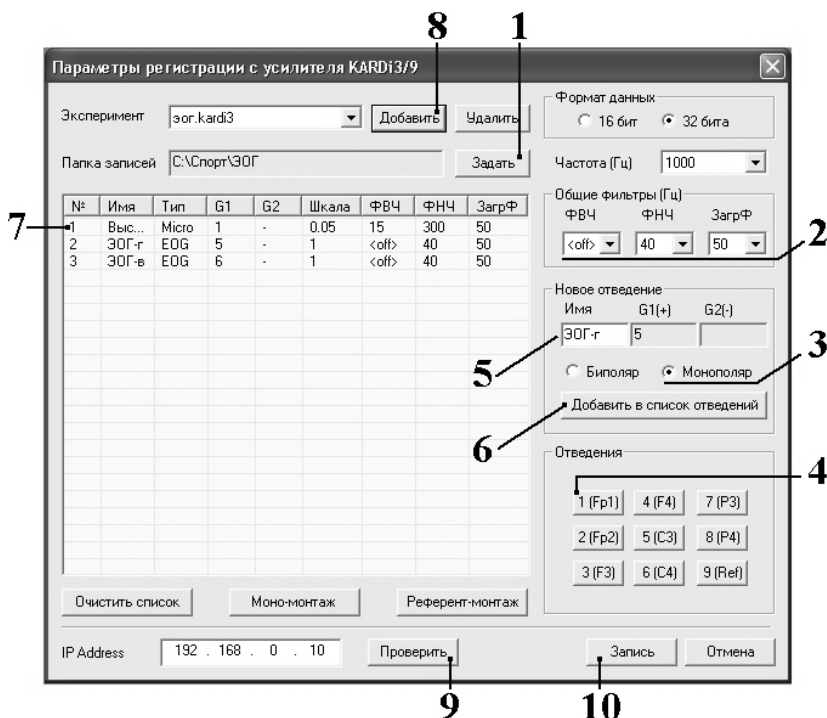


Рисунок 6.9. Создание плана эксперимента для регистрации отметки выстрела и двух отведений ЭОГ.

Следующим шагом будет установка канала для отметчика выстрела. В разделе **Общие фильтры** (2) выставьте значения ФВЧ = 15, ФНЧ = 300, ЗагрФ = 50. В разделе **Новое отведение** выберите **Монополяр** (3). Далее в меню **Отведения** нажмите на цифру 1 (4), в

поле **Имя** (5) задайте название канала, например, «Выстрел», и нажмите **Добавить в список отведений** (6).

Теперь выберем значения фильтров для регистрации ЭОГ. Для этого в разделе **Общие фильтры** (2) выставьте значения ФВЧ = <off>, ФНЧ = 40, ЗагрФ = 50. Если спортсмен будет производить стрельбу в движении, в записи ЭОГ при таких значениях фильтров появятся артефакты. В этом случае можно установить значение ФВЧ = 0.05 (или даже 0.1).

Перейдем к установке каналов ЭОГ. В разделе **Новое отведение** выберите **Монополяр** (3), в меню **Отведения** нажмите на цифру 5, в поле **Имя** (5) задайте название канала для горизонтальной составляющей окулограммы, например, «ЭОГ-г», и нажмите **Добавить в список отведений** (6). Аналогичным образом добавьте еще один канал для вертикальной составляющей окулограммы. Для этого в меню **Отведения** нажмите на цифру 6, в поле **Имя** (5) задайте название канала, например, «ЭОГ-в», и нажмите **Добавить в список отведений** (6).

Для трех заданных каналов (Выстрел, ЭОГ-г и ЭОГ-в) необходимо указать тип отведения и масштаб отображения (шкалу). Дважды щелкните левой кнопкой мыши по строке 1-го канала (7). В появившемся диалоге настроек **Свойства отведения** установите **Тип** отведения для отметчика выстрела, выбрав из списка «Micro». Введите значение **Шкалы** – 0.05 и нажмите **ОК**. Для каналов ЭОГ задайте тип «EOG», выбрав его из списка. Установите значение шкалы, равное 1.

Вы можете сохранить созданный план эксперимента для последующего использования. Для этого нажмите кнопку **Добавить** (8), в появившемся диалоговом окне введите имя плана, например «эог», и нажмите **Продолжить**.

После выбора параметров и создания плана, можно перейти к установке электродов и регистрации ЭКГ. Начните с подготовки прибора к работе. Переведите переключатели каналов 1, 5 и 6 адаптера КЗ-А1 в нижнее положение. Закрепите КАРДиЗ-9 на поясе спортсмена с помощью крепежного ремня (рисунки 1.8 – 1.11).

Определите места для наложения окулографических электродов (рисунок 6.4 и фотография на обложке) и протрите поверхность

кожи спиртом. Для регистрации ЭОГ удобно использовать самоклеящиеся одноразовые электроды PG 10S фирмы Fiab (рисунок 1.2) или их аналоги. Срежьте закругленный край у электрода, который вы собираетесь наложить под нижним веком, – так он будет меньше мешать спортсмену (см. фотографию на обложке). Подключите к электродам соединительные кабели, снимите защитную пленку и приклейте на подготовленные места. Не забудьте про заземляющий электрод, который нужно поместить в центре лба над переносицей. Воткните разъемы кабелей в гнезда адаптера КЗ-А1. Разъемы, подключенные к электродам, регистрирующим горизонтальные движения, – в гнезда 5 и Dif 5; разъемы, подключенные к электродам, регистрирующим вертикальные движения, – в гнезда 6 и Dif 6; разъем, подключенный к заземляющему электроду, в гнездо GND. Закрепите провода за одежду стрелка так, чтобы они не качались и не мешали спортсмену. Вставьте (до щелчка) разъем отметчика выстрела в гнездо Aux 1 адаптера КЗ-А1.

Включите КАРДиЗ-9. Проверьте связь прибора с компьютером нажав кнопку **Проверить** (рисунок 6.9 (9)). После установления беспроводной связи между прибором и компьютером нажмите кнопку **Запись** (10), введите имя записываемого файла и фамилию спортсмена, а затем нажмите **Сохранить**. Появится окно, в котором будут отображаться регистрируемые сигналы (рисунок 6.10). Для начала отображения показателей нажмите на кнопку ► (1) в левом верхнем углу окна. Проверьте правильность постановки электродов, попросив спортсмена переместить взор вправо и влево, вверх и вниз. Обратите внимание на соответствие направления взора и отклонения потенциала вверх и вниз от нулевой линии. Если ЭОГ на экране перевернута, поменяйте местами разъемы регистрирующих электродов в гнездах 5 и Dif 5, 6 и Dif 6. Проверьте работу отметчика выстрела, хлопнув в ладоши.

Подберите масштаб записи так, чтобы все сигналы были хорошо видны, но не выходили за пределы своего канала (не накладывались на соседние каналы). Это можно сделать, изменяя значения амплитудной шкалы в верхней части окна (2). Подберите удобную временную шкалу (3). В качестве ориентира можно привести значения 10 мкВ/мм и 15 мм/сек.

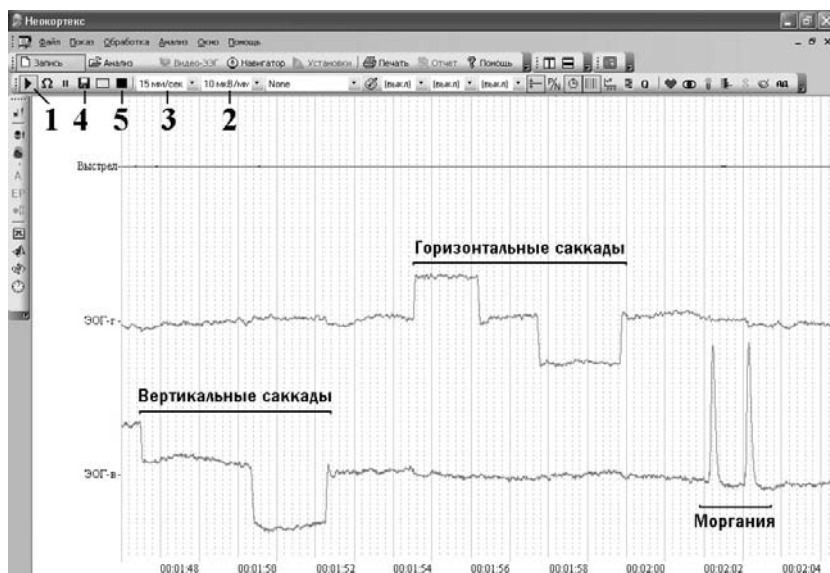


Рисунок 6.10. Регистрация электроокулограммы в программе «Неокортекс». По второму каналу записана горизонтальная составляющая ЭОГ: отклонение потенциала вверх соответствует перемещению взгляда вправо, отклонение потенциала вниз соответствует перемещению взгляда влево. По третьему каналу записана вертикальная составляющая ЭОГ: отклонение потенциала вверх соответствует перемещению взгляда вверх, отклонение потенциала вниз соответствует перемещению взгляда вниз.

Когда вы убедитесь в том, что качество записи регистрируемых параметров вас устраивает, можно начать запись данных на диск, нажав на кнопку с изображением дискеты (4). Нажав на эту же кнопку еще раз, вы можете остановить запись. Если вы нажмете на кнопку с дискетой снова, запись продолжится в тот же файл. По окончании эксперимента нажмите на кнопку ■ (5).

Для просмотра и анализа записанных файлов воспользуйтесь пунктом главного меню **Анализ**. Выберите папку, в которую была произведена запись ЭОГ, и записанный вами файл. Примеры разных типов движений глаз, записанных электроокулографическим методом, приведены на рисунках 6.10–6.12.

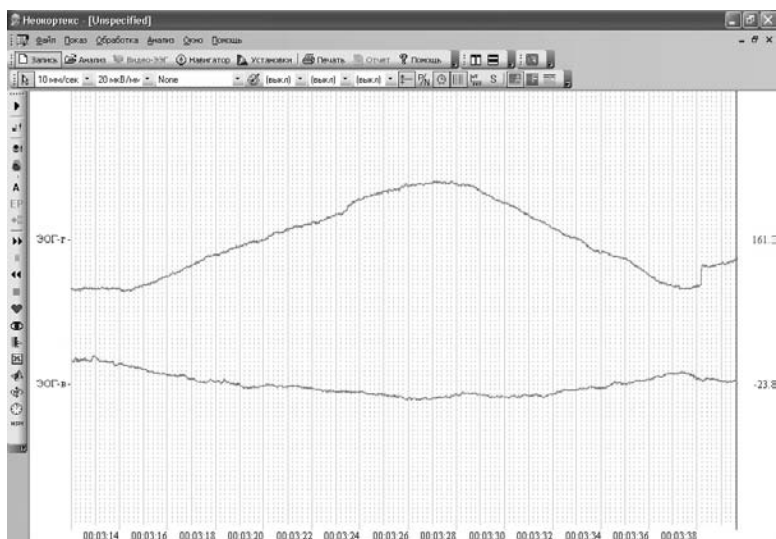


Рисунок 6.11. Электроокулографическая запись прослеживающих движений глаз. Зрительная цель перемещается в горизонтальном направлении слева направо и обратно; голова испытуемого неподвижна.

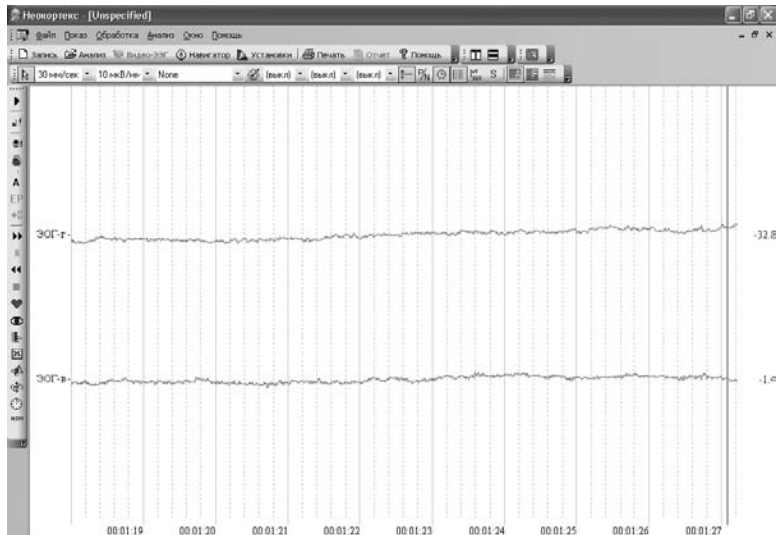


Рисунок 6.12. Запись электроокулограммы при фиксации неподвижной зрительной цели.

ГЛАВА 7

КОМПЛЕКСНАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВО ВРЕМЯ СТРЕЛЬБЫ

*Все в мире сложно и обуславливается
различными факторами. Любой вопрос
следует рассматривать со всех сторон,
а не с одной лишь стороны.
Мао Цзэдун*

По мнению большинства специалистов, работающих в области стрелкового спорта, акт прицеливания представляет собой сложный интегративный процесс, который требует целостного рассмотрения. Тем не менее, в литературе различные аспекты прицеливания рассматриваются, как правило, отдельно. Такая фрагментация необходима, когда мы говорим о тренировке какого-то конкретного качества или об исправлении той или иной ошибки в стрельбе. Именно поэтому предыдущие главы настоящего пособия были посвящены отдельным направлениям исследований.

В тоже время, для понимания специфического состояния стрелка во время периода, предшествующего выстрелу, необходим комплексный анализ показателей, позволяющий выявить причинно-следственные взаимосвязи в функциональной системе. Работы, отличающиеся системным подходом, немногочисленны, и проведены с участием небольшого количества спортсменов. В качестве примера можно привести работу Агаяна (1991), в которой проводили одновременную регистрацию вегетативных показателей, показателей устойчивости спортсмена и стабильности оружия у стрелков из пневматической винтовки.

Технический прогресс существенно облегчает задачу комплексной регистрации физиологических показателей. Если несколько десятилетий назад необходимый набор оборудования требовал значительной лабораторной площади и специальных условий для регистрации, то сегодня все можно делать непосредственно в стрелковом тире с минимальным дискомфортом для спортсмена. При этом целесообразно использовать не только полиграф «КАРДиЗ-9», позво-

ляющий проводить регистрацию психофизиологических показателей во время стрельбы, но и другие устройства, фиксирующие колебания тела спортсмена и положение оружия относительно мишени в период подготовки к выстрелу. Синхронизация данных, полученных на различном оборудовании возможна относительно отметки выстрела. Только такой комплексный подход позволит проанализировать все стадии подготовки к выстрелу и выявить влияние отдельных физиологических факторов на конечный результат стрельбы.

Рассматривая спектр имеющейся отечественной аппаратуры, можно предложить следующий состав аппаратного комплекса для изучения деятельности стрелка:

1. Полиграф «КАРДиЗ-9» (одновременная регистрация ЭЭГ, ЭКГ, ЭМГ, пневмограммы, окулограммы, тремора);
2. Стрелковый тренажер «СКАТТ USB» (регистрация траектории перемещения оружия относительно мишени);
3. Стабилоанализатор с биологической обратной связью «Стабилан-01», модифицированный для применения в стрелковом спорте (регистрация перемещения центра давления на опору системы «тело стрелка – оружие»).

В качестве примера комплексной регистрации физиологических показателей с помощью полиграфа «КАРДиЗ-9» приведем несколько типовых планов эксперимента и примеров записей (рисунки 7.1 – 7.4).

Тренажер «СКАТТ» в описании не нуждается, так как он уже давно вошел в быт стрелкового спорта. Остановимся подробнее на возможностях, предоставляемых аппаратурой для измерения устойчивости спортсмена. Траектория перемещения оружия относительно мишени, которую визуализирует тренажер «СКАТТ», отражает конечный результат устойчивости стрелка, колебаний конечности, удерживающей оружие, возможных смещений лучезапястного сустава, нажатия на спуск и т.д. Изучение стабิโลграфических показателей позволяет выделить из всей совокупности этих факторов именно влияние фактора устойчивости спортсмена на результативность выстрела.

№	Имя	Тип	G1	G2	Шкала	ФВЧ	ФНЧ	ЗагрФ
1	Выс...	Micro	1	-	0.05	15	300	50
2	T3	EEG	2	9	10	2	40	50
3	T4	EEG	3	9	10	2	40	50
4	O1	EEG	4	9	10	2	40	50
5	O2	EEG	5	9	10	2	40	50
6	ЭОГ	EOG	6	-	0.1	0.05	40	50
7	ЭКГ	ECG	7	-	0.002	0.05	70	50
8	ЭМГ	EMG	8	-	0.1	2	300	50

Рисунок 7.1. Типовой план эксперимента для комплексной регистрации физиологических показателей. Параметры регистрации: 1 – отметки выстрела, 2-5 – электроэнцефалограммы, 6 – электроокулограммы, 7 – электрокардиограммы, 8 – электромиограммы.



Рисунок 7.2. Пример записи физиологических показателей, зарегистрированных в программе «Неокортекс» в соответствии с планом, приведенным на рисунке 7.1. Стрельба из пневматического пистолета. 1 – отметка выстрела; 2-5 – отведения ЭЭГ (T₃, T₄, O₁, O₂); 6 – электроокулограмма; 7 – электрокардиограмма; 8 – электромиограмма дельтовидной мышцы правой руки (m. deltoideus).

№	Имя	Тип	G1	G2	Шкала	ФВЧ	ФНЧ	ЗагрФ
1	Выс...	Micro	1	-	0.05	15	300	50
2	Дых...	Resp	2	-	0.05	<off>	40	50
3	Акс1	Pos	3	-	0.1	0.1	40	50
4	Акс2	Pos	4	-	0.1	0.1	40	50
5	ЭКГ	ECG	5	-	0.005	2	30	50
6	ЗМГ1	EMG	6	-	0.3	2	300	50
7	ЗМГ2	EMG	7	-	0.3	2	300	50
8	ЗМГ3	EMG	8	-	0.3	2	300	50

Рисунок 7.3. Типовой план эксперимента для комплексной регистрации физиологических показателей. Параметры регистрации: 1 – отметки выстрела, 2 – носо-орального дыхания, 3-4 – ускорения движения, 5 – электрокардиограммы, 6-8 – электромиограммы.

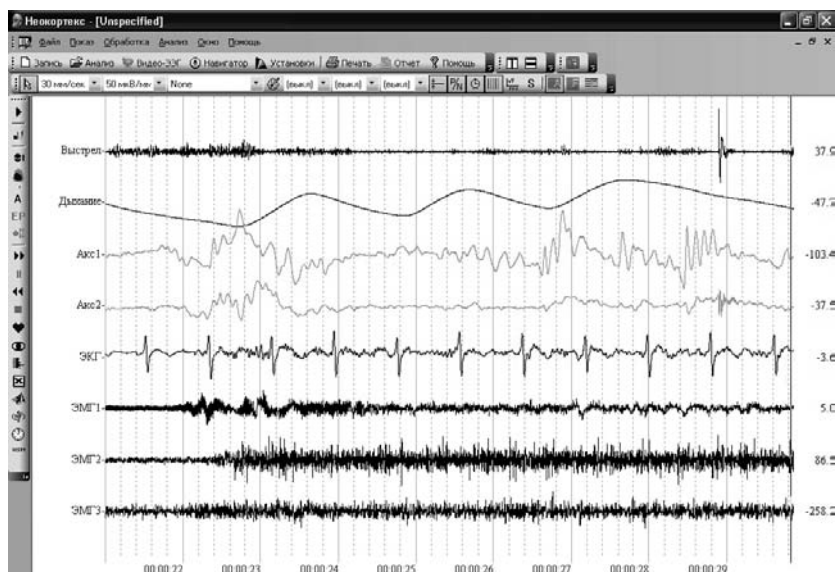


Рисунок 7.4. Пример записи физиологических показателей, зарегистрированных в программе «Неокортекс» в соответствии с планом, приведенным на рисунке 7.3. Стрельба из пистолета в движении (двухручный хват). 1 – отметка выстрела; 2 – носо-оральное дыхание; 3 – ускорение движения кисти правой руки; 4 – ускорение движения корпуса тела; 5 – электрокардиограмма; 6 – электромиограмма дельтовидной мышцы левой руки (m. deltoideus); 7 – электромиограмма дельтовидной мышцы правой руки (m. deltoideus); 8 – электромиограмма верхней порции трапецевидной мышцы справа (m. trapezius).

С помощью компьютерной стабилोगрафии можно объективно оценить устойчивость изготровки, выявить незаметные глазу колебания во фронтальной и сагиттальной плоскостях, оценить то, как стрелок встречает отдачу оружия, выявить особенности поддержания устойчивой позы и работы вестибулярного аппарата конкретного спортсмена (рисунок 7.5). Кроме того, программное обеспечение стабиланализатора дает возможность проведения диагностических тестов и, в случае необходимости, позволяет реализовать тренировки с биологической обратной связью, направленные на формирование нужных качеств устойчивости.

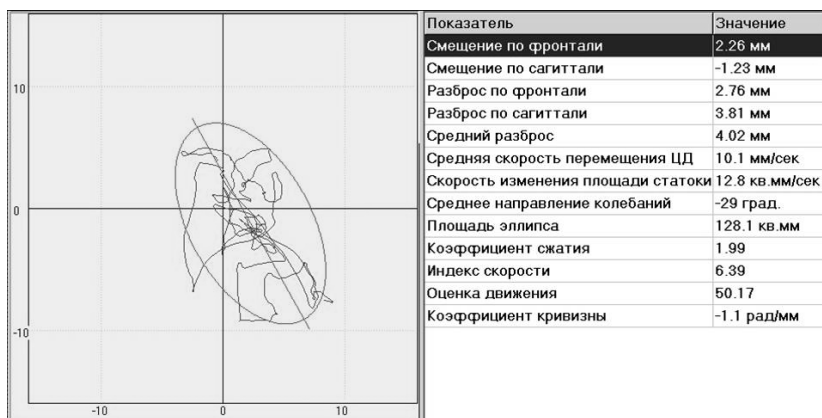


Рисунок 7.5. Статокинезиграмма и показатели изменения центра давления испытуемого в период подготовки к выстрелу из пневматического пистолета.

Устойчивость позы стрелка и механизмы ее регуляции являются предметом изучения, начиная с работ В.С. Гурфинкеля и А.Я. Корха (1965). Тема активно развивается и в настоящее время в работах Агаяна (1991), Лукуниной (1998, 2000, 2003) и других исследователей (Актов и др., 1985; Полякова, 1993; Лазутов и др., 2003; Слива и др., 1998, 2006; Напалков и др., 2007; Шестаков, 2007).

Для исследования устойчивости стрелка мы использовали компьютерный стабиланализатор «Стабилан-01». В своем базовом

варианте данный прибор представляет собой тензометрическую платформу размером 490х490 мм. Для того чтобы стрелок мог, находясь на платформе, принять привычную изготовку для стрельбы, производителем оборудования (ОКБ «Ритм» г. Таганрог) была разработана дополнительная опорная плита размером 700х800 мм. В настоящее время существует еще один вариант стабилоанализатора, позволяющий производить измерения во время стрельбы с колена. Примеры стабิโลграфических данных, полученных с помощью модифицированного стабилоанализатора, представлены на рисунках 7.5-7.10.

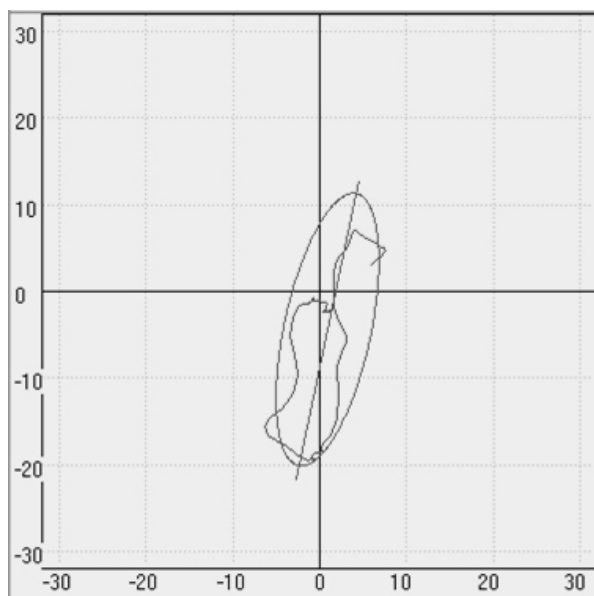


Рисунок 7.6. Анализ реакции стрелка на отдачу оружия. Траектория движения центра давления на опору после совершения выстрела из пистолета Макарова.

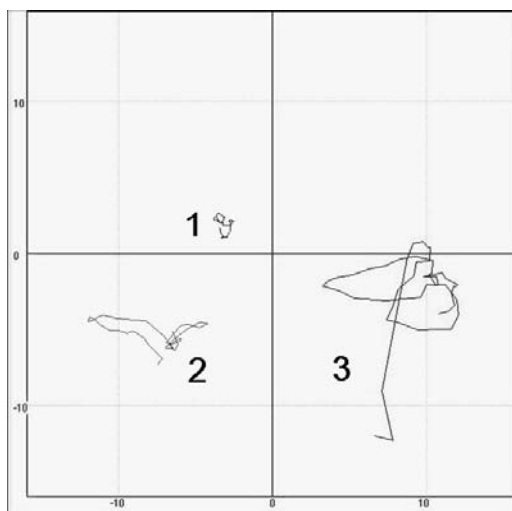


Рисунок 7.7. Траектории движения центра давления на опору перед совершением выстрела из пистолета у стрелков различной квалификации: 1 – ЗМС, 2 – военнослужащий войск специального назначения, 3 – испытуемый контрольной группы.

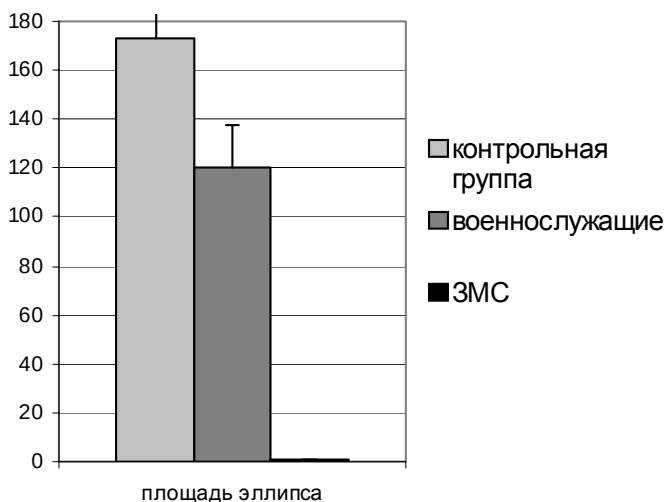


Рисунок 7.8. Усредненные значения площади эллипса, сформированной траекторией движения центра давления на опору, у испытуемых трех экспериментальных групп. По оси ординат отложены значения, мм².

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Твори, выдумывай, пробуй!
В.В.Маяковский

В современном мире наука преобразуется в один из ведущих факторов развития различных сфер человеческой деятельности, в том числе спортивной. От оперативности внедрения в практику тренировочного процесса данных спортивной науки и смежных областей, таких как физиология и медицина, зависит эффективность процесса подготовки спортсменов высокого класса. Тренировочный процесс в спорте высших достижений все больше начинает приобретать характер научно-практического поиска.

Приведенный в данной книге материал показывает, что мы еще далеки от полного понимания того, что же происходит в нервной системе стрелка, когда он раз за разом поражает десятку мишени. Тем не менее, некоторые практические выводы можно сделать уже сейчас. С уверенностью можно сказать, что применение аппаратных средств дает реальный результат в диагностике и коррекции функционального состояния стрелка.

Необходимо отметить, что мы затронули только одно из многих возможных направлений изучения деятельности стрелка. Не менее важно рассматривать биохимический, психологический, биомеханический, медицинский и другие аспекты. Только комплексное исследование позволит вплотную подойти к полному пониманию механизмов успешности в стрелковом спорте. Понимание механизмов неизбежно приведет к появлению современных эффективных методик тренировки, отбора и развития нужных качеств спортсмена. Для этого необходима серьезная и планомерная научная работа в стрелковом спорте.

Зарубежный опыт показывает, что наивысшие результаты на соревнованиях все больше и больше базируются на широком внедрении достижений научно-технического прогресса в тренировочный процесс. Необходимо отметить, что и в СССР стрелковый спорт был в высшей степени «наукоемким». Достаточно вспомнить классический учебник А.А.Юрьева «Спортивная стрельба», написанный на очень высоком для того времени физиологическом уровне.

К сожалению, во времена так называемой «перестройки», добрая традиция сотрудничества спорта и науки была в значительной степени утрачена. Не полностью она возобновлена и в наши дни. Тренеры, не получая однозначных ответов на волнующие их вопросы, как правило, рассматривают работу исследователей как помеху своей деятельности. Не способствует продуктивной работе в спорте и «диссертационный» характер современной Российской науки.

В реалиях современного спорта актуально возрождение планомерной научной работы в спортивных коллективах и сборных командах. Для решения вопросов отбора, предстартовой готовности стрелка и оптимизации состояния перед выстрелом необходимо проведение планомерных исследований на протяжении нескольких олимпийских циклов. При этом надо быть готовым к тому, что приход ученых в спортивные коллективы не даст немедленного результата. Тем не менее, перспективность такого сотрудничества не вызывает сомнений!

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Агаджанян Н.А., Батоцыренова Т.Е., Семенов Ю.Н., Кислицын А.Н., Иванов С.В. Соревновательный стресс у представителей различных видов спорта по показателям вариабельности сердечного ритма. // Теория и практика физической культуры, 2006, №1. <http://lib.sportedu.ru/press/tpfk/2006N1/p2-4.htm>
2. Агаян Г.Ц. Квантовая модель системной организации целенаправленной деятельности человека. – Ереван: Айастан, 1991. – 224 с.
3. Актон А.В., Лесото Н.А. Устойчивость тела как критерий технического мастерства стрелков // Теория и практика физ. культуры. – 1985. – N 9. – С. 53-54.
4. Александров Ю.И. под ред. Основы психофизиологии. – М.: ИНФРА-М, 1998. – 432 с.
5. Бабский Е.Б., Зубков А.А. и др. Физиология человека. – М.: Изд-во МГУ, 1966. – 656 с.
6. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. – М.: Медицина, 1979. – 298 с.
7. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. – М.: Наука, 1984. – 220 с.
8. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Рябыкина Г.В. Современное состояние исследований по вариабельности сердечного ритма в России (по материалам Международного симпозиума "Компьютерная электрокардиография на рубеже столетий", Москва, 27-30 апреля 1999 г). // Вестник аритмологии. –1999. – №14. С. 71 – 75. www.vestar.ru
9. Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения. М., 2000. www.ecg.ru/books/
10. Базанова О.М., Штарк М.Б. Нейробиоуправление в оптимизации функционирования музыкантов исполнителей // Бюллетень Сибирского отделения РАМН. – 2004. – № 113 (3). С. 114-123.
11. Базанова О.М., Штарк М.Б. Биоуправление в оптимизации психомоторной реактивности. Сообщение 1. Сравнительный анализ биоуправления и обычной исполнительской практики. // Физиология человека. – 2007, – № 33 (3), С. 1-9.
12. Базанова О.М., Веревкин Е.Г., Штарк М.Б. Биоуправление в оптимизации моторной реактивности. Сообщение 2. Динамика сегментных характеристик альфа-активности // Физиология человека. – 2007, – №33 (6). С. 1-6.
13. Базанова О.М. Вариабельность индивидуальных характеристик альфа

- активности электроэнцефалограммы в сенсомоторной интеграции. Дис. докт. биол. н., 2009. – 222 с.
14. Бернштейн Н.А. О ловкости и ее развитии. – М.: Физкультура и спорт, 1991. – 288 с.
 15. Блеер А.Н., Коликов М.Б., Напалков Д.А., Рамендик Д.М., Шиян В.В. Методы оптимизации психофизиологического состояния стрелка при формировании двигательных навыков стрельбы из короткоствольного оружия – М.: Макс Пресс, 2006. – 100с.
 16. Вайнштейн Л.М. Мастер класс. www.shooting-ua.com
 17. Вайнштейн Л.М. Оружие – пистолет. Учебно-методическое пособие по стрельбе из пистолета. – М.: «Физкультура и спорт», 1998. – 96 с.
 18. Воропаева Е.Д. Динамика работоспособности в пулевой стрельбе и способы ее оптимизации: автореф. дис. канд. пед. наук, – М., 2002.
 19. Гачечиладзе Я.В. Методика формирования произвольного режима дыхания у спортсменов во время стрельбы из малокалиберной винтовки. Автореф. дис. канд. пед. наук, – М., 1975. – 20 с.
 20. Глазырина П.В. Механизмы регуляции вегетативных функций организма. – М.: Высшая школа, 1983. – 120 с.
 21. Голубев В.Л., Магомедова Р.К. Спектральный анализ вариабельности частотно-амплитудных характеристик дрожания при эссенциальном треморе и дрожательной форме болезни Паркинсона. // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С.Корсакова №1, 2006 – С. 43-48
 22. Гусельников В.И. Электрофизиология головного мозга. – М.: Высшая школа, 1976. 423 с.
 23. Гусельников В.И., Изнак А. Ф. Ритмическая активность в сенсомоторных системах. – М.: Изд-во МГУ, 1983. – 33 с.
 24. Данилова Н.Н. Психофизиологическая диагностика функциональных состояний. – М.: Изд-во МГУ, 1992. – 192с.
 25. Джафарова О.А., Донская О.Г., Соколов А.В., Тарасов Е.А., Штарк М.Б. Программно-аппаратный комплекс БОСЛАБ. Траектория развития. // Биоуправление-4. Теория и практика. Новосибирск. 2002. – С.279-287. www.boslab.ru
 26. Джгмадзе Т.А., Корх А.Я., Володина И.С. Подготовка стрелка из пневматического оружия. – М.: «С. Принт» 1998. – 41с.
 27. Донской Д.Д. Н.А. Бернштейн и развитие отечественной биомеханики // Теория и практика физической культуры, 1996, №11
 28. Егорова И.С. Электроэнцефалография. – М.: «Медицина», 1973. – 296 с.
 29. Жилина М.Я. Методика тренировки стрелка-спортсмена. – М.: ДОСААФ, 1986. – 104 с.

30. Иванов Л.Б. Прикладная компьютерная электроэнцефалография. – М.: АОЗТ «Антидор», 2000. – 256 с.
31. Иванова М.П. Корковые механизмы произвольных движений человека. – М.: «Наука», 1991. – 193 с.
32. Иващенко О.И. Перспективы использования биологической обратной связи в нейротерапии хронических заболеваний. / Научно-практическая конференция. Опыт лечения и диагностики. К 20-летию клинической больницы МСЧ №1 АМО ЗИЛ. – М., 2001. – С. 66-69. <http://www.bos.com.ru/resources.htm>
33. Иткис М.А. Специальная подготовка стрелка-спортсмена. – М.: ДОСААФ, 1982. – 128 с.
34. Каплан А.Я., Шишкин С.Л. Кардиосинхронные феномены работы мозга: психофизиологические аспекты. // Биологические науки. – 1992. – №10. – С. 5-24. www.brain.bio.msu.ru
35. Каплан А.Я. Вариабельность ритма сердца и характеристики обратной связи по результатам операторской деятельности у человека. // Журн. высш. нервн. деят. - 1999. - Т. 49. - № 2. - С. 345-350. www.brain.bio.msu.ru
36. КАРДиЗ-9. Беспроводной усилитель электрофизиологических сигналов. Руководство по эксплуатации. – М.: МКС, 2009. – 41 с.
37. Каринцев И.А., Чумаков В.Н. Подготовка квалифицированных биатлонистов. – Чайковский: Изд-во ЧГИФК, 2006. – 118 с. <http://rusbiathlon.ru/coach?razdel=2&item=1#sm2>
38. Корнилова Л.Н., Наумов И.А., Азаров К.А., Алёхина М.И. Методология и аппаратно-программные комплексы для экспертно-диагностической оценки, прогноза, мониторинга, нефармакологической коррекции и купирования перцептивных и вестибуло-сенсомоторных нарушений у спортсменов / В сб.: Медико-биологические технологии повышения работоспособности в условиях напряженных физических нагрузок. Выпуск 3. – М.: ООО «Анита Пресс», 2007. – С. 29-40.
39. Корх А.Я. под. ред. Спортивная стрельба – М.: Физкультура и спорт, 1987. – 255с.
40. Корх А.Я. Устойчивость тела при стрельбе из пистолета и некоторые возможности ее совершенствования: дис. канд. пед. наук – М., 1965. – 134 с.
41. Куделин А.И. Статьи по технике стрельбы // www.scatt.ru/articles.htm
42. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология. – М.: Изд-во МГУ, 2002. – 379 с.
43. Лазутов А.В., Лукунина Е.А. Особенности устойчивости позы стрелка из арбалета: Метод. разраб. для студентов специализации стрелковый

- спорт / М.: РГУФК, 2003. – 30 с.
44. Ленева Ю.Б. Поэтапное формирование навыков стрельбы курсантов образовательных учреждений МВД России. Дис. канд. пед. наук. – М., 2006.
 45. Лукунина Е.А. Управление мышечной активностью в стрельбе из пневматического пистолета // Юбилейный сборник трудов ученых РГАФК, посвященный 80-летию академии. – М., 1998. – Т. 3. – С. 152-157. www.shooting-ua.com/books/book_52.htm#2
 46. Лукунина Е.А. Организация движений в системе "стрелок-оружие" при стрельбе из пневматического пистолета: дис. канд. пед. наук – М., 2000. – 113 с.
 47. Лукунина Е.А., Рыков М.А., Шалманов Ан. А. Структура стабилеографического сигнала и его взаимосвязь с электрической активностью мышц нижних конечностей при сохранении неподвижного положения спортсменами-стрелками // Сборник научных трудов молодых ученых и студентов РГАФК. – М., 2000. – С. 165-170.
 48. Малиани А. Физиологическая интерпретация спектральных компонентов вариабельности сердечного ритма // Вестник аритмологии. – 1998. – №9. www.veststar.ru
 49. Михайлов В.В., Гачечиладзе Я.В. Влияние продолжительной задержки дыхания в период прицеливания и объема воздуха в легких на эффективность стрельбы. // Теория и практика физической культуры. 1974, № 10. – С. 27-31.
 50. Мишуков М.С. Методика управления предстартовым состоянием стрелков-пулевиков высокой квалификации: дис. канд. пед. наук. – М., 1986.
 51. Моросанова В.И., Саблин В.Н. О методах прогноза надежности психологической регуляции соревновательной деятельности стрелка-пулевика (методические рекомендации). – М.: Изд-во Спорткомитета СССР, 1984. – 16 с.
 52. Моросанова В.И. Индивидуальный стиль саморегуляции: Феномен, структура и функции в произвольной активности человека. – М.: Наука, 1998. – 192 с.
 53. Напалков Д.А. Возрастные особенности регуляции функционального состояния у подростков здоровых и с минимальными мозговыми дисфункциями: автореф. дис. канд. биол. наук. - М.: «МАКС Пресс», 2000. – 24 с.
 54. Напалков Д.А., Коликов М.Б., Ратманова П.О., Рамендик Д.М., Евина Е.И., Брынских А.М., Латанов А.В., Шиян В.В., Шульговский В.В. Подходы к диагностике оптимального психофизиологического состоя-

- ния стрелка / В сб.: Медико-биологические технологии повышения работоспособности в условиях напряженных физических нагрузок. Выпуск 2.– М.: ООО «Анита Пресс», 2006. – С. 108-123.
55. Напалков Д.А., Коликов М.Б., Ратманова П.О., Рамендик Д.М., Евина Е.И., Колесникова О.В., Фонсова Н.А., Латанов А.В., Шиян В.В., Шульговский В.В. Диагностика и оптимизация психофизиологического состояния стрелка / В сб.: Медико-биологические технологии повышения работоспособности в условиях напряженных физических нагрузок. Выпуск 3.– М.: ООО «Анита Пресс», 2007. – С. 117-129. http://neurobiology.ru/images/stories/sciencework/shoot/Napalkov_20_20_202007.pdf
56. Парин В.В., Баевский Р.М. Введение в медицинскую кибернетику. – М.: Медицина, 1967. – 297 с.
57. Поддубный А.П. Аспекты стрельбы из пистолета. www.shooting-ua.com
58. Поддубный А.П. Жизненно важные проблемы в стрельбе из пистолета. www.shooting-ua.com
59. Пуллэм Б., Хейненкрат Ф.Т. Спортивная стрельба из винтовки: Руководство для стрелков и тренеров. – М.: Физкультура и спорт, 1991. – 272 с.
60. Рабочая группа Европейского Кардиологического Общества и Северо-американского общества стимуляции и электрофизиологии. Вариабельность сердечного ритма. Стандарт измерения, физиологической интерпретации и клинического использования. www.hrv.ru
61. Рамендик Д.М., Напалков Д.А., Коликов М.Б., Ратманова П.О., Шульговский В.В. Прогнозирования профессиональной успешности и оптимизация подготовки стрелков высокой квалификации // Материалы IV Всероссийского съезда Российского психологического общества. 18-21 сентября, 2007. – М.-Ростов-на-Дону: Изд-во «КРЕДО», 2007. – С. 110.
62. Ратманова П.О., Колесникова О.В., Рамендик Д.М., Молчанов С.А., Напалков Д.А., Латанов А.В., Шульговский В.В. Изучение особенностей сложнокоординированных и точностных движений у спортсменов, занимающихся стендовой стрельбой / В сб.: Медико-биологические технологии повышения работоспособности в условиях напряженных физических нагрузок. – М.: ЗАО «ФОН», 2004. – С. 20-29.
63. Рябыкина Г.В., Соболев А.В. Вариабельность ритма сердца. – М.: «СтарКо», 1998. – 220 с.
64. Саблин В.Н. Исследование путей совершенствования подготовки стрелков по движущимся мишеням на основе применения технических средств: автореф. дис. канд. пед. наук. – М., 1975. – 84 с.
65. Саблин В.Н., Кононов В.П., Локшин Л.Я. Электронный тренажер для

- совершенствования двигательной структуры в скоростных видах стрельбы // Научно-методическое обеспечение системы подготовки высококвалифицированных спортсменов и спортивных резервов: Материалы Всесоюз. науч.-практ. конф. (19-22 июня 1990 г.). – М., 1990. – Ч. 1. – С. 201-202.
66. Салихова Р.Н., Литвинова А.С. Анализ выраженности альфа-диапазона электроэнцефалограммы стрелка в период прицеливания. / XII Всероссийская медико-биологическая конференция молодых исследователей «Фундаментальная наука и клиническая медицина. Санкт-Петербург. 2009. – С. 326.
67. Слива С.С., Переяслов Г.А., Кондратьев И.В. Компьютерная стабилография для достижения высших спортивных результатов / IV Всероссийская конференция по биомеханике "БИОМЕХАНИКА-98". – Н. Новгород, 1998.
68. Слива С.С., Слива А.С., Кривец Д.В. Стабилоанализатор «Стабилан-01» в спорте. / Сборник статей по стабилографии. – Таганрог: ЗАО «ОКБ «РИТМ», 2006. – С. 136-140 www.stabilan.ru/production/stabila/index.htm
69. Соколов Е.Н., Подачин В.П., Белова Е.В. Эмоциональное напряжение и реакции сердечно-сосудистой системы. – М.: Наука, 1980. – С. 13.
70. Удельнов М.Г. Физиология сердца. – М.: Изд-во МГУ, 1975. – 320 с.
71. Фролов М.В., Свиридов Е.П. Амплитуда Т-зубца ЭКГ как коррелят эмоционального напряжения. // Журн. высш. нервн. деят. – 1974. – Т. 24. – № 5. – С. 1052-1055.
72. Хессет Дж. Введение в психофизиологию. – М.: «Мир», 1981. – 248 с.
73. Шестаков М.П. Использование стабилометрии в спорте. М.: ТВТ Дивизион, 2007. – 112 с.
74. Шестопалова Е.В. Методика обучения стрельбе из пистолета Макарова без ограничения времени на выстрел с использованием тренажера «СКАТТ». Учебно-методическое пособие. – М.: Московский университет МВД России, 2007 – 97 с.
75. Шиян В.В., Коликов М.Б., Напалков Д.А. Проблема управления вниманием при формировании навыков стрельбы. / В сб.: Современные технологии спорта высших достижений в профессиональной подготовке сотрудников силовых ведомств. – М.: ООО «Анита Пресс», 2006. – С. 347 – 355.
76. Шмидт Р., Тевс Г. Под ред. Физиология человека. В 3-х томах. М.: «Мир», 1996. – 876 с.
77. Штарк М.Б., Джафарова О.А., Скок А.Б., Хаймович Е.В., Шубина О.С. Электроэнцефалографическое биоуправление при синдроме дефицита внимания с гиперактивностью (add/hd синдром – предвестник аддик-

- тивных расстройств) // Наркология. 2004. – №1 – С. 56-64
78. Шульговский В.В. Физиология центральной нервной системы. – М.: МГУ, 1997. – 397 с.
79. Юрьев А.А. Спортивная стрельба (Издание второе). – М.: ФиС, 1962. – 543 с.
80. Юсевич Ю.С. Электромиография в клинике нервных болезней. – М.: Медгиз, 1958 – 127 с.
81. Birren J.E., Cardon P.V., Phillips S.L. Reaction time as a function of the cardiac cycle in young adults // *Science*. 1963. V. 140. P. 195-196.
82. Boutcher S.H., Zinsser N.W. Cardiac deceleration of elite and beginning golfers during putting. // *J. Sport Exercise Psychol*. 1990. V.12. P. 37-47.
83. Callaway E., Layne R. Interaction between the visual evoked response and two spontaneous biological rhythms: The EEG alpha cycle and the cardiac arousal cycle // *Ann. N.Y. Acad. Sci*. 1964. V. 112. P. 421-431.
84. Caterini R, Delhomme G, Dittmar A, Economides S, Vernet-Maury E. A model of sporting performance constructed from autonomic nervous system responses. // *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1993. V. 67(3) P. 250-255.
85. Caterini R, Delhomme G, Deschaumes-Molinaro C, Dittmar A, Economidés S, Vernet-Maury E. Increased activation as a limiting factor of performance in sharp shooters. // *Neuropsychologia*. 1995. V. 33(3). P. 385-390
86. Deschaumes-Molinaro C, Dittmar A, Vernet-Maury E. Relationship between mental imagery and sporting performance. // *Behav Brain Res*. 1991. V. Oct 25; 45(1). P. 29-36.
87. Di Russo F., Pitzalis S., Spinelli D. Fixation stability and saccadic latency in elite shooters. // *Vision Res*. 2003. V.43. P. 1837-1845.
88. Di Russo F., Pitzalis S., Aprile T., Spinelli D. Effect of practice on brain activity: an investigation in top-level rifle shooters // *Med. sci. sports exerc*. 2005. V. 37. N. 9. P. 1586-1593.
89. Eckberg D.L. Sympathovagal balance – a critical appraisal. // *Circulation*. 1997. P. 3224 – 3232.
90. Fenici R, Ruggieri MP, Brisinda D, Fenici P. Cardiovascular adaptation during action pistol shooting. // *J Sports Med Phys Fitness*. 1999 V. Sep;39(3) P. 259-266
91. Folkow B., Neil E. *Circulation*. – New York-London-Toronto, 1971.
92. Guillot A., Collet C., Molinaro C., Dittmar A. Expertise and peripheral autonomic activity during the preparation phase in shooting events. // *Percept Mot Skills*. 2004 V. Apr; 98(2). P. 371-81.
93. Hammond D.C. Neurofeedback for the Enhancement of Athletic Performance and Physical Balance. // *The Journal of the American Board of Sport Psychology*. 2007. V1. P. 1-9.

94. Harkness T. Abhinav Bindra wins India's first ever individual Olympic Gold Medal // <http://bfeorg.blogspot.com/2008/09/abhinav-bindra-wins-indias-first-ever.html>
95. Harkness T. Psykinetics and Biofeedback: Abhinav Bindra wins India's first-ever individual Gold Medal in Beijing Olympics. // Biofeedback. 2009. V. 37. I. 2. P. 48-52. www.aapb.org/tl_files/AAPB/files/biof-37-01-48-52.pdf
96. Hatfield D.B., Landers D.M., Ray W.J., Daniels F.S. An electroencephalographic study of elite rifle shooters. *Am. Marksman*, 1982, 7, p. 6-8.
97. Hatfield D.B., Landers D.M., Ray W.J. Cognitive process during self-paced motor performance: an electroencephalographic profile of skilled marksmen. // *J Sport Psychol*. 1984. V. 6. P. 42-59
98. Hatfield D.B., Landers D.M., Ray W.J. Cardiovascular-CNS interactions during a self-paced, intentional attentive state. // *Psychophysiology*. 1987. V24. P.542-549.
99. Hatfield D.B., Haufler A.J., Hung T.-M., Spalding T.W. Electroencephalographic studies of skilled psychomotor performance // *J. of Clinical Neurophysiol*. 2004. V. 21. N. 3. P. 144-156.
100. Hauffer A.J., Spalding T.W., Santa Maria D.L., Hatfield D.B. Neurocognitive activity during a self-paced visuospatial task: comparative EEG profiles in marksmen and novice shooters // *Biological Psychology*. 2000. V. 53. P. 131-160.
101. Helin P., Sihvonen T., Hänninen O. Timing of the triggering action of shooting in relation to the cardiac cycle. // *Br J Sports Med*. 1987 V. Mar;21(1). P. 33-36
102. Hung T.-M., Haufler A.J., Lo L.-C. Visuomotor expertise and dimensional complexity of cerebral cortical activity // *Med. sci. sports exerc*. 2008. V. 40. N. 4. P. 752-759.
103. Fitts P.M., Posner M.I. *Human Performance*. Belmont: Cole Publishing Company, 1967. 162 p.
104. Kamath M.V., Fallen E.L. Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function. // *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 1993. V.21. №3. P. 245-311.
105. Kerick S.E., McDowell K., Hung T.-M., Santa Maria D.L., Spalding T.W., Hatfield B.D. The role of the left temporal region under the cognitive motor demands of shooting in skilled marksmen // *Biological Psychology*. 2001. V. 58. P. 263-277.
106. Kerick S.E., Doudlass L.W., Hatfield B.D. Cerebral cortical adaptations associated with visuomotor practice // *Med. sci. sports exerc*. 2004. V. 36. N. 1. P. 118-129.
107. Kerick S.E., Hatfield B.D., Allender L.E. Event-related cortical dynamics of

- soldiers during shooting as a functional of varied task demand // *Aviat. Space Environ. Med.* 2007. V. 78. N. 5. P. 153-164.
108. Klimesch W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis // *Brain Research Reviews.* 1999. V. 29. P. 169-195.
 109. Klimesch W., Sauseng P., Hanslmayr S. EEG alpha oscillations: The inhibition-timing hypothesis // *Brain Research Reviews.* 2007. V. 53. P. 63-68.
 110. Kontinen N., Lyytinen H. Physiology of preparation: brain slow waves, heart rate, and respiration preceding triggering in rifle shooting. // *Int. J. Sport Psychol.* 1992. V. 23, P. 110-127.
 111. Kontinen N., Lyytinen H. Brain slow waves preceding time-locked visuomotor performance. // *J. Sports Sci.* 1993. V. 11. P. 257-266.
 112. Kontinen N., Lyytinen H., Kontinen R. Brain slow potentials reflecting successful shooting performance. // *Res Q Exerc Sport.* 1995. V. 66. P. 64-72.
 113. Kontinen N., Lyytinen H., Viitasalo J. Preparatory heart rate patterns in competitive rifle shooting. // *J Sports Sci.* 1998. V. Apr;16(3). P. 235-42.
 114. Kontinen N., Lyytinen H., Era P. Brain slow potentials and postural sway behavior during sharpshooting performance. // *J Mot Behav.* 1999. V. 31. P. 1-11.
 115. Kontinen N., Mets T., Lyytinen H., Paananen M. Timing of triggering in relation to the cardiac cycle in nonelite rifle shooters. // *Res Q Exerc Sport.* 2003. V. Dec;74(4). P. 395-400.
 116. Lacey J.I., Kagan J., Lacey B.C., Moss H.A. The visceral level: Situational determinants and behavioral correlates of autonomic response patterns / In: P.H. Knapp (Ed.), *Expression of the emotions in man.* N.Y.: Intern. Univers. Press, 1963. P. 161-196.
 117. Lacey J.I. Somatic response patterning and stress: Some revisions of activation theory / In: M.H. Appley, R. Trumbull (Eds.), *Psychological Stress: Issues in Research.* N.Y. Appleton-Century-Crofts, 1967. P. 14-44.
 118. Lacey B.C., Lacey J.I. Some autonomic-central nervous system interrelationships / In: P. Black (Ed.), *Physiological Correlates of Emotion.* N.Y.: Acad. Press, 1970. P. 205-228.
 119. Lacey, B.C., Lacey, J.I. Studies of heart rate and other bodily processes in sensorimotor behavior / In: P.A. Obrist, A.H. Black, J. Brener, L.V. DiCara (Eds.), *Cardiovascular psychophysiology.* Chicago: Aldine, 1974. P. 538-564.
 120. Landers D.M., Han M., Salazar W., Petruzzello S.J. Effect of learning on encephalographic and electrocardiographic patterns in novice archers // *Int. J. Sport Psychol.* 1994. V. 22. P. 56-71.

121. Loze G.M., Collins D., Holmes P.S. Pre-shot EEG alpha-power reactivity during expert air-pistol shooting: a comparison of best and worst shots // *J. Sports Sci.* 2001. N 19. P.727-733.
122. McAuley J.H., Marsden C.D. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. // *Brain.* 2000. V. 123: 8. P. 1545-1567.
123. Malik M. Heart rate variability. // *Current Opinion in Cardiology.* 1998. V. 13. P. 36-44.
124. Margerison J.H., St. John-Loe P., Binnie C.D. Electroencephalography. / In: P.H. Venables and I. Martin (Eds.) *A manual of psychophysiological methods.* New York: Wiley, 1967
125. Molander B., Backman L. Age differences in heart rate patterns during concentration in a precision sport: implications for attentional functioning. // *J. Gerontol.: Psychol. Sci.* 1989. V.44. P. 80–87.
126. Morrillo M., Di Russo F., Pitzalis S., Spinelli D. Latency of prosaccades and antisaccades in professional shooters // *Med. Sci. Sports Exerc.* 2006. V. 38. N 2. P. 388-394.
127. Napalkov D.A., Kolikoff M.B., Ratmanova P.O., Shulgovsky V.V. Aiming in sport shooting: An interaction between visual and somatosensory systems // *Perception.* 2006. V. 35 (Supplement). P. 189.
128. Napalkov D.A., Shishkin S.L., Kolikoff M.B., Salykhova R.N., Ratmanova P.O., Shulgovsky V.V. Paradoxical increase of the alpha rhythm during the aiming in marksmen: Component analysis // *Int. J. Psychophysiol.* 2008. V. 69. P. 256.
129. Obrist P.A. Webb R.A., Sutterer J.R., Howard J.L. The cardiac-somatic relationship: Some reformulations // *Psychophysiology.* 1970. V. 6. P. 569-587.
130. Obrist P.A., Howard J.L., Lawler J.E., Galosy R.A., Meyers K.A., Gaebelein C.J. The cardiac somatic interaction / In: P.A. Obrist, A.H. Black, J. Brener, L.V. DiCara (Eds.), *Cardiovascular psychophysiology.* Chicago: Aldine, 1974.
131. Pfurtscheller G., Lopes da Silva F. H. Event related synchronization and desynchronization: basic principles. // *Clin. Neurophysiol.* 1999. V.110. P. 1842-1857.
132. Rashmer R.F., Smith D.A. Cardiac control. // *Psychological Reviews* 1959. V.39, P. 41-68.
133. Russell J. *Trap shooting Secrets.* 1997. 188 p.
134. Salazar W., Landers D.M., Petruzzello S.J., Han M.W., Crews D.J., Kubitz K.A. Hemispheric asymmetry, cardiac response, and performance in elite archers. // *Res Q Exerc Sport.* 1990. V. 61. P. 351-359.
135. Robazza C, Bortoli L, Nougier V. Emotions, heart rate and performance in

- archery. A case study. // J Sports Med Phys Fitness. 1999. V. Jun;39(2) P. 169-176.
136. Schmid P. Use of beta receptor blockers in performance sports [Article in German] // Wien Med Wochenschr. 1990. V. Apr 15;140(6-7). P. 184-188.
 137. Shaw J.C. Intention as a component of the alpha-rhythm response to mental activity. // International Journal of Psychophysiology. 1996. V.24. P.7-23.
 138. Siitonen L., Sonck T., Jänne J. Effect of beta-blockade on performance: use of beta-blockade in bowling and in shooting competitions. // J Int Med Res. 1977. V.5.(5) P. 359-366.
 139. Wilson V.E., Peper E., Moss D. "The mind room" in Italian soccer training: the use of biofeedback and neurofeedback for optimum performance. // Biofeedback. 2006. V. 34. I. 3. P. 79-81.
www.aapb.org/tl_files/AAPB/files/biof_34_3_performance.pdf
 140. Wang M.Q., Landers D.M. Cardiac response and hemispheric differentiation during archery performance: a psychophysiological investigation. // Psychophysiology. 1986. V.23. P. 469.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	3
Глава 1. Регистрация физиологических показателей: краткое изложение общих принципов	6
Глава 2. Регистрация и анализ электроэнцефалограммы	21
Из курса физиологии	21
Метод электроэнцефалографии	30
ЭЭГ стрелка в период, предшествующий выстрелу	45
Применение тренажеров с биологической обратной связью на основе параметров ЭЭГ в стрелковом спорте	68
Регистрируем ЭЭГ в процессе стрельбы	72
Обрабатываем ЭЭГ	80
Глава 3. Регистрация и анализ дыхательных движений	86
Из курса физиологии	86
Регуляция дыхания в период подготовки к выстрелу	88
Экспериментальные данные	92
Регистрируем дыхательные движения в процессе стрельбы	95
Глава 4. Регистрация и анализ ритма сокращений сердца	103
Из курса физиологии	103
Модель управления ритмом сердца	108
Электрокардиограмма	110
На что реагирует сердце?	112
Методы оценки функционального состояния по параметрам ЭКГ	116
Анализ ритма сердца во время стрельбы (экспериментальные данные)	126
Регистрируем ЭКГ в процессе стрельбы	145
Глава 5. Регистрация электрической активности мышц и ускорения движения	152
Из курса физиологии	152
Техника регистрации электромиограммы	155
Применение регистрации ЭМГ и ускорения движения в стрелковом спорте	157
Регистрируем электромиограмму в процессе стрельбы	160
Регистрируем ускорение движения в процессе стрельбы	164
Глава 6. Регистрация движений глаз	171
Из курса физиологии	171
Методы регистрации движений глаз	174
Движения глаз у стрелков (экспериментальные данные)	178
Регистрируем электроокулограмму в процессе стрельбы	184
Глава 7. Комплексная регистрация физиологических показателей во время стрельбы	190
Заключение	197
Список литературы	199