

О.Н. Павлова, А.Н. Павлов

Издание осуществлено в рамках
Инновационной образовательной
программы СГУ

**РЕГИСТРАЦИЯ И ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ
ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ С ПОМОЩЬЮ
ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО КОМПЛЕКСА МР100**

Учебное пособие

НАУЧНАЯ КНИГА

САРАТОВ

2008

УДК [591.181:621.391] (075.8)

ББК 28.073 я 73

П12

Павлова О.Н., Павлов А.Н.

П12 Регистрация и предварительная обработка сигналов с помощью измерительного комплекса МР100: Учеб. пособие для студ. физ. фак. / О.Н. Павлова, А.Н. Павлов. – Саратов: Научная книга, 2008. – 80 с.: ил.

ISBN 978-5-9758-0813-4

Учебное пособие предназначено для специализированного практикума, целью которого является ознакомление студентов с принципами регистрации электрофизиологических сигналов и современными методами обработки экспериментальных данных. В пособии рассматриваются базовые понятия электрофизиологии и основы работы с измерительным комплексом МР100 компании BIOPAC Systems, Inc.

Пособие предназначено для студентов физического факультета.

Рецензенты

В.С. Анищенко, Заслуженный деятель науки РФ, д.ф.-м.н., профессор

О.В. Семячкина-Глушковская, к.б.н., доцент

УДК [591.181:621.391] (075.8)

ББК 28.073 я 73

Работа издана в авторской редакции

ISBN 978-5-9758-0813-4

© О.Н. Павлова, А.Н. Павлов, 2008

Предисловие

Настоящее учебное пособие представляет собой введение в круг проблем, относящихся к методике регистрации и предварительного анализа электрофизиологических сигналов с помощью измерительного комплекса MP100 компании BIOPAC Systems, Inc. Данный измерительный комплекс обеспечивает возможность записи (в том числе одновременной) различных физиологических процессов, включая электрокардиографию, электроэнцефалографию, электромиографию, вызванные потенциалы мозга, фотоплетизмографию. Удобный интерфейс позволяет анализировать соответствующие сигналы в режиме реального времени, проводить статистическую обработку экспериментальных данных и запись оцифрованных сигналов на диск компьютера для последующего, более детального анализа их структуры. Учебное пособие предназначено для освоения студентами базовых понятий электрофизиологии и ознакомления их с основами работы с комплексом MP100 в рамках специализированного практикума.

1 Электрокардиография

Введение



Одним из самых распространенных и эффективных методов исследования динамики сердца и диагностики режима его функционирования является анализ *электрокардиограммы* (ЭКГ) – графического представления разности потенциалов, регистрируемой в процессе электрокардиографии. Сердце представляет собой мощный “электрогенератор”. Этот факт известен еще с 19 века, когда Виллем Эйнтховен впервые зарегистрировал ЭКГ. В настоящее время электрокардиография широко применяется в медицине и экспериментальной физиологии. С ее помощью можно изучать динамику распространения возбуждения в сердце, а также судить о различных нарушениях сердечной деятельности. Форма ЭКГ зависит от индивидуальных особенностей организма, его функционального состояния, от размеров и положения сердца в грудной клетке.

Для регистрации ЭКГ используют электрокардиографы – приборы, с помощью которых производится прием сигналов электрической активности через кабель отведений. Чаще всего регистрация осуществляется в состоянии покоя в положении лежа. Для записи ЭКГ у спортсменов во время тренировочного процесса и у космонавтов в космическом полете были созданы специальные приборы, принципом действия которых является передача ЭКГ на расстояние с помощью радиосвязи. Анализируя вариабельность сердечного ритма по ЭКГ, можно оценить уровень стресса. Для изучения функционального состояния организма у спортсменов сравнивают записи до и во время тренировок.

Запись электрокардиограммы

Ткани являются хорошими проводниками электричества, поэтому для записи ЭКГ электроды можно прикладывать не только непосредственно к телу в области сердца, но и к рукам или ногам.

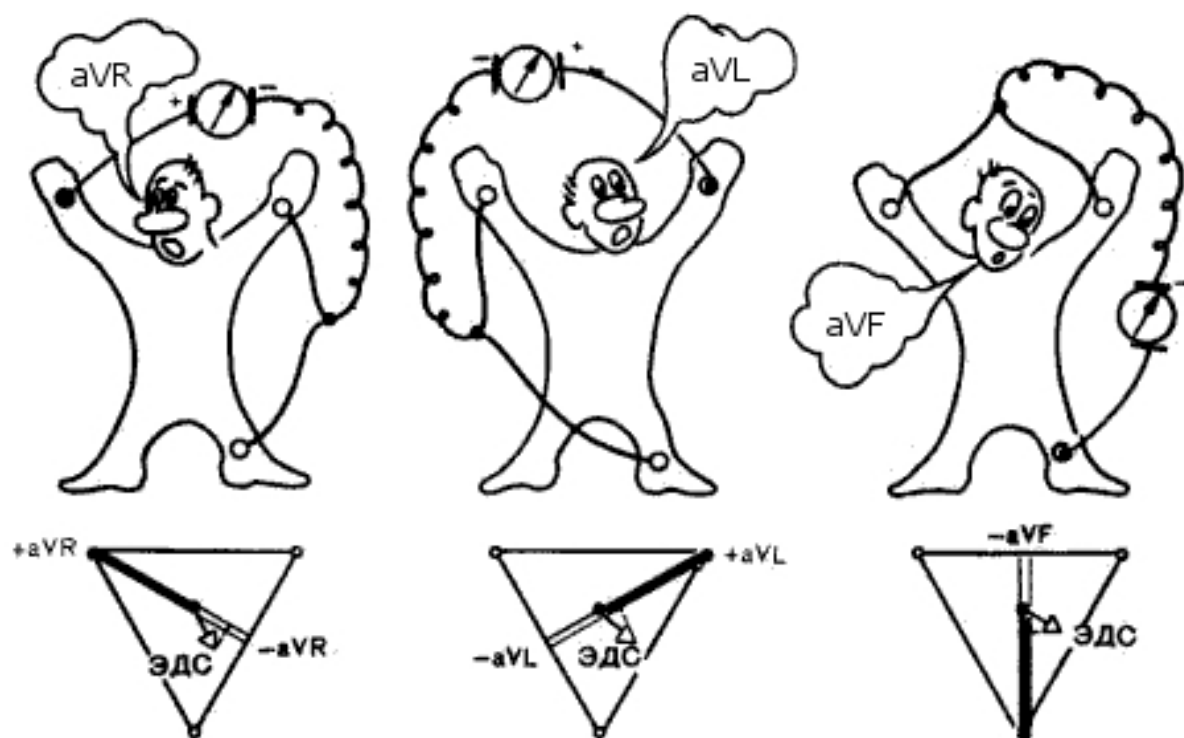


Рис. 1.1. Стандартные отведения, используемые в электрокардиографии.

При проведении экспериментов выбирают одно из трех стандартных отведений (рис. 1.1):

- правая рука (–) – левая рука (+);
- правая рука (–) – левая нога (+);
- левая рука (–) – левая нога (+).

Знаки (+) и (–) обозначают подключение электрода к положительному или отрицательному полюсам гальванометра. Три стандартных отведения образуют равносторонний треугольник с вершинами, соответствующими правой руке, левой руке и левой ноге. Также регистрируют усиленные (однополюсные) отведения от конечностей:

- aVR – усиленное отведение от правой руки;

- aVL – усиленное отведение от левой руки;
- aVF – усиленное отведение от левой ноги.

Используемые обозначения происходят от первых букв английских слов: a – *augmented* (усиленный), V – *voltage* (потенциал), R – *right* (правый), L – *left* (левый), F – *foot* (нога). Регистрирующий электрод определяет разность потенциалов между конкретной точкой электрического поля (к которой он подведен) и электрическим нулем.

Различают следующие варианты записи ЭКГ:

Запись ЭКГ в условиях относительного покоя. Регистрируется ЭКГ-сигнал в положении лежа на спине, при спокойном дыхании. Длительность такой записи должна быть не менее 5 минут. При этом устраняются все помехи (телефонные звонки, разговоры, появление в кабинете других лиц и т.д.).

Запись ЭКГ при умственных и эмоциональных нагрузках на организм. Обычно записываются сигналы средней длительности. Регистрация проводится в положении лежа или сидя при умственных нагрузках (мысленный счет), добавлении эмоционально значимой информации (слова, текст) и т.д.

Анализ электрокардиограммы

Обычно на электрокардиограмме можно выделить пять зубцов: P, Q, R, S, T (рис. 1.2). В редких случаях удастся увидеть малозаметную волну U. Формирование соответствующих зубцов обусловлено распространением возбуждения в сердце и отражает этот процесс (см. таблицу 1.1). Интервалы времени между последовательными зубцами P или R характеризуют длительность одного сердечного цикла.

На рисунке 1.2 изображена электрокардиограмма для здорового организма. При различных нарушениях нормального функционирования сердца вид ЭКГ претерпевает изменения.

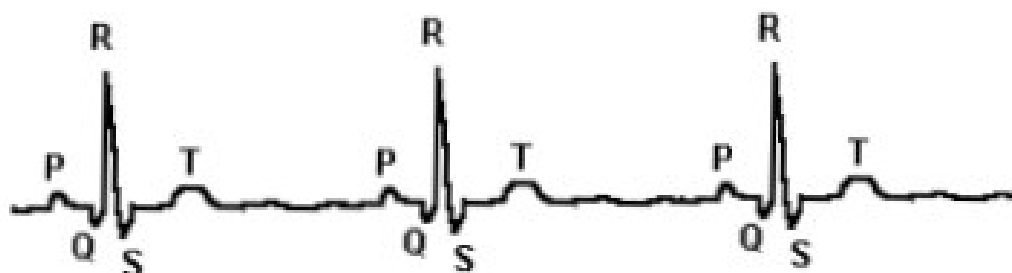


Рис. 1.2. Типичный вид электрокардиограммы.

Зубец, сегмент, комплекс	Физиологический процесс
P	Охват возбуждением предсердий. Первая половина зубца соответствует распространению возбуждения из синусного узла на правое предсердие, вторая половина – охвату возбуждением левого предсердия.
PQ	Возбуждение распространяется на предсердно-желудочковый узел и движется по проводящей системе желудочков. Этот сегмент возникает в результате того, что возбуждение оснований желудочков нарастает медленнее.
QRS	Охват возбуждением желудочков.
Q	Возбуждение верхушки сердца и внутренней поверхности желудочков.
S	Полный охват возбуждением миокарда желудочков.
T	Реполаризация (восстановление нормального мембранного потенциала клеток миокарда).

Таблица 1.1. Физиологические процессы, соответствующие различным участкам одного цикла электрокардиограммы.

В частности, в некоторых случаях могут наблюдаться трепетание и мерцание (фибрилляция) сердца. При этом мышечные волокна предсердий и желудочков начинают быстро и асинхрон-

но сокращаться с частотой 400 мин^{-1} при трепетании и 600 мин^{-1} – при фибрилляции. Фибрилляция характеризуется тем, что мышечные волокна сокращаются не одновременно, на ЭКГ этому состоянию соответствует хаотический колебательный ритм, а комплексы QRS и Т отсутствуют.

Одним из основных достоинств ЭКГ является то, что она является абсолютно безвредным методом исследования и в то же время очень информативным показателем состояния функций сердца. Так, анализ последовательности возникновения потенциалов, регистрируемых от волокон различных отделов сердца, может дать наиболее точные сведения о пути и скорости распространения волны возбуждения. Подобным методом удалось, например, точно измерить скорость проведения импульсов в синоатрикулярном узле (0.05 м/с) и по предсердию ($0.45\text{--}0.6 \text{ м/с}$). С помощью ЭКГ можно оценить характер нарушений проведения возбуждения в сердце. По величине интервала PQ (для человека в норме он составляет $0.12\text{--}0.2 \text{ с}$) можно определить, совершается ли проведение возбуждения от предсердий к желудочку с нормальной скоростью.

ЭКГ позволяет осуществить расчет частоты сердечных сокращений (ЧСС). Для здорового организма в состоянии покоя она составляет $60\text{--}80 \text{ мин}^{-1}$. При брадикардии ЧСС становится менее 60 мин^{-1} , интервал $PQ \geq 0.12 \text{ с}$. Случаю тахикардии соответствует частота сердечных сокращений $70\text{--}130 \text{ мин}^{-1}$, интервал $PQ < 0.12 \text{ с}$. Даже в состоянии покоя ЧСС является переменной величиной, которая зависит от возраста, пола, физического и эмоционального состояния человека. Например, учащенный ритм сердца отмечается в первой и второй половине дня; во время сна ЧСС уменьшается примерно до $40\text{--}50 \text{ мин}^{-1}$. У детей ЧСС больше чем у взрослых; у женщин ЧСС больше чем у мужчин в среднем на 5–10 сокращений в минуту.

При переходе из горизонтального положения в вертикальное частота сердцебиений увеличивается. При повышении температуры окружающей среды, после приема пищи, во время эмоций и работы мышц ЧСС также возрастает.

Существует понятие максимальной частоты сердечных сокращений (ЧСС_{max}), которая может быть достигнута при выполнении физической нагрузки (максимальный пульс). Чем выше интенсивность выполняемой работы, тем больше этот показатель. Однако есть пределы, за которыми пульс дальше увеличиваться не может. При некоторой интенсивности пульс останавливается на определенном уровне. У каждого человека своя максимальная частота сердечных сокращений. В первую очередь этот показатель зависит от возраста человека. В среднем, каждый год (начиная с 15 лет) он уменьшается на 1 удар в минуту. Максимальный пульс можно приближенно определить по формуле: $\text{ЧСС}_{\text{max}} = 220 - \text{возраст}$. Однако следует отметить, что индивидуальные показатели максимального пульса могут отличаться от полученного таким образом среднего показателя. Более точно определить максимальный пульс можно с помощью встроенной в некоторые модели пульсометров специальной функции. Знать свой максимальный пульс необходимо спортсменам, так как только по ЧСС можно определить интенсивность выполняемой физической нагрузки.

Вариабельность сердечного ритма

У здоровых людей интервал времени от начала цикла одного сердечного сокращения до начала другого не является одинаковым и постоянно меняется. Первым это обнаружил А. Галлер в 1760 г. Явление получило название вариабельности сердечного ритма (ВСР), оно наблюдается даже в состоянии покоя. Характерно, что непостоянство интервала между кардиоциклами находится в пределах некоторой средней величины, являющейся оптимальной для рассматриваемого функционального состояния организма. Это свидетельствует о том, что ВСР должна оцениваться только в стационарных состояниях, так как при любом изменении (в простейшем случае, при изменении положения тела) частота сердечных сокращений начинает подстраиваться под новый функциональный уровень. Период «подстройки» является

своеобразным переходным процессом, в течение которого включаются другие, не связанные с регуляцией ВСР механизмы, обеспечивающие достижение средней ЧСС, оптимальной уже для нового функционального состояния.

О вариабельности ритма сердца традиционно судят по длительности R-R интервалов ЭКГ, то есть промежутков времени между последовательными зубцами R (рис. 1.2), хотя правильнее было бы рассматривать длительность P-P интервалов, так как именно начало зубца P является началом нового сердечного цикла. Традиция проведения оценки R-R интервалов связана с тем, что зубец R легче всего выделить из сигнала ЭКГ при компьютерной обработке в силу того, что он является наибольшим по амплитуде. Для изучения ВСР кроме записей ЭКГ можно использовать и другие методы, осуществляющие регистрацию циклов сердечных сокращений (реографию, плетизмографию, доплерографию магистральных артерий, эхокардиографию).

Вариабельность сердечного ритма отчетливо видна при графическом представлении последовательности R-R интервалов за определенный временной промежуток. Если по оси абсцисс откладывается номер кардиоинтервала, то она называется кардиоинтервалограммой, если время – кардиоритмограммой (или просто ритмограммой). Кардиоинтервалограмма обычно изображается в виде столбиковых диаграмм, а ритмограмма традиционно представляется в виде кривой (рис. 1.3).

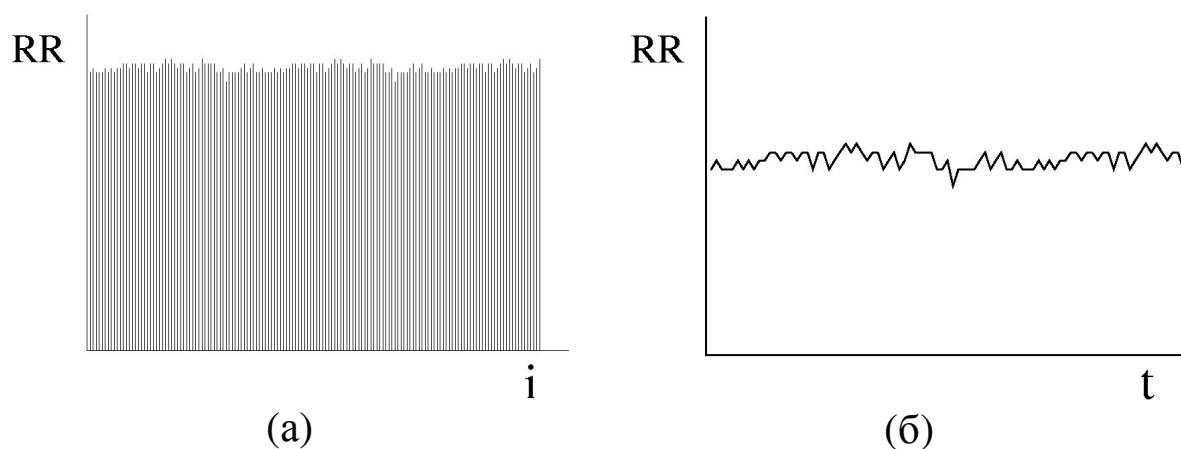


Рис. 1.3. Кардиоинтервалограмма (а) и ритмограмма (б).

Существуют свои особенности построения ритмограммы, связанные с тем, что по оси абсцисс откладывается время в секундах, а R-R интервалы отличаются по длительности и не соответствуют целой секунде. Наличие переменного шага по времени крайне неудобно для большинства методов обработки экспериментальных данных (прежде всего, для спектрального анализа). Для решения этой проблемы дискретные значения R-R интервалов принимаются за опорные точки, которые последовательно откладываются по оси абсцисс. Затем проводится переоцифровка полученной кривой с постоянным шагом по времени (рис. 1.4). В итоге этой процедуры получается весьма наглядная и удобная для дальнейшего анализа ритмограмма.

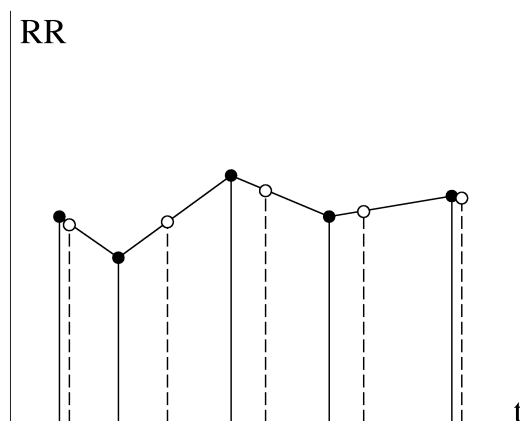


Рис. 1.4. Переход к постоянному шагу по времени. Черными кружками обозначены опорные точки, светлыми — результат переоцифровки полученной кривой.

При визуальном рассмотрении ритмограмм оказывается, что изменение длительности R-R интервалов происходит с определенной периодичностью. Это свидетельствует о существовании волновой модуляции сердечного ритма. Вариабельность сердечного ритма, не связанная с нарушениями функций автоматизма, проводимости или возбудимости, получила название *синусовой аритмии*. Выделяют дыхательную и недыхательную компоненты синусовой аритмии. Первая из них определяется фазами дыхания — при вдохе происходит уменьшение длительности R-R интервалов, а при выдохе — увеличение, что приводит к формированию дыхательных волн. Анализ ритмограмм позволяет изучать:

- высокочастотный диапазон (дыхательные волны) – 0.15–0.4 Гц (2.5–6.5 с);
- низкочастотный диапазон (медленные волны первого порядка) – 0.04–0.15 Гц (6.5–25 с);
- очень низкочастотный диапазон (медленные волны второго порядка) – 0.003–0.04 Гц (25–333 с);
- ультранизкочастотный диапазон – частоты менее 0.003 Гц.

Исследование ВСР включает три этапа:

1. Измерение длительности R-R интервалов и представление экспериментальных данных в виде кардиоинтервалограммы;
2. Анализ динамических рядов кардиоинтервалов;
3. Оценку результатов анализа ВСР.

Для изучения вариабельности сердечного ритма анализируют кратковременные (в течение минут, десятков минут) и долгосрочные записи (начиная с нескольких часов). В целях контроля текущего состояния организма обычно регистрируют ЭКГ в течение 5 минут. В этом случае рассматривают первые два диапазона [0.15–0.4] Гц и [0.04–0.15] Гц. Для исследования остальных необходимо располагать более длительными записями.

В настоящее время широко распространены спектральные методы анализа вариабельности сердечного ритма (включая подходы, основанные на применении вейвлет-преобразования, являющегося одним из наиболее универсальных методов исследования нестационарных процессов по сигналам малой длительности). Анализ спектральной плотности мощности колебаний дает информацию о распределении энергии по частотам. Расчеты спектров позволяют получить информацию о соотношении энергий разных компонент ВСР. Вариабельность сердечного ритма анализируют также с помощью статистических методов, корреляционного анализа, методов нелинейной динамики. В современной практике перечисленные методы позволяют решать многие задачи диагностического и прогностического профиля, оценки функциональных состояний. Многие специальные методы, разработанные для анализа ВСР, требуют отдельного детального

рассмотрения, которое выходит за рамки данного пособия. Перечислим несколько традиционных статистических характеристик, расчет которых относится к числу стандартных методов анализа сердечного ритма.

Статистический анализ сердечного ритма

К статистическим показателям, которые позволяют оценивать *быстрые* (в течение 2–5 с) изменения ЧСС и основаны на определении степени различий в длительности соседних R-R интервалов, относят следующие характеристики:

- **RMSSL** (мс) – среднеквадратичное различие между продолжительностью соседних R-R интервалов.
- **pNN50** (%) – доля соседних интервалов R-R, которые различаются более чем на 50 мс. Полагают, что их значения определяются преимущественно влиянием парасимпатического отдела вегетативной нервной системы и являются в основном отражением синусовой дыхательной аритмии.
- **RMSSD** (мс) – квадратный корень из среднего квадрата разности значений соседних интервалов R-R:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (x_i - x_{i+1})^2}.$$

Величина RMSSD является мерой ВСР с малой продолжительностью циклов.

Ряд других индексов позволяет оценить более медленную модуляцию ЧСС. Они основаны на непосредственном измерении длительности R-R интервалов:

- **SDNN** (мс) – стандартное отклонение от средней длительности всех интервалов (наиболее распространенный показатель ВСР). Значение SDNN – интегральный показатель, характеризующий ВСР в целом, зависит от воздействия как симпатического, так и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы. Из-за нестационарности последовательностей R-R величина SDNN зависит от длительности

анализируемого сегмента ЭКГ (без предварительного устранения тренда будет наблюдаться тенденция к возрастанию SDNN при увеличении времени записи).

- **SDANN** (мс) – стандартное отклонение от среднего значения R-R интервалов, вычисленного для каждого 5-минутного участка записи ЭКГ. Данный коэффициент характеризует BCP с большой продолжительностью циклов.

Результаты временного анализа BCP зависят от качества записи ЭКГ (уровня шума, наличия артефактов) и точности распознавания QRS комплексов. Считается, что менее чувствительны к указанным факторам *геометрические методы*, к числу которых относится вариационная пульсометрия. Сущность данного подхода состоит в изучении закона распределения R-R интервалов как случайных величин в исследуемом ряду их значений, то есть в изучении так называемой «вариативности» R-R интервалов. При этом строится *вариационная кривая* или *гистограмма*, и определяются различные ее характеристики. При построении гистограммы важное значение имеет выбор способа группировки кардиоинтервалов. В вариационной пульсометрии принята группировка с интервалом в 0.05 с в диапазоне от 0.40 до примерно 1.30–1.40 с – с этой целью выделяются 20 диапазонов значений R-R интервалов шириной 50 мс: [0.40-0.45), [0.45-0.50), [0.50-0.55) и т.д.

Существуют графический и числовой способы представления результатов вариационной пульсометрии. При графическом способе (рис. 1.5) каждый диапазон значений отражается в виде столбика с высотой, пропорциональной числу кардиоинтервалов j , попавших в данный диапазон значений. На рисунке 1.5 одновременно представлены три возможных типа вариационной пульсограммы, характеризующие разные механизмы регуляции. *Вариационная кривая 1* отражает эффект преобладания тонуса симпатического отдела вегетативной нервной системы: все значения R-R интервалов размещаются преимущественно в двух диапазонах (в данном случае в один из них попадает примерно 75% кардиоинтервалов). Это означает наличие высокой мобилизации

системы кровообращения и высокого уровня ее функционирования, так как частота пульса составляет примерно 90–110 ударов в минуту. *Кривая 3* демонстрирует эффект преобладания парасимпатического отдела вегетативной нервной системы: значения R-R интервалов находятся в пределах 0.95–1.25 с (48–63 ударов в минуту). Высокая степень вариативности указывает на относительно слабую централизацию управления сердечным ритмом. *Вариационная кривая 2* характерна для переходного процесса, она имеет несимметричную форму с преобладанием R-R интервалов в диапазоне минимальных значений. Кривая указывает на то, что наблюдается односторонний сдвиг значений R-R интервалов, и это свидетельствует о переходе синусового узла от одного уровня функционирования к другому.

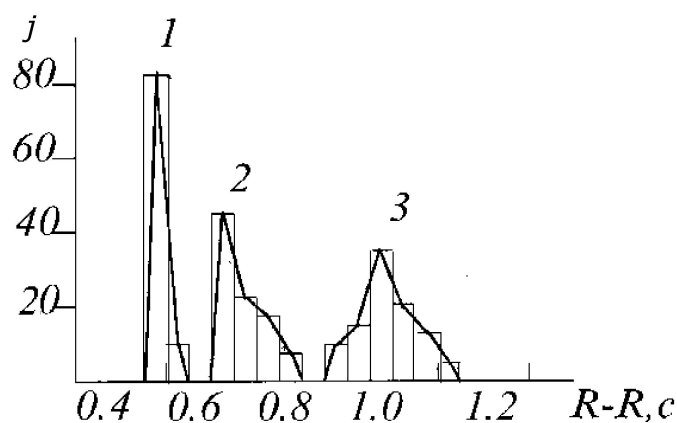


Рис. 1.5. Графический способ представления результатов вариационной пульсометрии в виде гистограммы.

Широко используются следующие числовые характеристики вариационных пульсограмм:

- *Мода $\mathbf{Mo}$, с* – диапазон значений наиболее часто встречающихся R-R интервалов. В качестве моды принимают начальное значение диапазона, в котором отмечается наибольшее число R-R интервалов. $\mathbf{Mo}$ указывает на наиболее вероятный уровень функционирования системы кровообращения и для стационарных процессов совпадает с математическим ожиданием.
- *Амплитуда моды $\mathbf{AMo}$, %* – относительное количество R-R интервалов, соответствующих диапазону наиболее часто

встречающихся значений (то есть диапазону моды). Показатель отражает стабилизирующий (мобилизующий) эффект централизации управления ритмом сердца. В основном этот эффект обусловлен влиянием симпатического отдела вегетативной нервной системы.

- *Вариационный размах ΔX* , с – степень непостоянства значений R-R интервалов. Для стационарных процессов по своему смыслу не отличается от среднеквадратического отклонения, то есть отражает суммарный эффект регуляции ритма вегетативной нервной системой, но указывает на максимальную амплитуду колебаний значений R-R интервалов. Вариационный размах можно считать показателем, в значительной мере связанным с состоянием парасимпатического отдела вегетативной нервной системы. Однако, в определенных условиях (при значительной амплитуде медленных волн) вариационный размах зависит в большей мере от состояния подкорковых нервных центров, чем от тонуса парасимпатической системы.

По данным вариационной пульсометрии вычисляют ряд дополнительных показателей:

- *Триангулярный индекс (ТИ)*. Для расчета этого показателя на гистограмме $H(RR)$ находят диапазон наиболее часто встречающихся значений R-R интервалов X (рис. 1.6) и определяют соответствующий максимум гистограммы: $Y=H(X)$ – число кардиоинтервалов, попадающих в данный диапазон. Триангулярный индекс вычисляется путем деления общего количества R-R интервалов N_{max} на величину Y : $ТИ = N_{max}/Y$. Значения ТИ в значительной степени зависят от интервала группировки R-R интервалов. Этот показатель характеризует суммарную ВСР в целом.
- *Триангулярная интерполяция гистограммы (TINN)*. Данная характеристика представляет собой ширину основания треугольника, которым можно аппроксимировать гистограмму. На рисунке 1.6: $TINN = M-N$.

Главный недостаток вариационной пульсометрии – необходимость использования значительного числа кардиоинтервалов для построения гистограммы. На практике, продолжительность реализации R-R интервалов не должна быть меньше 20 минут, чтобы быть уверенным в корректном применении геометрических методов анализа R-R интервалов. В связи с этим, данный метод не подходит для оценки кратковременных изменений ВСП.

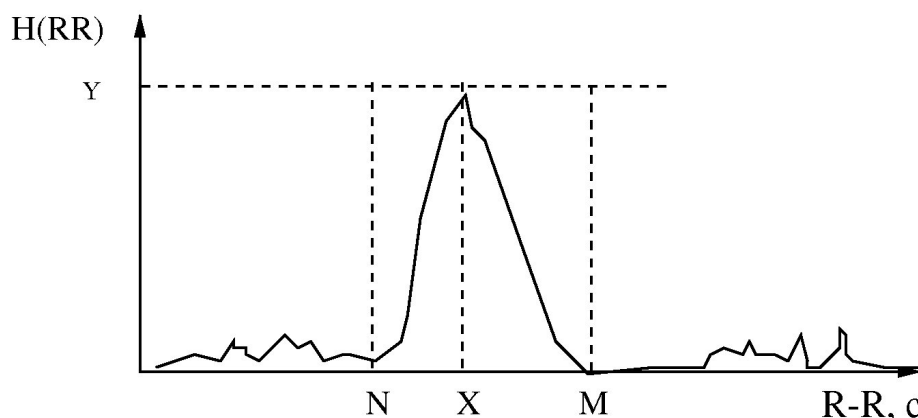


Рис. 1.6. Распределение R-R интервалов.

Еще одним геометрическим методом является корреляционная ритмография, в рамках которой по осям прямоугольной системы координат откладываются значения двух соседних R-R интервалов. При этом получается точка на плоскости, координатами которой являются: по оси абсцисс – значение текущего R-R интервала (RR_n), а по оси ординат – значение последующего R-R интервала (RR_{n+1}). Множество точек, полученное таким образом, называют *скатерграммой* (или *автокорреляционным облаком*) – рис. 1.7. По виду облака можно определять сердечные аритмии, так как большие отклонения продолжительности кардиоинтервалов от среднего значения приводят к существенному разбросу точек на плоскости (RR_n , RR_{n+1}). Изменения синусового ритма дают определенный разброс точек в виде окружности или эллипса. Если в динамическом ряду кардиоинтервалов присутствует сильно выраженная низкочастотная периодика, то будет наблюдаться эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы. Наиболее простым способом описания множества точек автокорреляционного обла-

ка является расчет отношения длин продольной и поперечной осей эллипса (a/b): чем сильнее выражена медленная периодика, тем больше данное отношение.

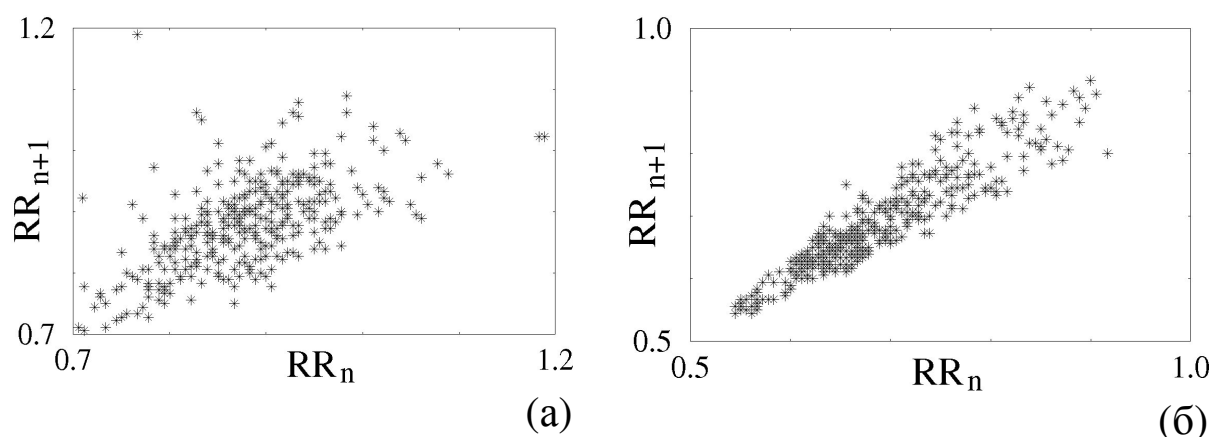


Рис. 1.7. Корреляционная ритмограмма человека в спокойном состоянии (а) и при эмоциональном стрессе (сдача экзамена) (б).

Методы анализа variability сердечного ритма могут использоваться для оценки состояния человека в различных условиях трудовой деятельности, физической нагрузки, уровня стресса и т.д. В настоящее время особый интерес для исследователей представляет изучение медленных волн второго порядка и компонент спектра колебаний с частотами менее 0.01 Гц, включая минутные и часовые волны, а также разработка новых методов анализа variability сердечного ритма, учитывающих сложный нестационарный характер динамики сердечно-сосудистой системы. В частности, недавние исследования позволили обнаружить ряд интересных явлений, к числу которых относится возможность синхронизации сердечного ритма человека. Было установлено, что слабый внешний периодический сигнал приводит к эффективной синхронизации и подстройке частоты сердечных сокращений. Наличие такого эффекта открывает новые возможности и для фундаментальной науки и для клинической практики.

Регистрация и анализ с помощью комплекса MP100

В состав измерительного комплекса MP100 входит модуль для регистрации электрокардиограмм ECG100C. Для записи ЭКГ нужно выполнить следующую последовательность действий:

- 1) Подсоединить кабель MEC100C к модулю ECG100C, подключить электроды (рис. 1.1). Для улучшения качества регистрации сигнала на контактную поверхность электродов наносится специальный гель.
- 2) Установить на приборе значение Gain 500 (усиление) и задать характеристики фильтров “35 Hz LPN”, “0.05 Hz HP Filter”.
- 3) Запустить программу AcqKnowledge, выбрать папку Samples, тип файлов *GTL и затем открыть файл “Q20 Online ECG Quickstart”. В результате появится новое окно.
- 4) Указать канал для записи аналогового сигнала, выбрав MP100 → Set Up Channels → Analog. В появившемся окне установить номер канала, например, A1 (необходимо проверить, какой канал задан на модуле ECG100C, именно его и нужно установить в программе) – см. рис. 1.8.

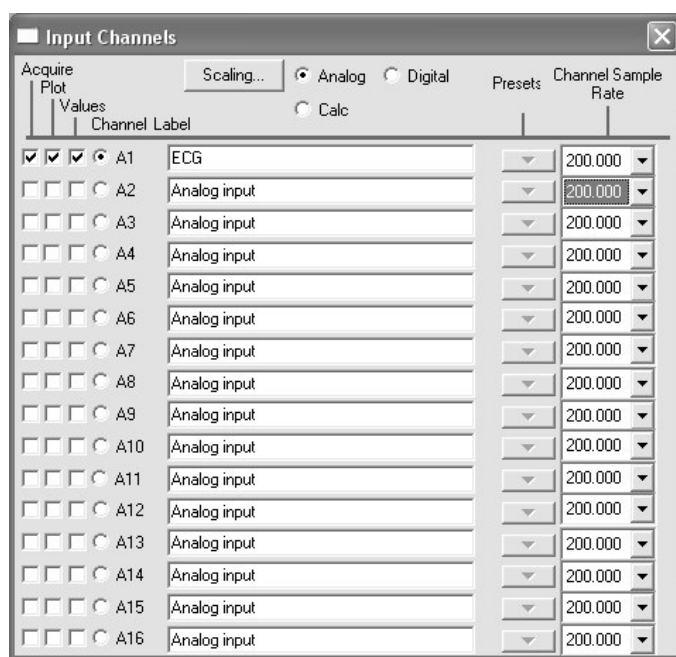


Рис. 1.8. Выбор канала для регистрации сигнала ЭКГ.

- 5) Выбрать величины, которые будут вычисляться в режиме реального времени в процессе записи электрокардиограммы (например, частота сердцебиений, длительность R-R интервалов и т.д.). С этой целью в том же самом окне (рис. 1.8) установить Calc. После выбора каждой характеристики необходимо заходить в Setup, задавать параметры (или использовать указанные по умолчанию) и нажимать ОК (программа запоминает настройки по отдельности). Один из вариантов набора величин, который может быть задан экспериментатором, представлен на рисунке 1.9.

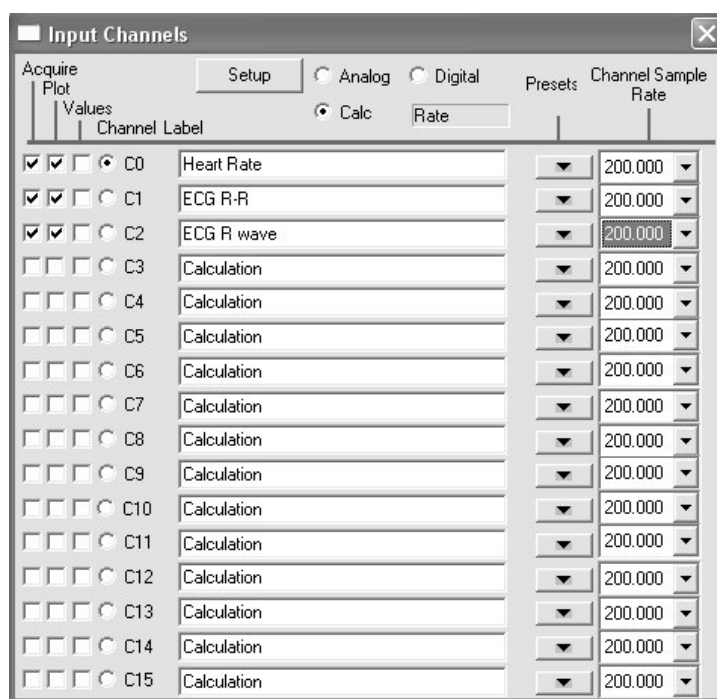


Рис. 1.9. Набор величин, которые будут вычисляться в процессе записи ЭКГ.

- 6) Задать длительность экспериментальной записи в MP100 → Set Up Acquisition. В появившемся окне также устанавливается частота дискретизации сигнала и варианты хранения данных (в оперативной памяти или запись в файл).
- 7) Нажать “Start” для начала записи данных. При необходимости запись можно приостановить, нажав “Stop”. Для удобства визуального контроля регистрируемого сигнала предусмотрены возможности установки автоматического выбора масштаба переменных, выводимых на экран. Пример полученной при этом экспериментальной записи

электрокардиограммы вместе с выбранными величинами (ЧСС, длительность R-R, высота зубца R) представлен на рисунке 1.10.

Анализ типичной формы одного кардиоцикла включает идентификацию характерных P, Q, R, S и T зубцов. Такой анализ целесообразно начинать с R волн. Для удобства можно изменить масштаб по обеим осям (щелчком левой клавиши мыши по соответствующей оси открывается окно, в котором задается требуемый масштаб).

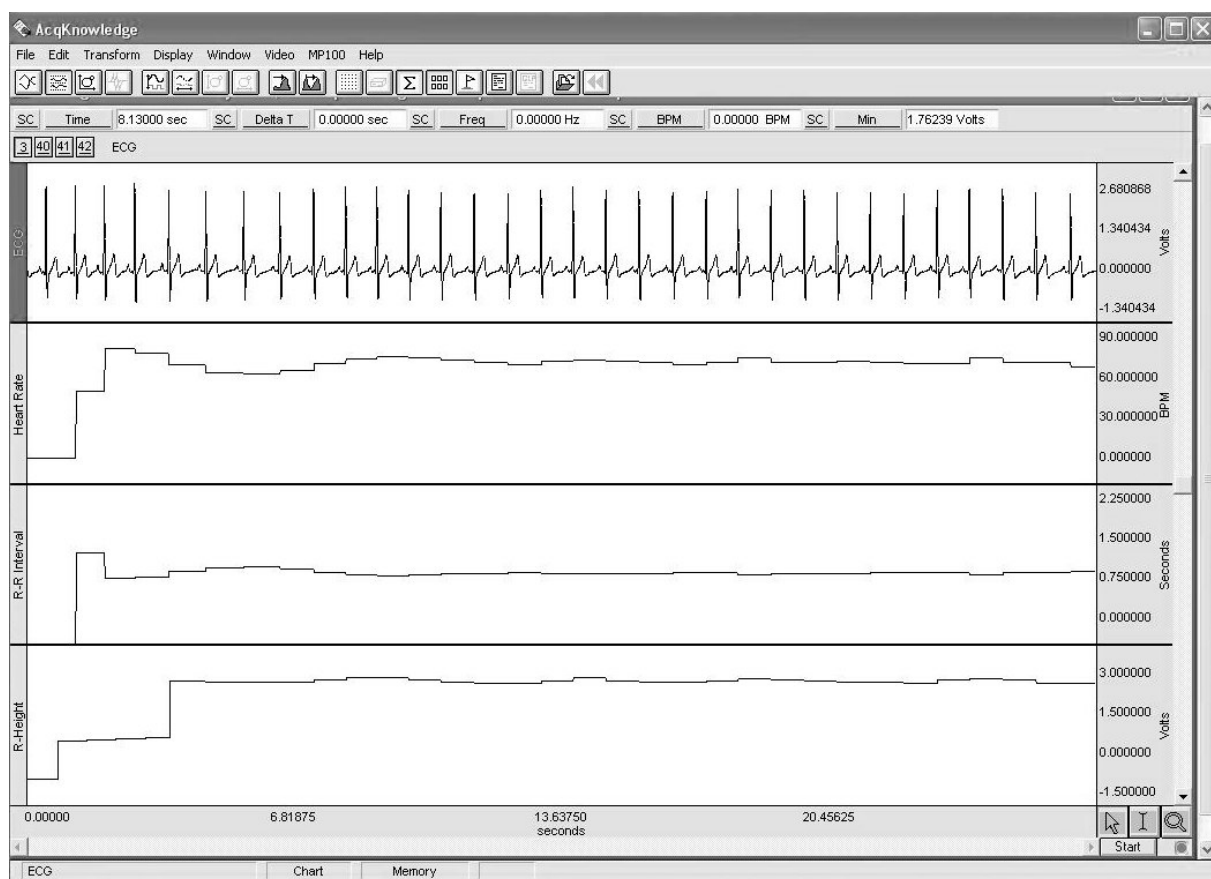


Рис. 1.10. Пример экспериментальной записи.

Для идентификации момента времени, соответствующего R волне, установить курсор на максимум этого пика, предварительно нажав на кнопку . Выделить мышью область от курсора до другого пика, интервал времени между которыми требуется определить (рис. 1.11). Например, можно оценить величину R-R интервала, время между R и P или R и T волнами. Длительность выделенного фрагмента ЭКГ будет отражена в окне индикатора

“Delta T”. Для более точного измерения длительности временных интервалов можно воспользоваться опцией автоматического нахождения пиков электрокардиограммы Transform → Find Peak. Также существует возможность измерить количество ударов в минуту (“beats per minute” или BPM) и амплитуду каждой волны.

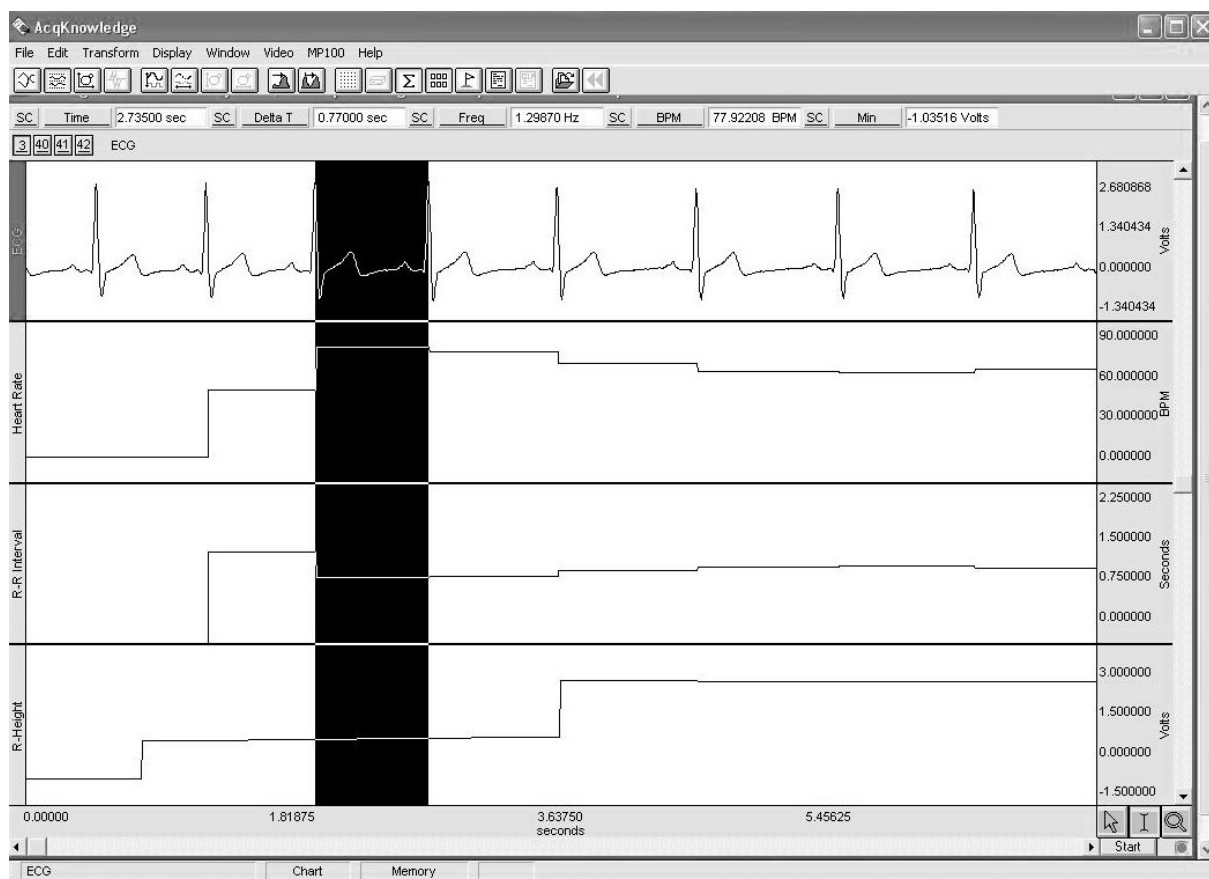


Рис. 1.11. Выделение области для оценки интервала времени между R зубцами.

Поскольку характерные пики ЭКГ повторяются от удара к удару с незначительными изменениями, важной характеристикой является усредненная форма сигнала, соответствующего одному сердечному циклу. Провести усреднение можно в пределах всей экспериментальной записи или для отдельных ее участков. С этой целью требуется выделить мышью область для усреднения (предварительно нажав кнопку ) . Затем можно воспользоваться опцией Transform → Find Peak, задать уровень порога и положения курсоров, выбрать “Off-line Averaging”, после чего нажать кнопку “Setup Averaging”. В появившемся окне выбрать “Selected Area”, нажать “OK” и затем “Ave Start”. В результате будет полу-

чен усредненный сигнал ЭКГ. По аналогии выбирается другая область, для которой выполняются аналогичные действия. Чтобы все волновые формы отображались в одном окне одна под другой, требуется сначала выделить нужные волновые формы (“Edit → Select all”) и поместить их в выбранное окно (“Edit → Insert Waveform”) – рис. 1.12.

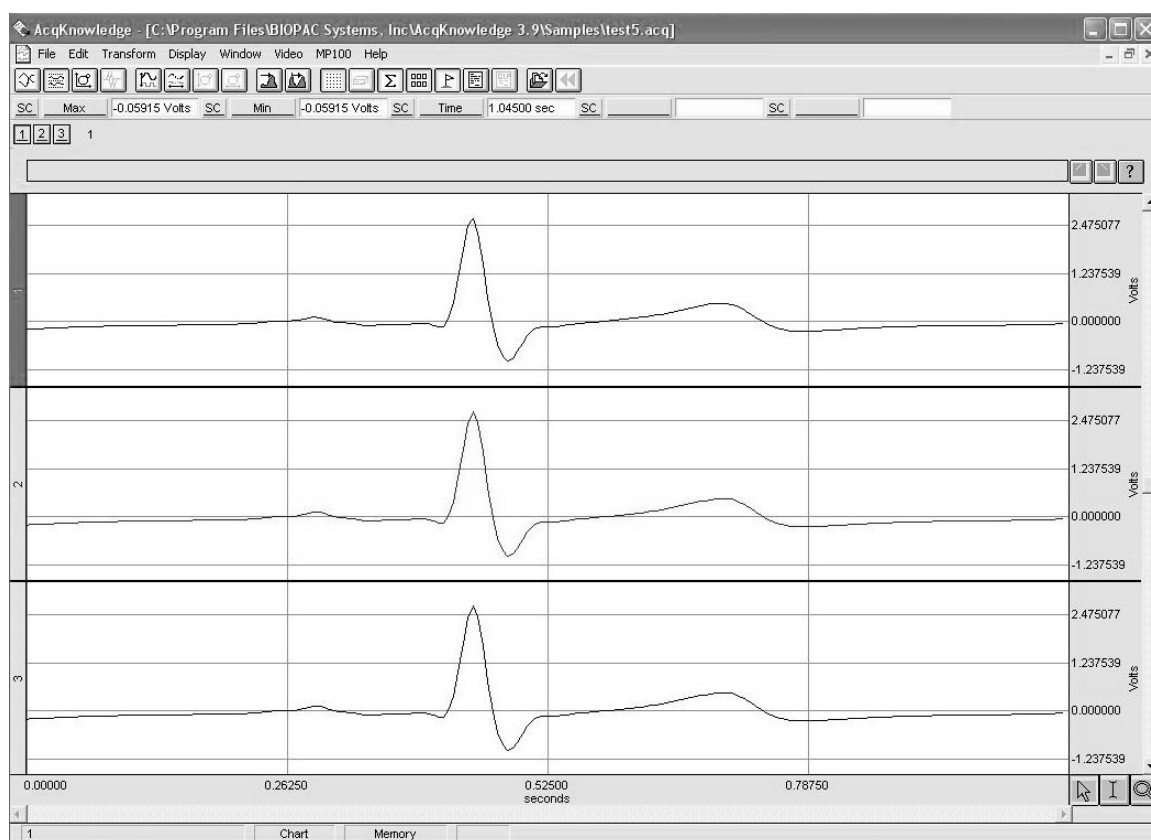


Рис. 1.12. Усредненные волновые формы для разных участков ЭКГ.

С целью выявления различий волновых форм их удобно вывести на один график, нажав кнопку “Scope Mode”, расположенную на верхней панели. Для возвращения к прежним временным зависимостям нужно нажать кнопку “Chart Mode”.

Существуют различные варианты записи результатов в файл:

- Файл *.acq – сохраняется полная картинка в специальном формате программы AcqKnowledge (для последующей обработки);
- Файл *.txt – обычный текстовый формат для последующего анализа экспериментальных записей с помощью специальных программ.

С помощью AcqKnowledge можно проводить статистический анализ сердечного ритма и оценивать рассмотренные выше статистические показатели. В частности, для построения гистограммы последовательностей R-R интервалов необходимо вначале выбрать нужный сигнал, после чего воспользоваться Transform → Histogram. Затем задать диапазон значений R-R, а также количество участков его разбиения (выбор диапазона может проводиться автоматически, но на практике часто бывает удобнее задавать его вручную для устранения влияния возможных артефактов). Пример полученных результатов для сравнительно короткой последовательности R-R интервалов изображен на рисунке 1.13.

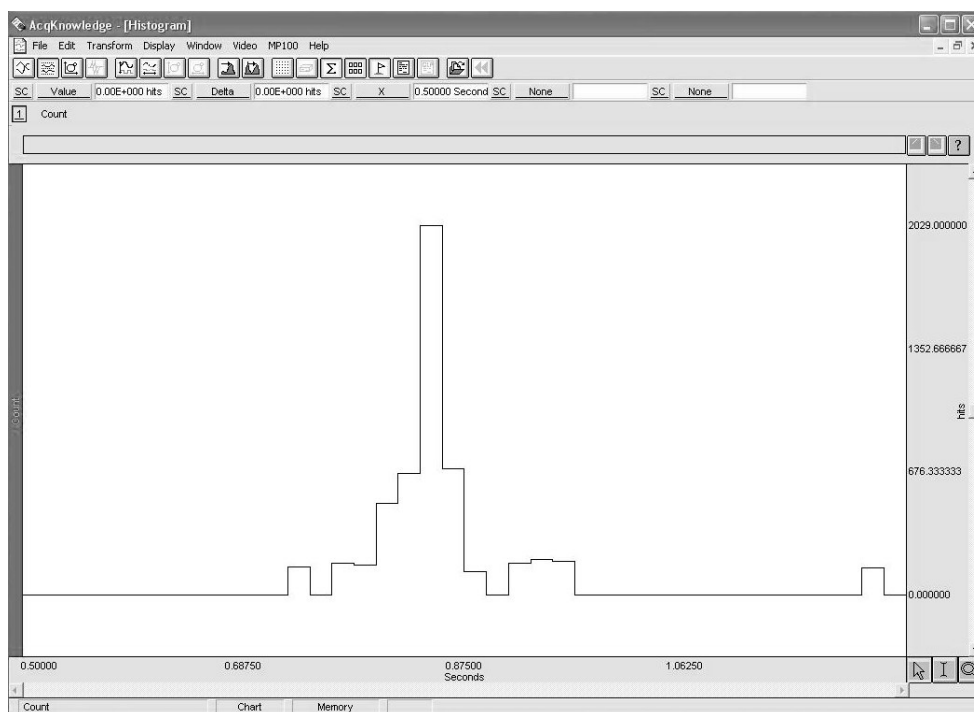


Рис. 1.13. Построение гистограммы по последовательности R-R интервалов.

Для оценки такой характеристики как триангулярная интерполяция гистограммы требуется установить измерения для “Delta X”, выбрав нужную опцию из имеющегося списка вариантов. Затем выделить отрезок по оси абсцисс между точками, определяющими ширину основания треугольника, которым можно аппроксимировать гистограмму. Значение индекса TINN будет автоматически показано в соответствующем окне напротив выбранной величины “Delta X” (см. рис. 1.14).

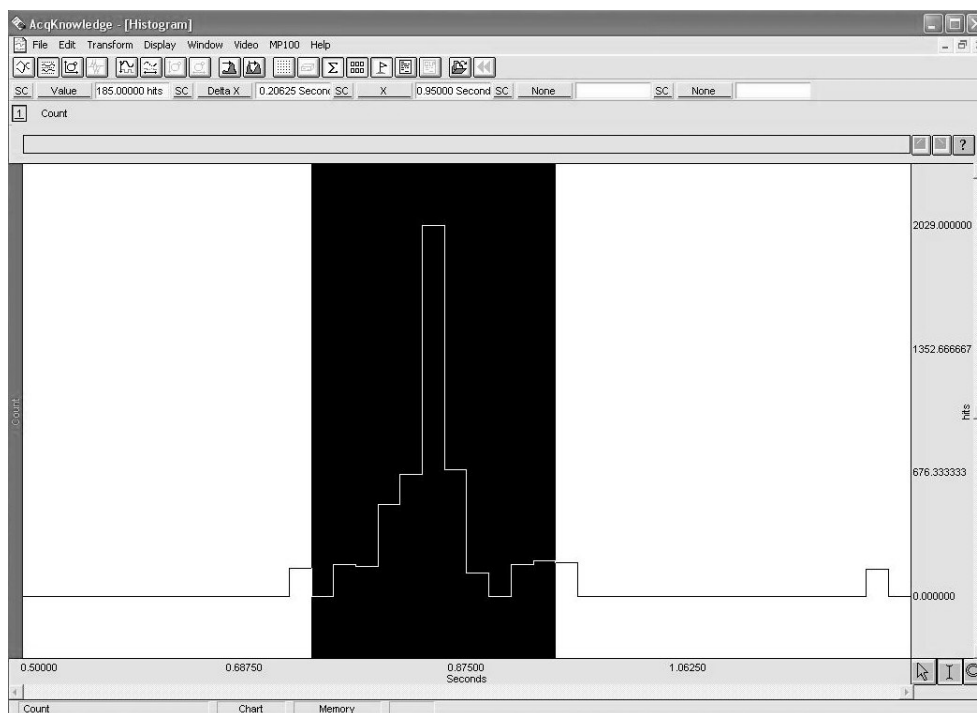


Рис. 1.14. Триангулярная интерполяция гистограммы.

Рисунок 1.15 иллюстрирует возможности реконструкции фазового портрета по сигналу электрокардиограммы методом задержки (“XY Mode” на верхней панели). Реконструкцию целесообразно осуществлять по относительно небольшим фрагментам экспериментальных данных.

Наряду с расчетом статистических характеристик сердечного ритма программа AcqKnowledge позволяет, например, проводить спектральный анализ, но для качественного и детального исследования структуры регистрируемых данных представляется целесообразным применять более специализированные пакеты программ, используя возможности, предоставляемые AcqKnowledge на этапе предварительной обработки и анализа электрофизиологических сигналов.

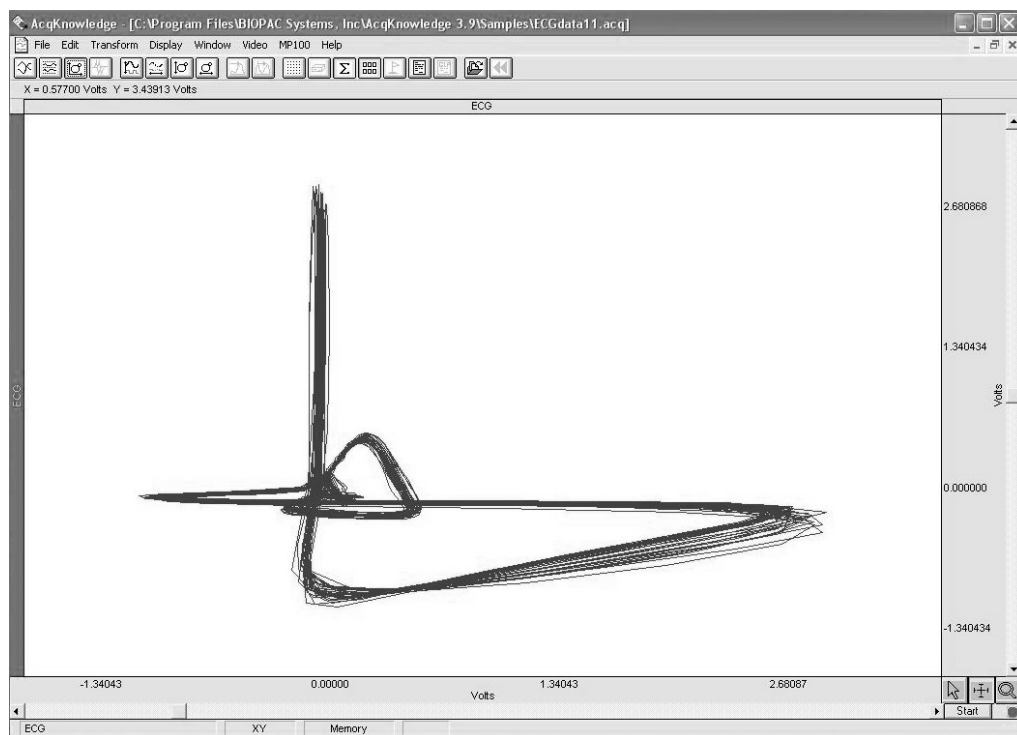


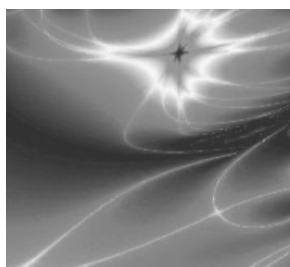
Рис. 1.15. Реконструкция фазового портрета методом задержки.

Контрольные вопросы

- 1) Какие физиологические процессы характеризуют основные зубцы ЭКГ?
- 2) Что понимают под вариабельностью сердечного ритма?
- 3) Охарактеризуйте статистические показатели сердечного ритма.
- 4) Что такое скатерграмма и для чего она применяется?
- 5) Как в программе AcqKnowledge задается длительность экспериментальной записи?
- 6) Как проводится статистический анализ сердечного ритма с помощью программы AcqKnowledge?
- 7) Какую информацию может дать спектральный анализ сигнала ЭКГ?

2 Электроэнцефалография

Введение



Мозг является наиболее сложным и пока еще малоизученным объектом исследования в современном естествознании. Его возможности интенсивно изучаются на протяжении длительного времени, о чем свидетельствуют, например, работы таких ученых, как Бехтерев, Сеченов и другие. Известно, что мозг генерирует электрические импульсы, распространяющиеся по нервным волокнам. Однако эти токи являются очень слабыми, и их невозможно зафиксировать без усилителей. Напряжение токов головного мозга составляет порядка 10^{-5} Вольта. Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) представляет собой запись суммарной электрической активности клеток полушарий мозга. Это неинвазивный метод исследования. Процедура записи ЭЭГ абсолютно безвредна, поэтому ее можно повторять как угодно часто, хотя это бессмысленно, так как ЭЭГ меняется медленно.

Впервые электроэнцефалограмма была зарегистрирована у животных В.В. Правдич-Неминским в 1913 г. с помощью струнного гальванометра. Позднее Г. Бергер получил ЭЭГ человека с использованием электронной усилительной техники. Он установил, что электрические характеристики соответствующих сигналов зависят от состояния испытуемого. Открытие Бергера привело к созданию электроэнцефалографического метода, в основе которого лежит регистрация, анализ и интерпретация биотоков мозга животных и человека. Отметим, что запись биотоков вовсе не является регистрацией мыслей, поскольку мышление представляет собой психический процесс. Мысли передаются на расстояние через слова, звуки или письменные обозначения, а не через электрические потенциалы.

Электрическую активность всего мозга можно представить как шум огромной толпы, миллиарды членов которой разговаривают одновременно. Не вызывает сомнений, что голос отдельного нейрона важен в этом общем шуме – ведь именно нервная клетка участвует в анализе и переработке информации. А вот относительно всей многоголосицы ясности нет и сегодня. Суммарная электрическая активность мозга записывается с помощью электроэнцефалографа, который регистрирует колебания электрических потенциалов в нескольких частотных диапазонах. Все вместе они формируют электроэнцефалограмму (ЭЭГ), анализируя которую, нейрофизиологи пытаются объяснить, как работает мозг.

Запись электроэнцефалограммы

Регистрация ЭЭГ представляет собой непрерывную запись величин разности потенциалов между двумя точками мозга. При этом используют специальные электроды, обладающие малым переходным сопротивлением, которые прикладываются к поверхности кожи на голове. С целью увеличения проводимости кожи на контактную поверхность электродов наносят гель. На голове электроды закрепляют с помощью специальных эластичных шлемов. На лобные, височные, теменные и затылочные области полушарий закрепляются парные электроды. Электрод заземления обычно помещается на запястье испытуемого.

Можно выделить два метода регистрации (отведения) ЭЭГ:

- *биполярный* – два отводящих электрода накладывают на области, соответствующие коре больших полушарий;
- *монополярный* – один электрод прикладывают к области коры, а второй на мочку уха.

Электроэнцефалография является совершенно безболезненной процедурой, которая длится приблизительно 20-30 минут. В некоторый момент в течение испытания человека могут попросить дышать глубоко, открывать и закрывать глаза, смотреть на вспыхнувший свет в течение нескольких секунд, чтобы просле-

дить, как изменяется запись при этих пробах. При регистрации электроэнцефалограммы испытуемый не должен испытывать чувство голода, так как это может вызвать изменения сигналов. Результаты ЭЭГ зависят от возраста человека. Электроэнцефалограмма может дать информацию только об электрической активности мозга в период регистрации.

Различают несколько видов электроэнцефалографии, отмеченные на рисунке 2.1:

1. Некоторые изменения ЭЭГ выражены ночью сильнее чем в дневное время. В этих случаях важно изучение сигналов электрической активности именно в стадии сна.
2. В диагностических целях процедура регистрации ЭЭГ может сопровождаться видеозаписью состояния испытуемого.
3. Иногда проводится компьютерный анализ сигналов электрической активности клеток головного мозга и дается графическое представление его результатов (картирование мозга).
4. Электроэнцефалография, сопровождаемая световыми и звуковыми проявлениями, получила название ЭЭГ с биообратной связью. Ее отличие от других видов заключается, прежде всего, в том, что испытуемый видит свою ЭЭГ и сам же пробует воздействовать на нее.

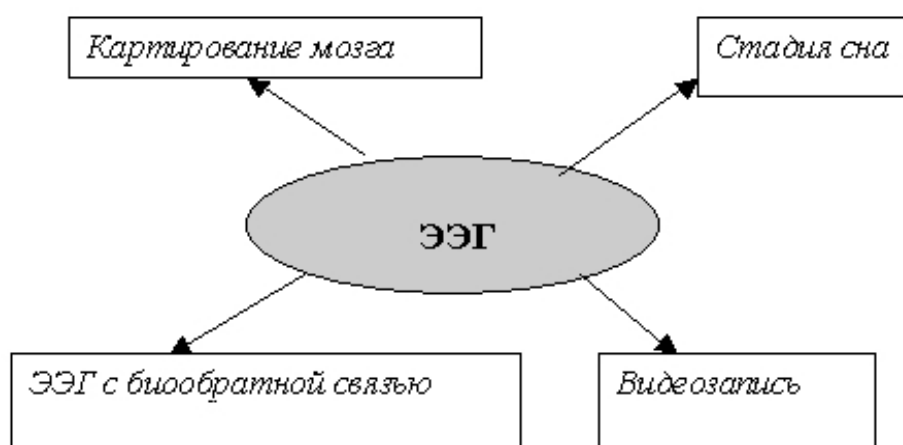


Рис. 2.1. Виды электроэнцефалографии.

Ритмы ЭЭГ

Характер ЭЭГ определяется функциональным состоянием нервной ткани, а также протекающими в ней обменными процессами. Нарушение кровоснабжения приводит к подавлению биоэлектрической активности коры больших полушарий. Важной особенностью ЭЭГ является ее спонтанный характер и автономность. Электрическая активность мозга может быть зафиксирована не только в период бодрствования, но и во время сна. Даже при глубокой коме и наркозе наблюдается особая характерная картина ритмических процессов (волн ЭЭГ). В электроэнцефалографии различают четыре основных диапазона: альфа-, бета-, гамма- и тета-волны (рис. 2.2).

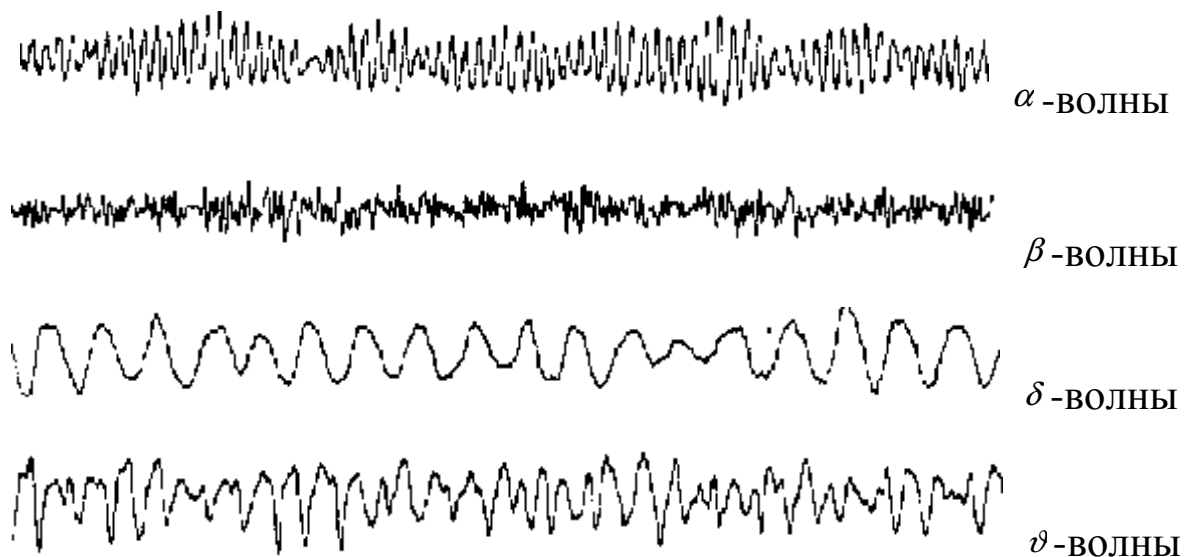


Рис. 2.2. Волновые процессы ЭЭГ.

Существование характерных ритмических процессов определяется спонтанной электрической активностью мозга, которая обусловлена суммарной активностью отдельных нейронов. Ритмы электроэнцефалограммы отличаются друг от друга по длительности, амплитуде и форме. Основные компоненты ЭЭГ здорового человека приведены в таблице 2.1. Разбиение на группы является более или менее произвольным, оно не соответствует каким-либо физиологическим категориям.

Ритм	Частота, Гц	Состояние человека, соответствующее данному ритму
α	8-13	Покой (глаза закрыты)
β	14-30	Интенсивная умственная или физическая работа
δ	1-4	Глубокий сон
ϑ	4-8	Поверхностный сон

Таблица 2.1. Основные компоненты электроэнцефалограммы.

Альфа-ритм электроэнцефалограммы представляет собой ритмические колебания электрического потенциала с частотой в пределах 8-13 Гц и средней амплитудой 30-70 мкВ. Для временной зависимости соответствующих колебаний характерна амплитудная модуляция. Альфа-ритм выражен преимущественно в задних отделах мозга, при закрытых глазах, в состоянии относительного покоя, при максимально возможном расслаблении мышц. Он блокируется при световом раздражении, усилении внимания и умственных нагрузках. При проведении детального анализа структуры ЭЭГ иногда различают быстрые и медленные варианты альфа-ритма. Четко выраженные колебания на соответствующей частоте проявляются в теменно-затылочной области в возрасте 4-5 лет. В 13-15 лет формируется устойчивый альфа-ритм, выраженный во всех областях.

Бета-ритм – ритм ЭЭГ в диапазоне от 14 до 30 Гц с амплитудой 5-30 мкВ, присущий состоянию активного бодрствования. Сильнее всего он выражен в лобных областях, но при различных видах интенсивной деятельности резко усиливается и распространяется на другие области мозга. Амплитуда бета-ритма возрастает в ситуации внимания, при умственном напряжении или эмоциональном возбуждении.

Дельта-активность – компонента ЭЭГ, представляющая собой колебания электрического потенциала с частотой от 1 до 4 Гц

с различными периодами, распределенными в случайном порядке. Дельта-ритм у здоровых людей обычно регистрируется во время глубокого сна. Низкоамплитудные (20–30 мкВ) колебания в этом диапазоне могут быть идентифицированы в сигнале ЭЭГ в состоянии покоя при некоторых формах стресса и длительной умственной работе.

Тета-ритм – ритм ЭЭГ на частоте 4-8 Гц с амплитудой 10-100 мкВ. Он проявляется во время неглубокого сна. Наиболее ярко соответствующая динамика выражена у детей. Эмоциональное напряжение и интенсивная умственная работа приводят к увеличению спектральной плотности мощности тета-волн и увеличению пространственной синхронизации между ними.

Среди ритмических процессов ЭЭГ принято выделять быстрые волны (имеющая меньшую длительность по сравнению с диапазоном альфа-ритма) и медленные волны (длительность которых превышает 125 мс). Набор ритмов, идентифицируемых в структуре электроэнцефалограммы, меняется в зависимости от психологического состояния: при активации усиливаются высокочастотные ритмы, а в состоянии покоя усиливаются низкочастотные ритмы.

Существуют также и совсем медленные ритмы, имеющие периоды порядка нескольких часов. Они фиксируются при длительной регистрации сигналов электрической активности мозга. Наряду с ритмическими процессами, отмеченными в таблице 2.1, дополнительно выделяют:

- Гамма-ритм – колебания разности потенциалов с частотой 25-35 Гц и амплитудой до 25 мкВ. Обычно гамма-ритм маскируется более медленными волнами. Он наблюдается при решении задач, требующих максимального сосредоточенного внимания. Существуют теории, связывающие гамма-ритм с работой сознания.
- Каппа-ритм – колебания разности потенциалов в альфа- или тета-диапазоне частот. Обычно каппа-ритм регистрируется с височных областей мозга во время умственной деятельности

испытуемых. В настоящее время нет единого мнения относительно происхождения данного ритма. В некоторых работах высказывалось предположение, что он является артефактом, связанным с движениями глаз.

- Мю-ритм – колебания разности потенциалов с частотой 7-11 Гц, амплитудой 30-50 мкВ и большой разницей в полупериодах. Мю-ритм наблюдается в состоянии бодрствования в центральной или теменно-центральной областях мозга; блокируется или уменьшается при движении и при тактильных раздражениях. Он близок к альфа-ритму по частотной характеристике, но отличается от него по степени выраженности в различных областях коры.
- Сигма-ритм – один из основных и наиболее чётко выраженных элементов спонтанной ЭЭГ, регистрируемый в состоянии естественного сна. Спонтанный сигма-ритм имеет частоту 12-14 Гц. Характерным признаком сигма-ритма является нарастание амплитуды в начале вспышки сигма-ритма и её убывание в конце вспышки. Амплитуда различна, но у взрослых в основном не меньше 50 мкВ. Сигма-ритм появляется в начальной стадии медленного сна, которая следует непосредственно за дремотой. Во время сна с дельта-волнами сигма-ритм возникает редко. В процессе перехода к быстрому сну сигма-ритм наблюдается в ЭЭГ, но полностью блокируется в развитой фазе быстрого сна.

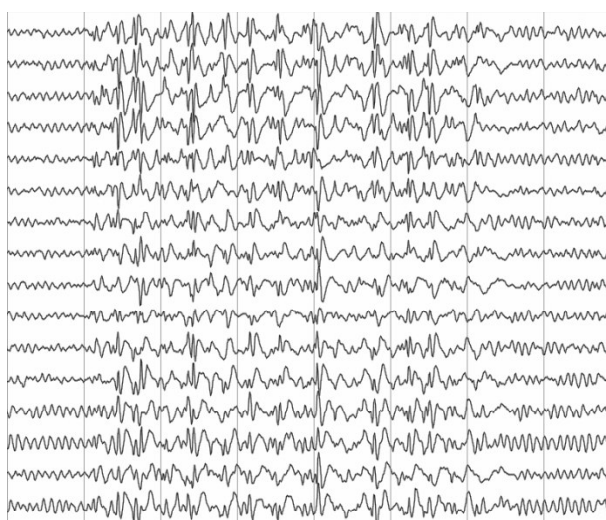


Рис. 2.3. Увеличение амплитуды ритмов ЭЭГ при патологии.

Амплитуда волн, зарегистрированных в процессе электроэнцефалографии, зависит от сопротивления кожи, костных покровов, а также сопротивления отводящих электродов. Резкое увеличение амплитуды наблюдается при различных формах патологии (рис. 2.3).

Значение ЭЭГ

Электроэнцефалография широко используется в медицине. В частности, с помощью ЭЭГ можно отличить эпилептические приступы от неэпилептических и классифицировать их. ЭЭГ помогает идентифицировать участки мозга, участвующие в провоцировании приступов и следить за динамикой действия лекарственных препаратов.

По частоте и амплитуде ритмов ЭЭГ можно судить о том, спит человек или бодрствует. А если спит, то в какой стадии сна (быстрой или медленной) он находится – см. рис. 2.4 и таблицу 2.2. Исследователей также интересуют вопросы, насколько надежно электрические потенциалы человеческого мозга отражают особенности личности, способности и психическое состояние человека. Электроэнцефалограмма долгое время считалась слишком «грубой» для того, чтобы отражать тонкие и разнообразные явления психики.

В настоящее время ЭЭГ, а точнее, ее индивидуально устойчивые параметры позволяют оценить объем памяти человека, скорость принятия решения, выявить задатки интеллектуальной или музыкальной одаренности, особенности эмоциональной сферы.

С помощью ЭЭГ можно оценивать психологические показатели личностных особенностей, в частности, определять способности к обучению, лидерству и другим характеристикам личности, степень пригодности испытуемого для занятий определенным видом деятельности. ЭЭГ позволяет диагностировать возрастные изменения памяти. По современным методикам такая диагностика проводится без единого вопроса к испытуемому.

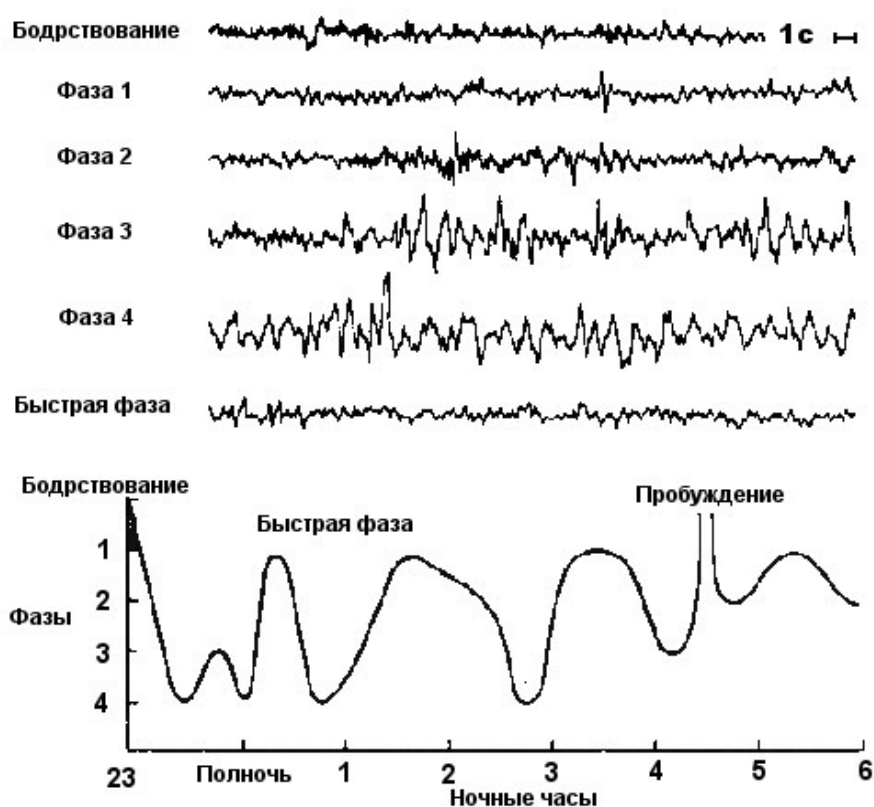


Рис. 2.4. Изменение структуры сигнала ЭЭГ в различных фазах сна.

Фаза сна	Стадия	Особенности ЭЭГ
медленная	1 (дремота)	Подавление основного альфа-ритма. В структуре электроэнцефалограммы при этом возникают быстрые и медленные колебания небольшой амплитуды
	2 («сонные веретена»)	Появление всплесков волн
	3	К «сонным веретенам» добавляются четко выраженные регулярные медленные волны
	4	Преобладают медленные волны большой амплитуды
быстрая («парадоксальная»)	Возникают пилообразные разряды	

Таблица 2.2. Особенности ЭЭГ в различных стадиях сна.

Регистрация и анализ с помощью комплекса МР100

В состав измерительного комплекса МР100 входит модуль для регистрации электроэнцефалограмм EEG100С. Для записи ЭЭГ требуется выполнить следующую последовательность действий:

- 1) Подсоединить кабель МЕС100С к модулю EEG100С, подключить электроды. Для проведения одноканальной записи можно ограничиться двумя контактными электродами (на кабеле МЕС100С они отмечены “Shield”), приложенными, например, к височным областям. Третий электрод соответствует нулевому потенциалу. Для улучшения качества регистрации сигнала на контактную поверхность электродов наносится специальный гель. Для крепления электродов используются липкие диски. С целью регистрации сигналов электрической активности с разных участков мозга на голову испытуемого надевается шлем с прикрепленными на нем электродами.
- 2) Задать на модуле EEG100С характеристики фильтров:
 - “Alpha filter” → “Normal”;
 - “35 Hz LPN” → “ON”;
 - “HP Filter” → “1.0 Hz”.
- 3) Запустить программу AcqKnowledge, выбрать папку Samples, тип файлов *GTL и затем открыть файл “Q01 EEG”. В результате появится новое окно.
- 4) Указать канал для записи аналогового сигнала, выбрав МР100 → Set Up Channels → Analog. В появившемся окне установить номер канала, например, А1 (необходимо проверить, какой канал задан на модуле EEG100С, именно его и нужно установить в программе).
- 5) Выбрать ритмические процессы, которые планируется изучать и выводить на дисплей в режиме реального времени в процессе записи электроэнцефалограммы (например, альфа-, бета-, дельта- и тета-ритмы). С этой целью в том же самом окне установить Calc. После выбора нужно-

го ритма необходимо заходить в Setup, задавать параметры (или использовать указанные по умолчанию) и нажимать ОК (программа запоминает настройки по отдельности). Пример задания ритмических процессов экспериментатором представлен на рисунке 2.5.

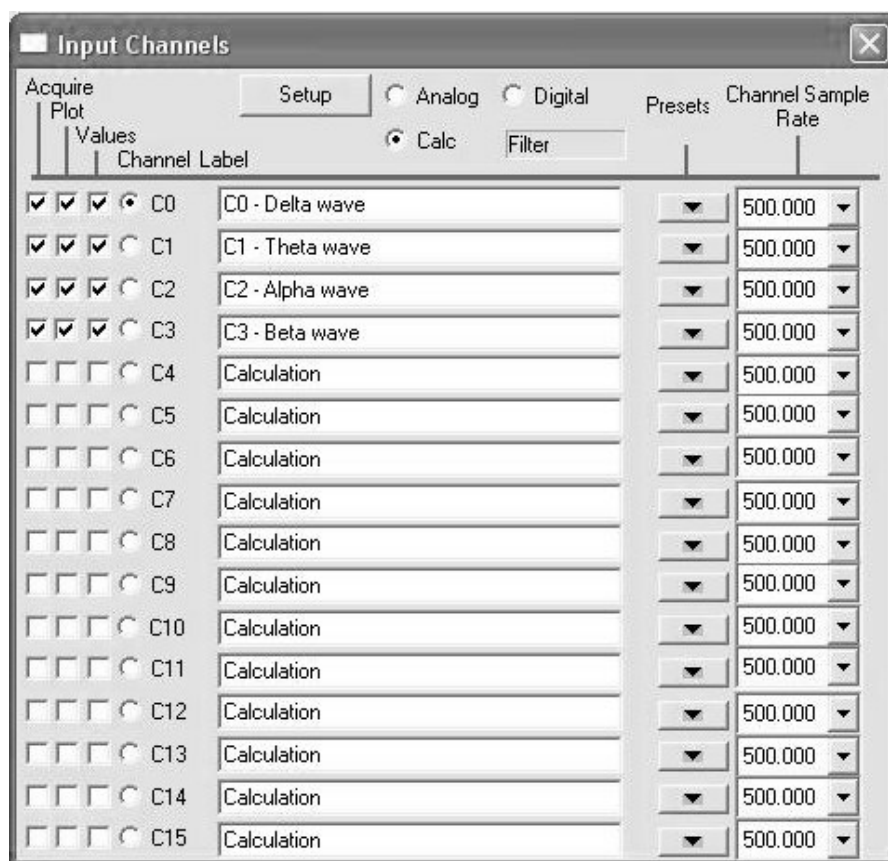


Рис. 2.5. Пример выбора 4-х ритмических процессов, которые будут изображаться на экране в процессе записи электроэнцефалограммы.

- 6) Задать длительность экспериментальной записи в MP100 → Set Up Acquisition. В появившемся окне также устанавливается частота дискретизации сигнала и варианты хранения данных (в оперативной памяти или запись в файл).
- 7) Нажать “Start” для начала записи данных. Во время эксперимента запись можно приостановить, нажав “Stop”. Если не нажимать “Stop”, то регистрация автоматически завершится при достижении установленного времени. Пример полученной экспериментальной записи ЭЭГ и альфа-ритма представлен на рисунке 2.6.

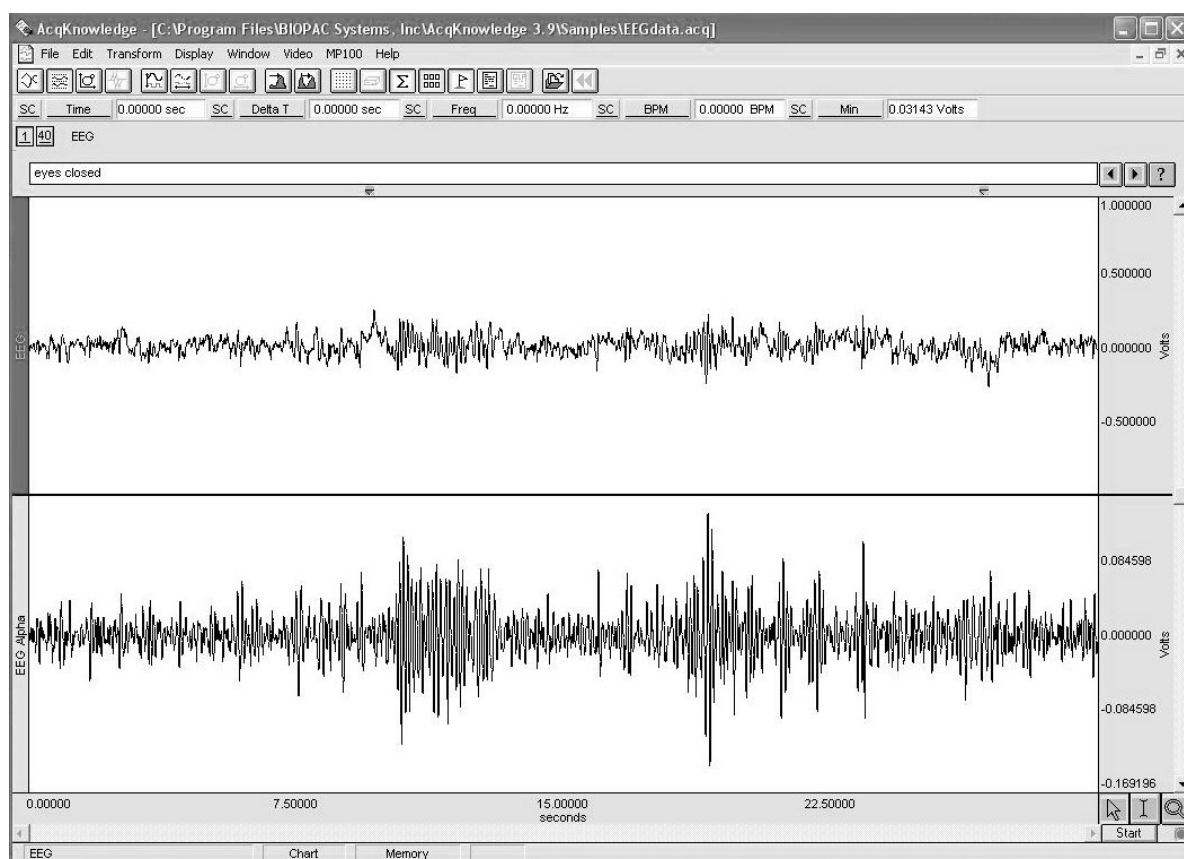


Рис. 2.6. Фрагмент записи ЭЭГ и выделенной временной зависимости альфа-ритма (“EEG Alpha”).

Анализ сигналов ЭЭГ предполагает вычисление целого набора характеристик, которые можно оценить при помощи программы Acq-Knowledge. Статистический анализ включает построение гистограмм как непосредственно для всего сигнала ЭЭГ, так и для каждого ритма в отдельности. Для построения гистограммы электрической активности, соответствующей альфа-ритму, нужно выделить мышью область для проведения вычислений (предварительно нажав кнопку ). Затем выбрать опцию Transform → Histogram. В появившемся окне “Histogram Options” указывается диапазон разности потенциалов (можно воспользоваться процедурой его автоматического определения), а также указывается количество участков разбиения этого диапазона. Последний параметр целесообразно выбирать в зависимости от длительности экспериментальной записи – при выборе большого количества участков для сравнительно короткой реализации будет получена сильно “изрезанная” гистограмма. Рассматривая дли-

тельные фрагменты ЭЭГ, можно получить более качественные результаты (рис. 2.7).

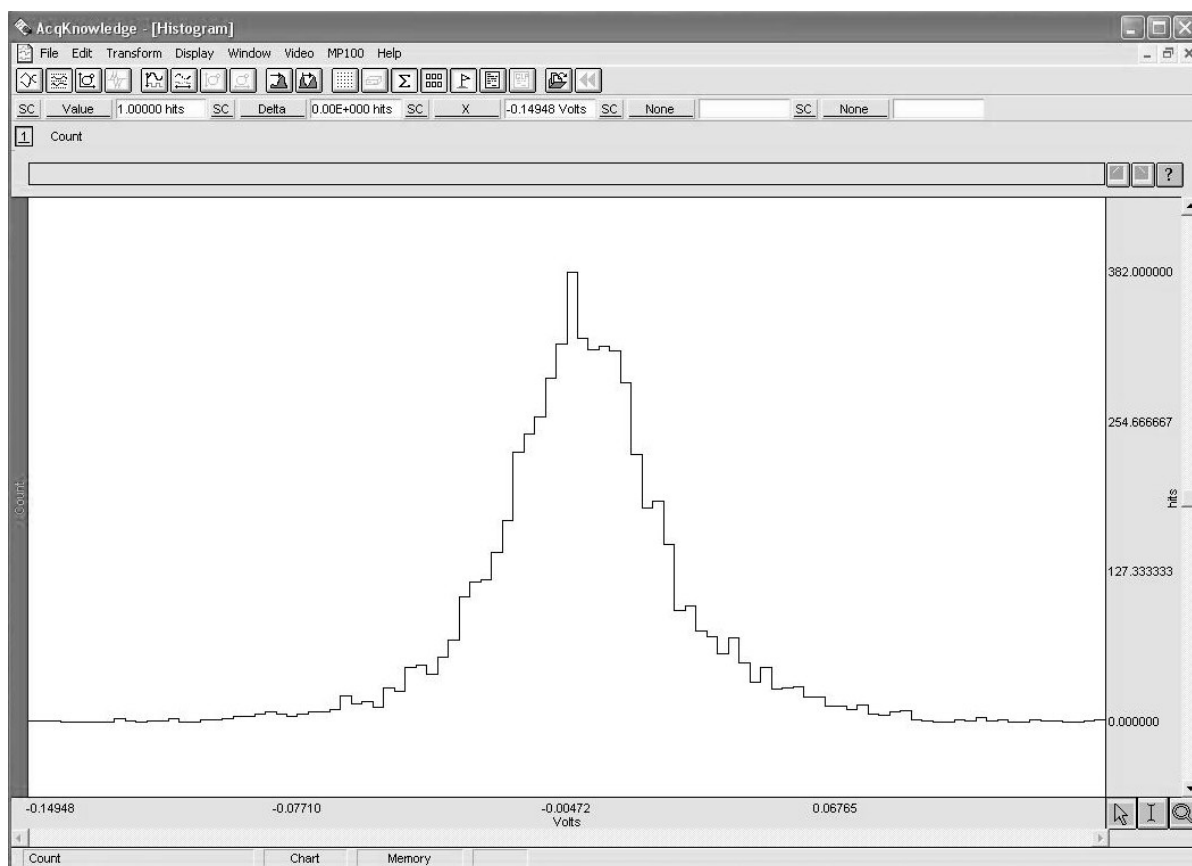


Рис. 2.7. Гистограмма, построенная по временной зависимости колебаний в диапазоне альфа-ритма длительностью 30 секунд.

К числу классических методов обработки экспериментальных данных также относится спектральный анализ. Несмотря на то, что возможности программы AcqKnowledge ограничиваются расчетами спектра в рамках одного окна (без процедуры усреднения), такой анализ позволяет провести предварительную оценку характерных частот ритмических процессов. Программа предоставляет возможность вычислять быстрое преобразование Фурье и выводить на экран амплитудный или фазовый спектры, а также получать оценки для спектральной плотности мощности (“Transform → Power Spectral Density” – рис. 2.8).

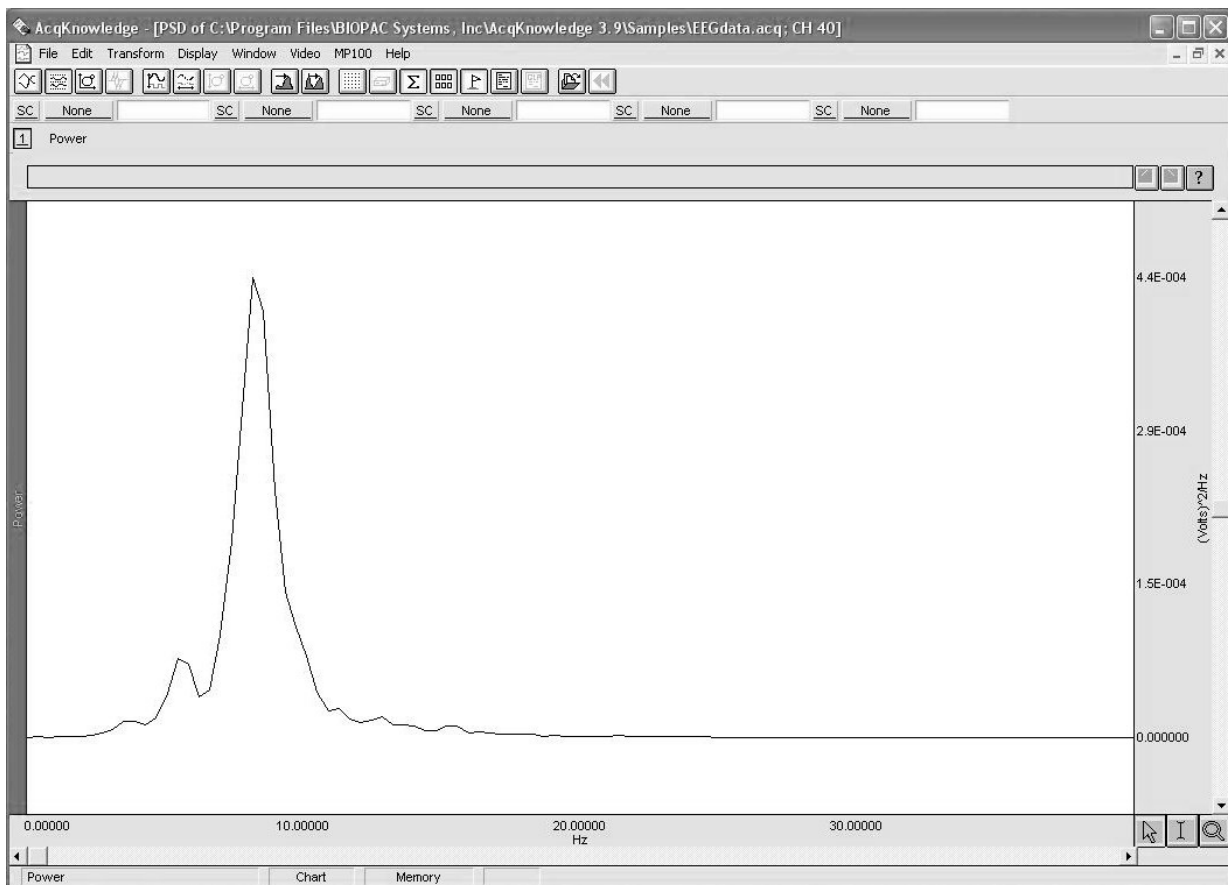


Рис. 2.8. Спектр мощности, вычисленный по временной зависимости альфа-ритма длительностью 10 секунд.

Из-за наличия большого уровня фонового шума предпочтительнее проводить анализ для интегрированных (значительно более гладких) сигналов. В таких сигналах отчетливее выделяются характерные ритмические процессы. Для получения интегрированной временной зависимости выбирается нужный канал (например, содержащий временную зависимость колебаний в диапазоне альфа-ритма) и выполняется следующая последовательность действий:

- дублируется сигнал с помощью “Edit → Duplicate waveform”;
- запускается “Transform → Integrate” и выбираются нужные опции, например, “Average over samples”, “Samples: 30”, “Rectify”;
- устанавливается автоматическое значение масштаба по оси ординат (“Autoscale”);

- меняется название канала с интегрированной зависимостью. Для этого щелчком мыши по метке канала открывается окно, в котором указывается новое название. В результате будет получена зависимость с более выраженными колебаниями (рис. 2.9).

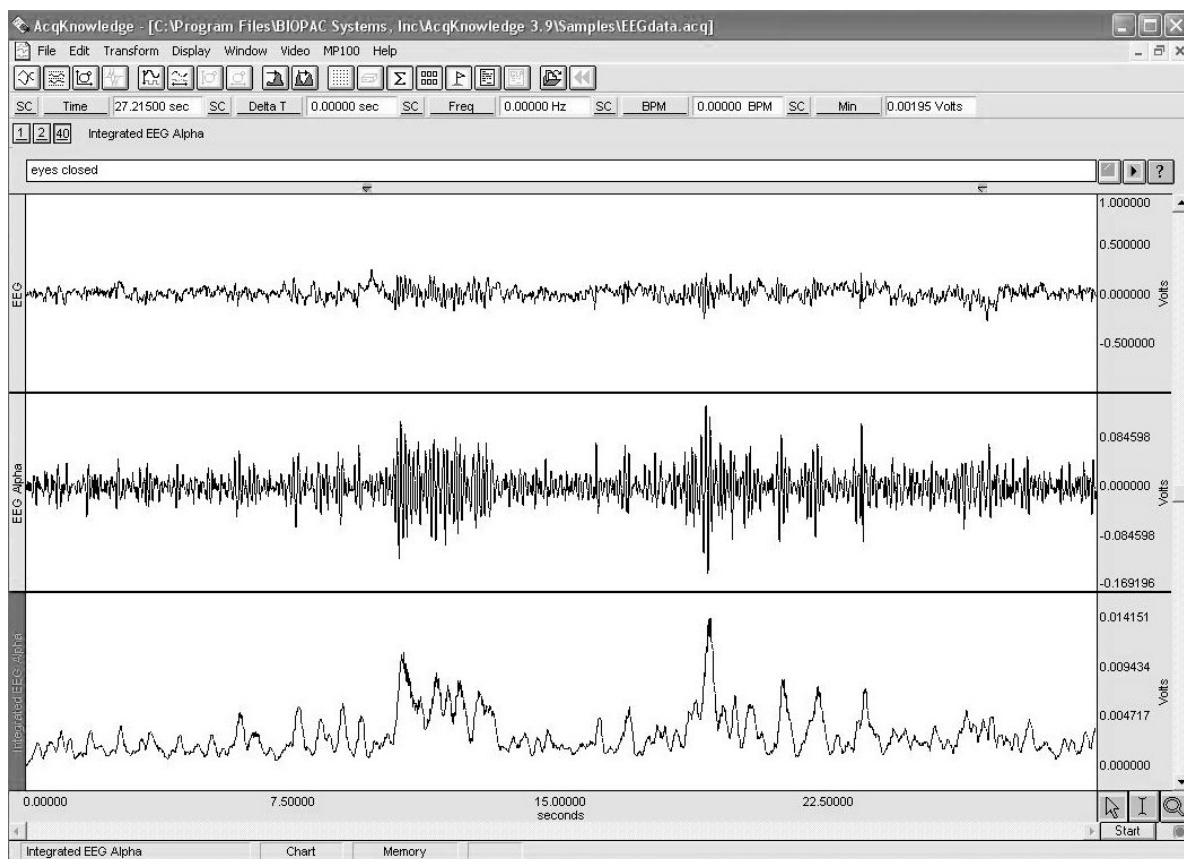


Рис. 2.9. Получение интегрированной временной зависимости колебаний в диапазоне альфа-ритма (нижний канал).

Изучение динамики различных ритмов ЭЭГ целесообразно проводить при изменении функционального состояния организма с тем, чтобы выявить изменения в структуре сигналов, к которым приводит смена состояния. В качестве возможного варианта протокола экспериментов можно рассмотреть следующую последовательность регистрируемых ЭЭГ-сигналов:

- в состоянии покоя (с открытыми глазами);
- в состоянии покоя (с закрытыми глазами);
- счет в уме (с закрытыми глазами);

- наличие периодического светового воздействия (создаваемого с помощью стробоскопа) при разных значениях частоты воздействия.

Контрольные вопросы

- 1) Какую информацию можно получить из ЭЭГ?
- 2) Дайте характеристику альфа-ритму ЭЭГ.
- 3) Какой ритм ЭЭГ проявляется сильнее при интенсивной работе?
- 4) С какой целью в экспериментах на поверхность электродов наносят гель?
- 5) Каким образом с помощью программы AcqKnowledge можно в режиме реального времени из сигнала ЭЭГ выделить основные ритмы (альфа-, бета-, дельта-, тета-ритмы)?
- 6) Для чего используются интегрированные временные зависимости сигналов и как их получать?

3 Электромиография

Введение



Электромиография представляет собой метод исследования мышечной системы путем регистрации электрических потенциалов мышц. С мышцы, находящейся в состоянии максимально возможного расслабления, то есть в режиме покоя, биоэлектрическая активность в норме не регистрируется. При слабом мышечном сокращении появляются осцилляции с амплитудой 100–150 мкВ. При максимальном произвольном мышечном сокращении амплитуда колебаний индивидуальна, как и сила людей, различающихся по возрасту и физическому здоровью, и может достигать в норме 1-3 мВ. Выделяют спонтанную электрическую активность мышц и электрические вызванные ответы мышцы (потенциалы действия), обусловленные искусственным внешним импульсным воздействием на мышцу или естественным внутренним волевым импульсом. Внешнее воздействие может быть механическим (удар молоточком по сухожилию мышцы) или электрическим.

Кривая записи электрической активности мышц называется электромиограммой (ЭМГ). Регистрация изменения во времени разности потенциалов проводится с помощью специального прибора – электромиографа. Впервые ритмические процессы в электрической активности мышц человека наблюдал Введенский, используя телефонное устройство в 1884 году, а в 1907 году Пипперу удалось записать с помощью струнного гальванометра потенциалы действия мышц предплечья человека. Интенсивное изучение ЭМГ началось в 30–40 годы 20 века.

Мышцы, их типы и характеристики

Выделяют 3 основных типа мышц (рис. 3.1):

- гладкая мускулатура;
- поперечнополосатая мускулатура сердца;
- поперечнополосатая скелетная мускулатура.

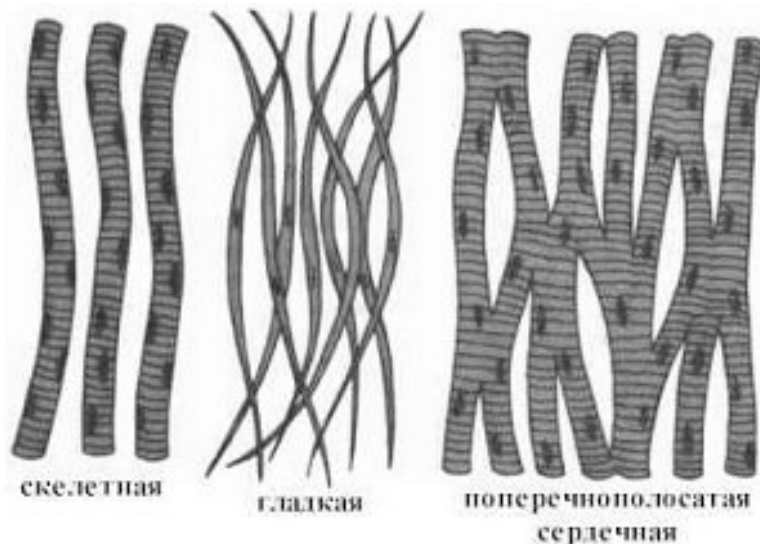


Рис. 3.1. Виды мышечной ткани.

Многие мышцы являются двухсуставными, то есть действуют не на один, а на два сустава. Так, например, сгибание пальцев руки невозможно без одновременной активации разгибателей кисти. Каждая мышца состоит из множества волокон толщиной около 0.1 мкм и длиной 300 мкм. Электрический потенциал действия приводит к сокращению волокна (длина при этом уменьшается примерно в 2 раза).

Различают следующие типы сокращения мышцы:

- изотоническое – волокна мышцы укорачиваются, а напряжение не изменяется;
- изометрическое – концы мышцы закреплены, она не может сокращаться, поэтому длина волокна не изменяется, а напряжение увеличивается.

Потенциал действия клеток представляет собой быстрое колебание мембранного потенциала, возникающее при возбужде-

нии нервных и мышечных клеток (волокон); активный электрический сигнал, с помощью которого осуществляется передача информации в организме человека и животных. Он основан на быстро обратимых изменениях ионной проницаемости клеточной мембраны, связанных с активацией и инактивацией ионных мембранных каналов. В нервных волокнах восходящая фаза потенциала действия связана с активацией так называемых быстрых натриевых каналов, а нисходящая фаза – с инактивацией быстрых натриевых каналов. На таком же механизме основана генерация потенциала действия в волокнах скелетных мышц позвоночных. В мышечных волокнах сердца активация быстрых натриевых каналов обеспечивает только начальный подъем потенциала действия, а дальнейший подъем обеспечивают Ca^{2+} каналы. В мембранах волокон гладких мышц внутренних органов и сосудов позвоночных, а также мышечных волокон членистоногих (ракообразных, насекомых) и ряда нейронов моллюсков быстрые натриевые каналы не обнаружены.

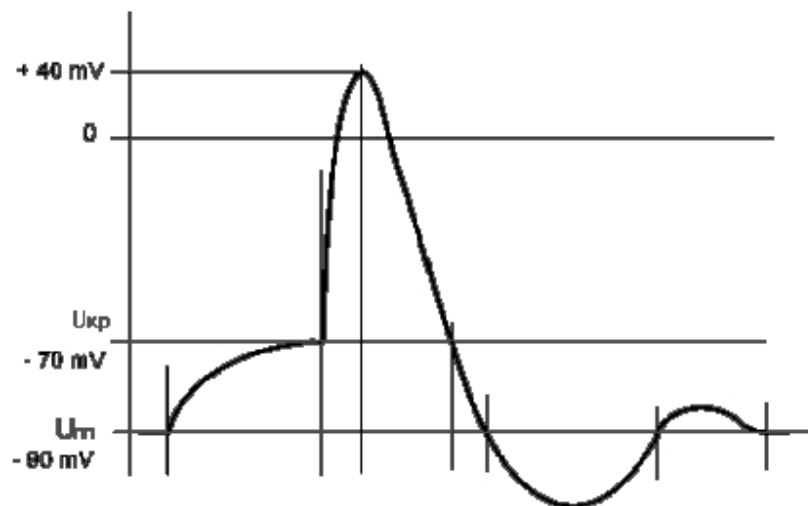


Рис. 3.2. Потенциал действия мышцы человека.

В покое разность потенциалов составляет около 50-90 мВ. Было установлено, что, например, разность потенциалов покоя нервных волокон кальмара – 50-60 мВ, миелиновых нервных волокон амфибий – 70 мВ, теплокровных – 90 мВ, поперечно-полосатых мышц амфибий – 80 мВ, волокон сердечной мышцы

животных с постоянной температурой тела – 95 мВ. Потенциал действия мышцы есть сумма разностей потенциалов отдельных волокон. Его длительность, амплитуда и форма зависят от количества волокон, входящих в мышцу. Потенциал действия приближенно равен 120–135 мВ (рис. 3.2) и возникает вследствие деполяризации мембраны. Он предшествует началу сокращения каждого мышечного волокна. Например, потенциал действия, приводящий в движение бедро кролика, составляет 42 мВ, грудные и бедренные мышцы черепахи – 29 мВ, икроножные мышцы лягушки – 40–80 мВ.

В ответ на одиночное раздражение мышца отвечает одиночным сокращением. Оно включает в себя 3 фазы:

- латентный период сокращения;
- фаза сокращения;
- фаза расслабления.

Регистрация ЭМГ

Принцип регистрации электромиограммы (рис. 3.3) схож с ЭЭГ и ЭКГ. Экспериментальная установка включает электроды, отводящие потенциалы мышцы, усилитель этих потенциалов и регистрирующее устройство.



Рис. 3.3. Типичная электромиограмма.

Выделяют следующие виды электромиографии:

- электромиография с помощью введенных в мышцу игольчатых электродов;
- электромиография с помощью накожных электродов;
- стимуляционная электромиография.

В первом случае электроды улавливают колебания потенциала в отдельных волокнах или в группе волокон. Если потенциалы действия отводятся с помощью накожных электродов, то регистрируется суммарная электромиограмма. В этом случае анализируемая электрическая активность отражает число активных в данный момент двигательных единиц, частоту колебаний потенциала в каждой из них и степень синхронизации возникающего возбуждения. Чем выше степень синхронизации, тем больше амплитуда потенциалов действия и меньше их частота. Десинхронизация проявляется в возникновении большого числа мелких колебаний при уменьшении количества волн большой амплитуды. Амплитуда потенциалов действия нарастает по мере утомления, а их частота уменьшается, что свидетельствует о нарастающем утомлении. При максимальных нагрузках на мышцу отмечается высокая степень синхронизации, которая в конце удержания усилия, при развитии утомления, сменяется десинхронизацией, когда амплитуда потенциалов действия уменьшается.

В электромиографии достаточно часто применяют стимуляционные методы. При этом накожными электродами в двигательных точках производят стимуляцию мышц и анализируют отклик на внешнее воздействие. В зависимости от целей проводимых экспериментов используют разные типы электродов (см. таблицу 3.1). Для увеличения проводимости кожи на их поверхность наносят специальный гель (или электродную пасту). Проведение экспериментальных исследований обычно включает следующие этапы:

1. Регистрация ЭМГ;
2. Оценка по ЭМГ процессов возникновения и проведения возбуждения в мышце;
3. Сравнение полученных данных с критериями нормальной работы мышцы;
4. Диагностика возможных нарушений.

Тип электрода		Форма	Применение
поверхностные		Металлические пластинки площадью $0.2-1 \text{ см}^2$	Накладывают на кожу над областью двигательной точки мышцы; возможность регистрации суммарной активности мышц
игольчатые	концентрические	Полая игла диаметром 0.5 мм, внутри которой проходит отделенный от нее слоем изоляции проволочный стержень из пластины или нержавеющей стали, площадь поверхности 0.07 мм^2	Исследование параметров потенциалов действия отдельных двигательных единиц и мышечных волокон; запись потенциалов действия в двигательных единицах и мышечных волокнах позволяет точно оценить длительность, амплитуду и форму потенциала
	биполярные	Внутри иглы содержится 2 одинаковых изолированных друг от друга стержня, между концами которых измеряют разность потенциалов	
	монопольные	Игла, изолированная на всем протяжении, кроме заостренного конца, оголенного на протяжении 1-2 мм	

Таблица 3.1. Типы электродов, используемых в электромиографии.

Анализ ЭМГ

Сигнал ЭМГ имеет шумовой характер с широким спектром, и визуально анализировать его достаточно сложно. В связи с этим значительное распространение нашли различные методы компьютерной обработки сигналов. С их помощью, в частности, было обнаружено, что электромиограмма содержит большое количество высокочастотных компонент. Поэтому при регистрации

сигналов ЭМГ выбирают широкий частотный диапазон: верхняя полоса пропускания составляет 10–20 кГц, а нижняя – 2–10 Гц.

Ученый, предложивший классификацию колебаний	Тип колебаний и характеристики
Правдич-Неминский (1925)	1 порядка – 80 Гц
	2 порядка – 150-200 Гц
	3 порядка – в виде группы пиков
Бухтал (1957)	потенциалы отдельных моторных единиц с правильными редкими ритмами
	смешанный тип с частыми и редкими колебаниями
	интерференционный тип с асинхронными частыми разрядами многих единиц
Юсевич (1964)	1 тип – варьирующиеся по амплитуде и форме с частыми (50–100 Гц) и быстрыми (менее 10–15 мс) пиками, отражающими смещение во времени активности множества моторных единиц
	2 тип – колебания подгруппы «а» (10–15 Гц) и «б» (20–40 Гц)
	3 тип – ритмические проявления групп больших, а также медленных колебаний малой амплитуды (100 мс) с частотой 4–6 Гц
	4 тип – «биоэлектрическое молчание»

Таблица 3.2. Типы колебаний, идентифицируемых в ЭМГ.

В частности, для мышцы-сгибателя пальца человека характерен ритм с частотой 113 Гц. Максимальный ритм синхронизированного ответа на раздражение для одиночных двигательных нервных волокон лягушки – 300 Гц, оптимальный – 75–150 Гц; для мышечных волокон максимальный – 150 Гц, оптимальный – 20–50 Гц. Максимальный ритм проведения импульсов в двигательных нервах теплокровных больше 1 кГц. Различные типы ко-

лебаний, которые удалось идентифицировать в ЭМГ, представлены в таблице 3.2. Разные мышечные элементы имеют различные свойства, их ритмы накладываются друг на друга. Чем сильнее сокращения, тем больше частота импульсов. Частота сокращений может достигать 160–190 Гц, а при утомлении мышцы наблюдается уменьшение этой величины.

Значение ЭМГ

Электромиограмма содержит информацию не только о состоянии отдельной мышцы, но также и о центральной нервной системе, управляющей мышцами – спинном и головном мозге. Это обусловлено тем, что мозг управляет двигательными функциями, посылая сигналы мышцам.

ЭМГ применяют в физиологии с целью изучения двигательной функции человека и животных, исследования утомления и для решения множества других задач. При электродинамическом исследовании движений обычно используют накожные электроды, которые укрепляют над исследуемой мышцей. С помощью многоканального электромиографа можно записывать электромиограммы нескольких мышц одновременно.

В психологических исследованиях регистрируются потенциалы действия мимической мускулатуры. Путем анализа потенциалов нижней губы изучается специфика речи. Речевые электромиограммы, представляющие собой запись потенциалов действия речевых мышц, показали, что механизм “внутренней” речи построен на принципе обратной связи. Мысль произнести звук приводит к движению речевых органов, а колебания языка, губ, гортани воздействуют на мозг. В электрических показателях отражались также процессы “немой речи”, к примеру, была найдена связь произносимых “про себя” слов с потенциалами мышц голосовых связок.

В медицинскую практику все шире внедряются электрофизиологические методы исследования моторной функции гладкомышечных внутренних органов.

Регистрация и анализ с помощью комплекса MP100

В состав измерительного комплекса MP100 входит модуль для регистрации электромиограмм MEC100C. Для записи ЭМГ необходимо выполнить следующую последовательность действий:

- 1) Подсоединить кабель MEC100C к модулю MEC100C, подключить электроды. Два контактных электрода (на кабеле MEC100C они отмечены “Shield”) прикладываются к плечевой мышце, а заземляющий электрод – к кисти руки. Для улучшения качества регистрации сигнала на контактную поверхность электродов наносится специальный гель. Крепление электродов осуществляется с помощью липких дисков.
- 2) Задать на модуле MEC100C усиление (“Gain”) 2.000 и установить характеристики фильтров:
 - “Low pass filter” → “5.000 Hz”;
 - “100 Hz HPN” → “OFF”;
 - “High pass filter” → “1.0 Hz”.
- 3) Запустить программу AcqKnowledge, выбрать папку Samples, тип файлов *GTL и затем открыть файл “Q40 Integrated (RMS) EMG”. В результате появится новое окно.
- 4) Указать канал для записи аналогового сигнала, выбрав MP100 → Set Up Channels → Analog. В появившемся окне установить номер канала, например, A1 (необходимо проверить, какой канал задан на модуле MEC100C, именно его и нужно установить в программе).
- 5) Выбрать временные зависимости, которые планируется изучать и выводить на дисплей в режиме реального времени в процессе записи электромиограммы (например, интегрированный сигнал ЭМГ). С этой целью в том же самом окне установить Calc. После выбора нужной временной зависимости необходимо заходить в Setup, задавать параметры (или использовать указанные по умолчанию) и нажимать ОК (программа запоминает настройки по отдельности). Пример задания вычисляемых в режиме

реального времени характеристик представлен на рисунке 3.4.

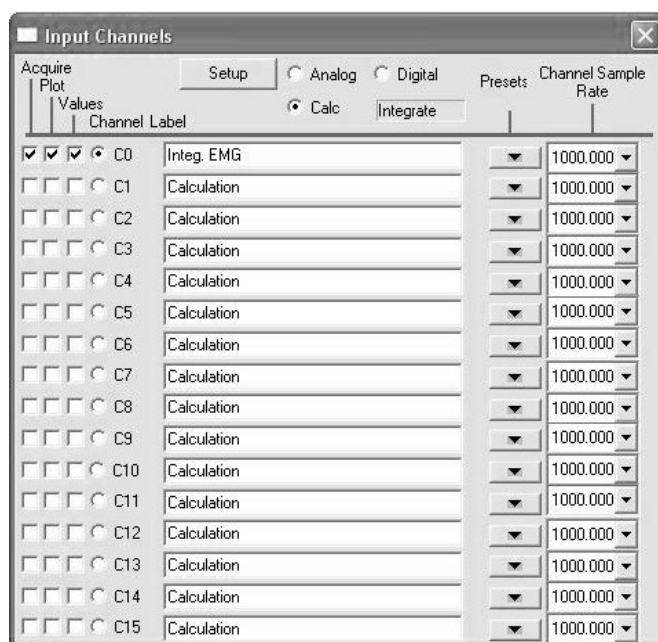


Рис. 3.4. Пример задания вычисляемых характеристик.

- 6) Задать длительность экспериментальной записи в MP100
→ Set Up Acquisition. В появившемся окне установить частоту дискретизации сигнала и варианты хранения данных (в оперативной памяти или запись в файл).
- 7) Нажать “Start” для начала регистрации. Пример полученной экспериментальной записи представлен на рисунке 3.5. Данный сигнал содержит последовательность коротких импульсов, представляющих собой отклики мышц на периодическую стимуляцию. Отметим, что в пределах каждого такого импульса наблюдается сложная структура экспериментальной временной зависимости (рис. 3.6), которая характеризуется сложным спектром мощности.

Анализ сигнала ЭМГ в частотной области включает вычисление различных характеристик, которые описывают специфические аспекты спектра сигнала. Два параметра спектральной плотности мощности представляют наибольший интерес:

- средняя частота спектра ЭМГ;
- основная частота спектра ЭМГ (частота максимума).

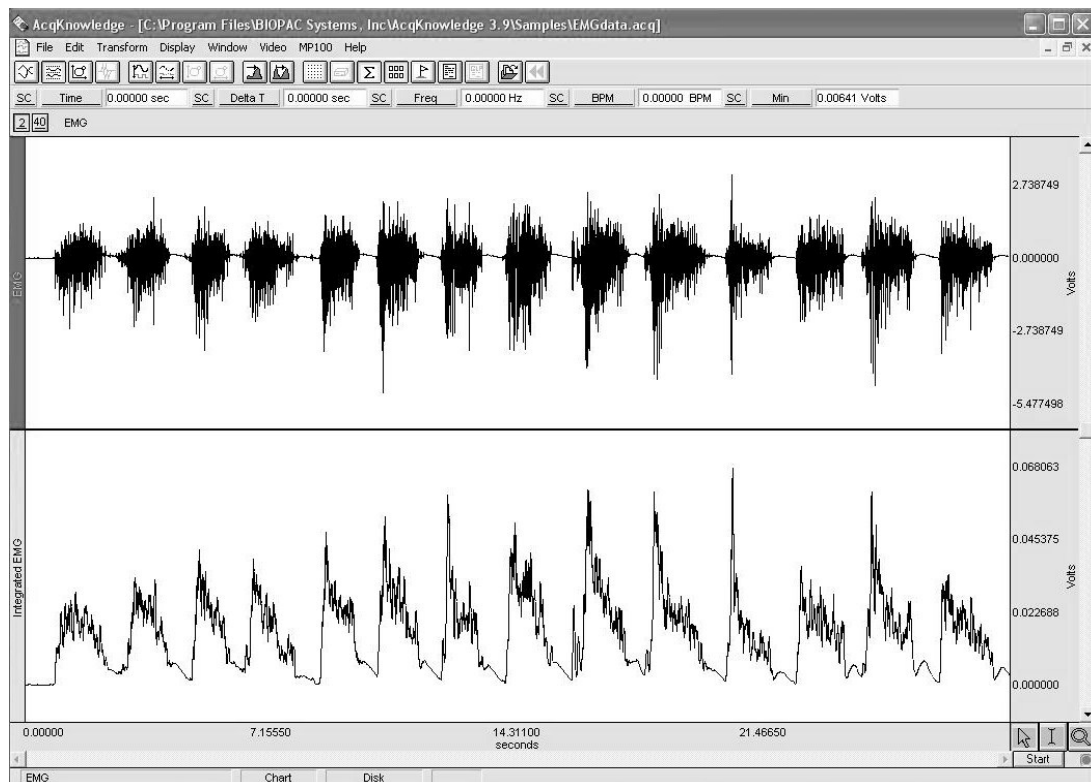


Рис. 3.5. Фрагмент записи ЭМГ и интегрированной временной зависимости.

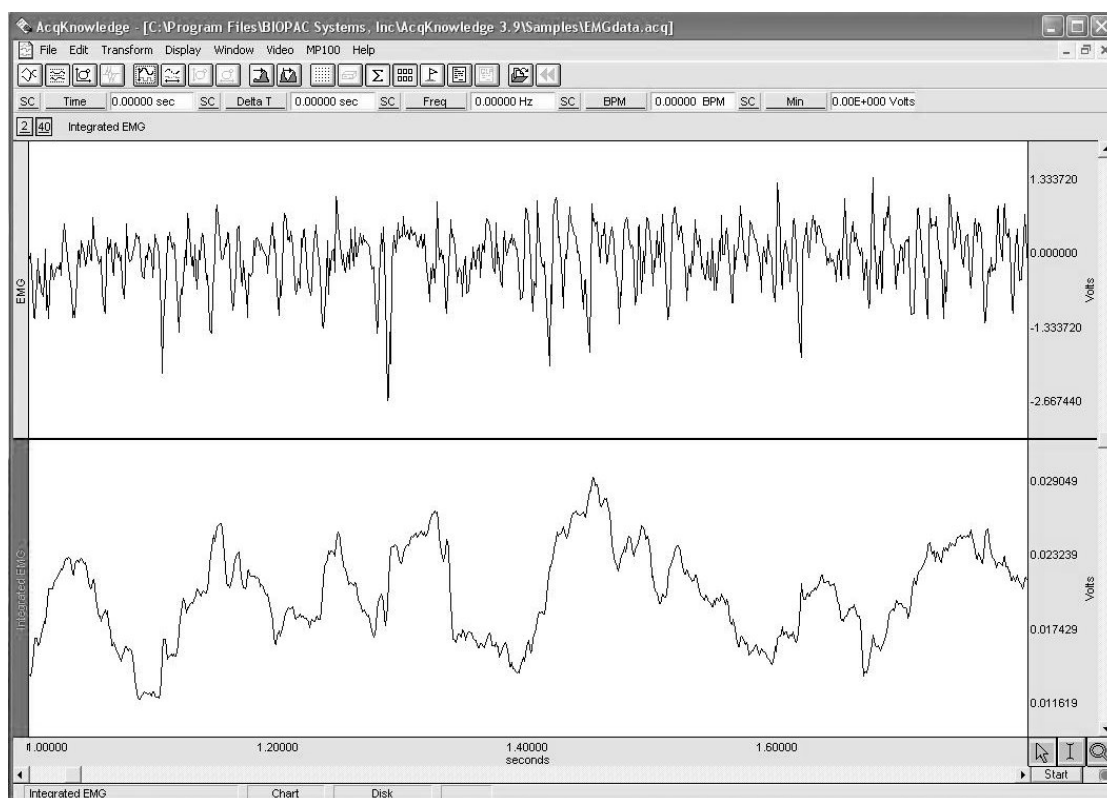


Рис. 3.6. Динамика в пределах одного импульса, изображенного на рис. 3.5.

В случае нормы средняя и основная частоты идентичны. Любое отклонение от нормального режима динамики приводит к различным значениям средней и основной частот. Наряду со спектральным анализом широко применяются и другие классические методы анализа структуры сигналов (построение гистограмм, расчет моментных функций и т.д.).

Контрольные вопросы

- 1) Дайте характеристику потенциалу действия мышечных клеток.
- 2) Что собой представляют стимуляционные методы в электромиографии?
- 3) Почему при регистрации сигналов ЭМГ выбирают широкий диапазон частот?
- 4) Назовите характерные типы колебаний, которые можно идентифицировать в сигнале ЭМГ?
- 5) Как с помощью программы AcqKnowledge можно осуществить вывод на дисплей интегрированного сигнала ЭМГ в режиме реального времени?

4 Вызванные потенциалы

Введение



Вызванный потенциал представляет собой реакцию мозга на внешний раздражитель или внутренне обусловленный нервный процесс.

Наиболее распространенными раздражителями являются видео-, аудио-сигналы, а также стимулы, связанные с процессами осязания. При регистрации вызванных потенциалов учитывают первичные и вторичные ответы. Первичный ответ характеризуется специфическими ритмами в корковых зонах соответствующих отделов мозга сразу после воздействия раздражителя (в первые 100 мс после стимула). Вторичный ответ возникает через некоторое время после действия раздражителя. Вызванные потенциалы имеют локальный характер. Их характеристиками являются:

- латентный период,
- форма,
- локализация
- чувствительность к различным воздействиям.

Отметим, что не всякий нервный процесс сопровождается вызванными потенциалами. Общее и необходимое условие для возникновения любого вида вызванных потенциалов состоит в том, чтобы местные возбуждения в синапсах и дендритах значительной популяции нейронов развивались достаточно синхронно.

Виды вызванных потенциалов

Наиболее распространенные виды вызванных потенциалов представлены в таблице 4.1. В связи с эволюционным усложнением структур головного мозга вызванные потенциалы претерпе-

вают закономерные изменения. Определенные этапы развития они проходят при возрастном формировании.

Вид вызванного ответа	Характеристики
Первичные проекционные положительно-отрицательные ответы (первичные ответы)	Возникают в зонах корковых отделов зрительного, слухового, кожного, двигательного анализаторов при естественных (световых, звуковых) или искусственных раздражениях нервов. Их латентный период составляет 10-15 мс, он состоит из положительной и отрицательной фазы колебаний. В большинстве случаев величина первичного ответа зависит от силы вызвавшего его раздражения. Значение первичного ответа уменьшается при чрезмерном усилении звуковых раздражений. Возникновение комплекса потенциалов первичного ответа, по-видимому, соответствует каким-то начальным звеньям сложного нервного акта восприятия и может быть проявлением автоматической регуляции уровня активности первичного сенсорного механизма.
Вторичные ранние отрицательные локальные ответы (ранняя отрицательная реакция)	Возникают в нервных элементах поверхностных слоев коры, по-видимому, в дендритных сплетениях. Для них характерна волновая форма отрицательной полярности (с амплитудой приблизительно 300-500 мкВ) с небольшим последующим отклонением в область положительных значений, которая возникает через 2-3 мс после начала первичного ответа. Изменение температуры (резкое увеличение или охлаждение) уменьшают эту реакцию.
Вторичные поздние отрицательные ответы (поздние отрицательные ответы)	Обнаружены при раздражении афферентных нервов в условиях наркоза в виде медленной волны отрицательной полярности, достигавшей амплитуды 150-200 мкВ. Латентный период их равен 50-100 мс.

Вид вызванного ответа	Характеристики
Вторичные ассоциативные таламокортикальные положительно-отрицательные локальные ответы	Имеют форму, сходную с обычными первичными ответами, но отличаются от них большей продолжительностью и величиной положительной фазы, более длительным латентным периодом. Такие ответы были обнаружены у кошек на световые раздражения внезрительных проекционных полей.
Вторичные ассоциативные кортико-кортикальные положительные локальные ответы	Возникают в ассоциативных областях коры с латентным периодом 15-40 мс и имеют форму колебаний большой амплитуды (до 500 мкВ). Часто им предшествует или сопутствует небольшое отрицательное отклонение.
Вторичные ассоциативные межполушарные положительно-отрицательные локальные ответы	Охватывают участок коры, не превышающий 4 мм ² . Латентный период составляет 0.5-1.0 мс. Их форма зависит от силы раздражения и является сходной с первичными ответами, но в начале имеется незначительный отрицательный “зубец”. Длительность составляет 50-100 мс.
Вторичные ретикулярно-таламические ответы	Обнаружены в отведениях любого участка поверхности коры при раздражении ядер таламуса. Латентный период составляет 20-30 мс. Имеют форму волны с отрицательной поверхностью. Связаны, вероятно, с функциональными явлениями механизмов коры при начале аналитической деятельности.
Реакция усвоения ритма	При ритмическом воздействии в корковых отделах соответствующих анализаторов выявляются постепенно нарастающие по амплитуде волны потенциалов (с частотой воздействия). При этом происходит навязывание или усвоение ритма. Реакция усвоения ритма при частотах светового раздражения, близких к фоновому альфа-ритму, состоит в преобразовании формы альфаволн.

Вид вызванного от- вета	Характеристики
Ответ на прямое раз- дражение коры (по- верхностные отрица- тельные потенциалы)	При электрическом раздражении коры мозга кошки наблюдалось возникновение поверхностных отрицательных потенциалов с амплитудой, достигающей 1-1.5 мВ при длительности 10-40 мс. Сильное раздраже- ние может вызвать вслед за отрицательной появлению положительной фазы.

Таблица 4.1. Различные виды вызванных потенциалов.

На рисунке 4.1 представлено типичное изменение электрической активности различных структур мозга кролика, соответствующее пищевому возбуждению. Отчетливо видны высокочастотные колебания большой амплитуды, которые предваряются тета-ритмом на включение условного раздражителя (звонка). Буквами А-Д на этом рисунке обозначены различные участки мозга. Вертикальными стрелками выделено время подачи пищи.

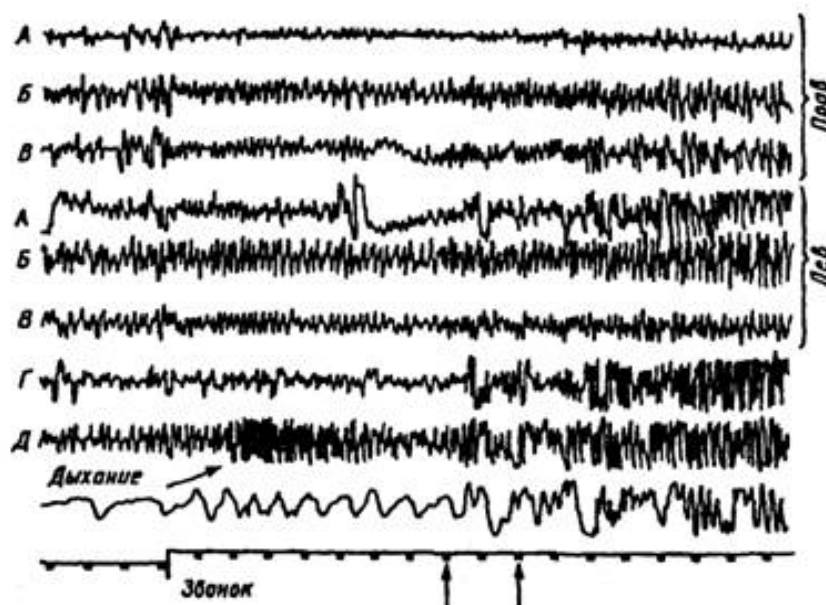


Рис. 4.1. Изменение электрической активности различных структур мозга кролика при пищевом возбуждении.

Во время различных форм мотивации (пищевой, оборонительной) у многих нейронов в самых разных структурах мозга ре-

гистрируется ритмическая активность в виде пачек спайков, регулярно следующих с интервалом около 150 мс. Пачечный тип активности с одним общим ритмом у многих нейронов рассматривается как механизм установления межцентральных связей. На рисунке 4.2 показаны изменения сигналов электрической активности в разных участках мозга кролика при оборонительной мотивации.



Рис. 4.2. Изменение сигналов электрической активности в разных участках мозга при оборонительной мотивации у кролика. Буквами обозначены различные участки мозга: А - сенсомоторная, Б - сенсомоторная-височная, В - височная, Г - затылочная кора, Д - гиппокамп, Е - гипоталамус, Ж - медиальный таламус, З - ретикулярная формация; нижняя кривая - отметка условного сигнала (звонка) оборонительного рефлекса и времени (по П.К. Анохину, 1963).

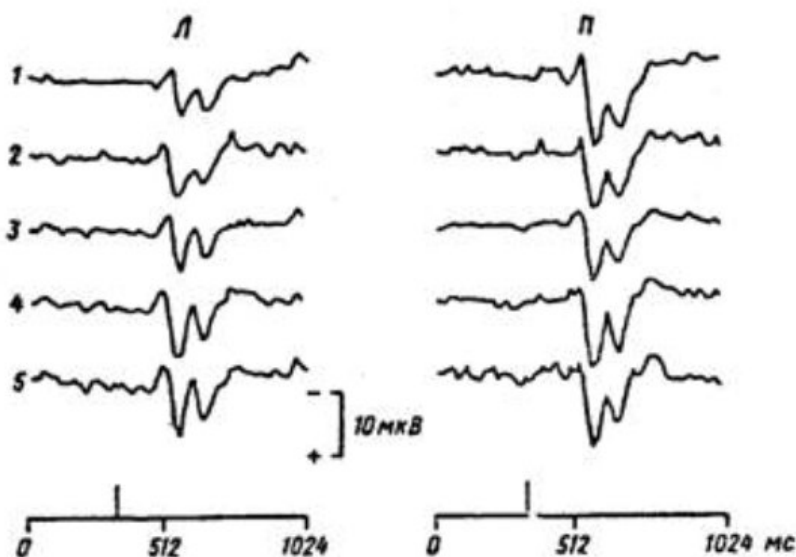


Рис. 4.3. Усредненные вызванные потенциалы на неосознаваемые стимулы. Цифрами 1-2 обозначены ассоциативные области левого и правого полушарий; 3-4 - затылочные области левого и правого полушарий; 5 - вертекс (по Э.А. Костандову, 1983); вертикальная черта - отметка стимула.

На рисунке 4.3 изображены усредненные вызванные потенциалы на неосознаваемые стимулы. В левое поле зрения испытуемого (Л) предъявляли слово “поле”, в правое поле зрения (П) - слово “море”. Хорошо заметны различия формы вызванных потенциалов, наиболее сильно выраженные в ассоциативной области левого полушария (цифра 1 на рис. 4.3).

Применение вызванных потенциалов

В 1935 году Дюруп и Фессар, исследуя реакцию депрессии альфа-ритма на свет у человека, отметили, что после нескольких опытов один только звук щелчка выключателя, предшествующий свету, стал вызывать эту реакцию.

С развитием методов электрофизиологии мозга традиционно применявшиеся для диагностики свойств нервной системы условнорефлекторные показатели были дополнены безусловнорефлекторными реакциями. Это расширило возможности исследователей для определения наиболее устойчивых, врожденных характеристик высшей нервной деятельности. Для этих целей наиболее успешно применяется ЭЭГ (ее частотный спектр, реакция усвоения ритма мелькающего света на разных частотах, усредненный вызванный потенциал).

Метод вызванных потенциалов используют для того, чтобы создать функциональную нагрузку на нужный отдел мозга. Он получает все более широкое применение в случаях, когда возникает необходимость в непосредственном наблюдении за сложным течением центральных нервных процессов в головном мозге.

На основании данных, полученных с помощью метода вызванных потенциалов, строятся гипотезы относительно восприятия, внимания, интеллекта и функциональной асимметрии мозга. В частности, могут быть зафиксированы биоэлектрические колебания, связанные с активностью двигательной коры (моторный потенциал), с окончанием движения, с состоянием намерения произвести какое-либо действие, пропуска ожидаемого стимула. Форма, амплитуда и латентный период колебаний вызван-

ных потенциалов обусловлены местом локализации регистрирующего электрода, интенсивностью стимула, состоянием и индивидуальными особенностями испытуемого.

Вызванные потенциалы как в суммарных отведениях, так и при микроэлектродной активности отдельных нейронов используются в качестве электрических показателей осуществления условных рефлексов. С их помощью уточняются детали структурной организации нервного механизма условного рефлекса.

Регистрация и анализ с помощью комплекса MP100

Измерительный комплекс MP100 содержит модуль для регистрации вызванных потенциалов ERS100C. С его помощью можно осуществлять запись разных типов вызванных потенциалов (зрительные, слуховые, соматосенсорные). Регистрация предполагает выполнение следующей последовательности действий:

- 1) Подсоединить кабель MEC100C к модулю ERS100C, подключить электроды. Два контактных электрода (на кабеле MEC100C они отмечены “Shield”), прикладываются, например, к ушам. Третий электрод (“земля”) прикрепляется на лоб. В целях улучшения качества регистрации сигналов на контактную поверхность электродов можно нанести гель. Для крепления электродов используются липкие диски.
- 2) Задать на модуле ERS100C усиление (“Gain”) 5000 и следующие характеристики фильтров:
 - “100 Hz HPN” → “OFF”;
 - “Filter” → “OFF”;
 - “HP Filter” → “1.0 Hz”.
- 3) Запустить программу AcqKnowledge, выбрать папку Samples, тип файлов *GTL и затем открыть один из файлов (в зависимости от характера стимулов):
 - “Q02 Evoked Responses”;
 - “Q05 Auditory Evoked Response”;
 - “Q06 Visual Evoked Response”;

- “Q07 Somatosensory Evoked Response”.

Первый из этих файлов можно открывать для всех вариантов стимуляции, остальные содержат настройки для каждого конкретного вида стимулов.

- 4) Указать канал для записи аналогового сигнала, выбрав MP100 → Set Up Channels → Analog. В появившемся окне установить номер канала, например, A1 (нужно проверить, какой канал задан на модуле ERS100C, и именно его установить в программе). В этом же окне задается канал для записи внешнего воздействия. В частности, в случае зрительных вызванных потенциалов стимуляция осуществляется с помощью стробоскопа TSD122, который нужно подсоединить к свободному аналоговому каналу блока UIM100C (подключенному к MP100). Стробоскоп подсоединяется с помощью кабеля CBL100 и позволяет устанавливать различные значения частоты подачи световых импульсов. На панели стробоскопа в процессе стимуляции можно увеличивать или уменьшать частоту стимулов в 2 раза с помощью соответствующих кнопок. Сбоку расположен фиксатор, с помощью которого можно зафиксировать выбранную частоту стимуляции.
- 5) Задать длительность экспериментальной записи в MP100 → Set Up Acquisition. В появившемся окне также устанавливается частота дискретизации сигнала и варианты хранения данных (в оперативной памяти, запись в файл и т.д.). В отличие от предыдущих работ, в случае вызванных потенциалов важно записывать *усредненные* сигналы после окончания серии стимулов. Поэтому в Set Up Acquisition требуется установить опцию “Averaging” (рис. 4.4), зайти в Setup, и установить число усреднений и латентный период. Отметим, что судить о характерном отклике нужно не по одной волновой форме (одной реализации процесса), а по усредненной реакции на серию однотипных испытаний. С каждым испытанием уменьшается уровень фонового шума, что приводит к более гладкой волновой форме. На практике выбор числа усреднений зависит от

вида стимуляции и редко превышает 2000. Латентный период можно выбрать, например, равным 150 мс. В случае несоответствия установленных значений латентного периода и длительности записи, программа выведет сообщение о необходимости автоматической подстройки одного из этих параметров.

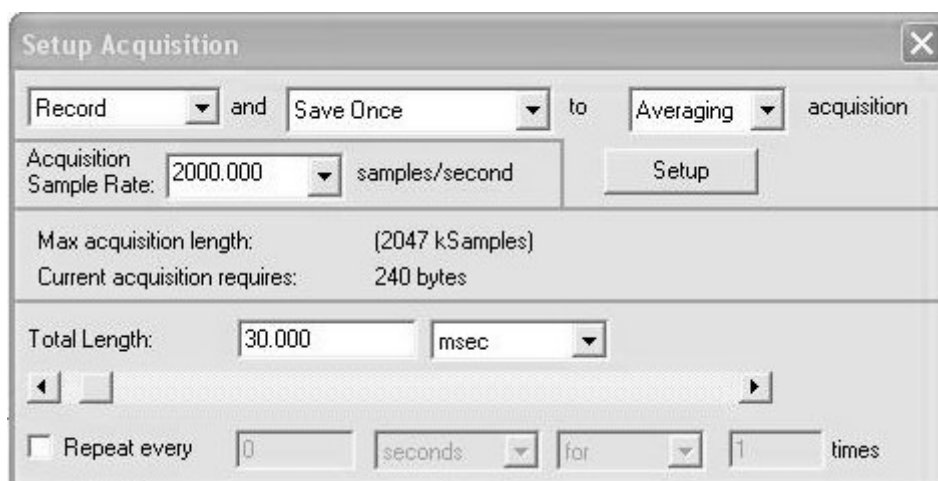


Рис. 4.4. Задание параметров для регистрации вызванных потенциалов.

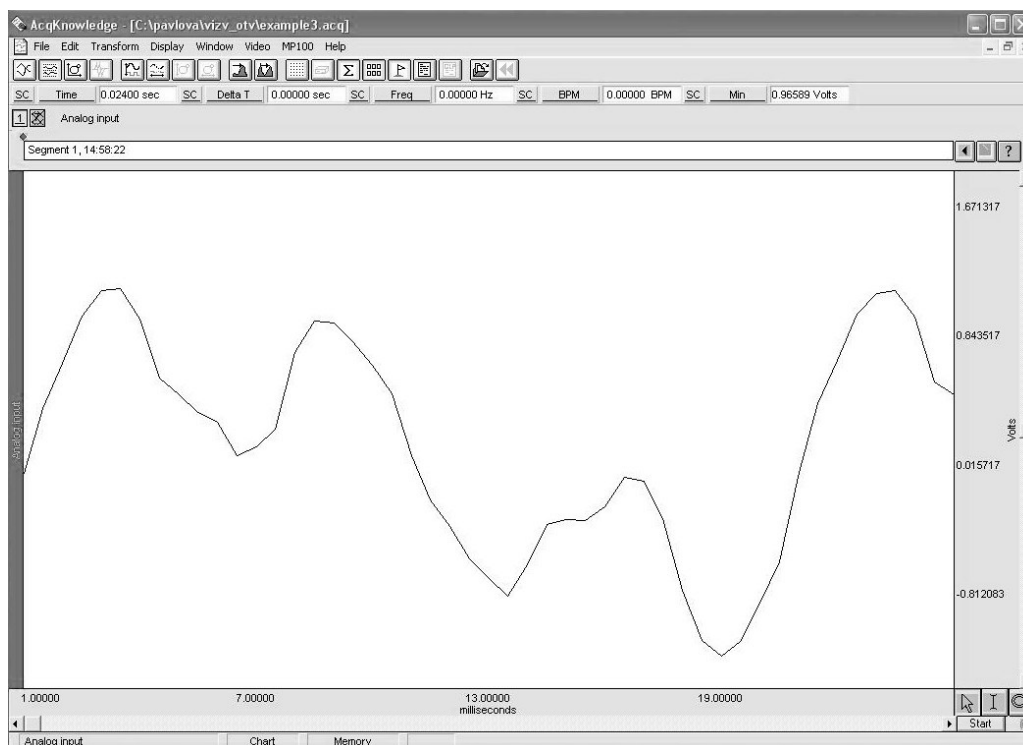


Рис. 4.5. Зрительный вызванный потенциал (реакция на периодическое включение лампы стробоскопа). Представлен результат, полученный после проведения 200 усреднений.

- 6) Нажать “Start” для начала записи данных. Пример полученной экспериментальной зрительного вызванного потенциала (реакция на включение лампы стробоскопа с частотой 2 Гц) представлен на рисунке 4.5. На рисунке 4.6 представлен пример слухового вызванного потенциала.

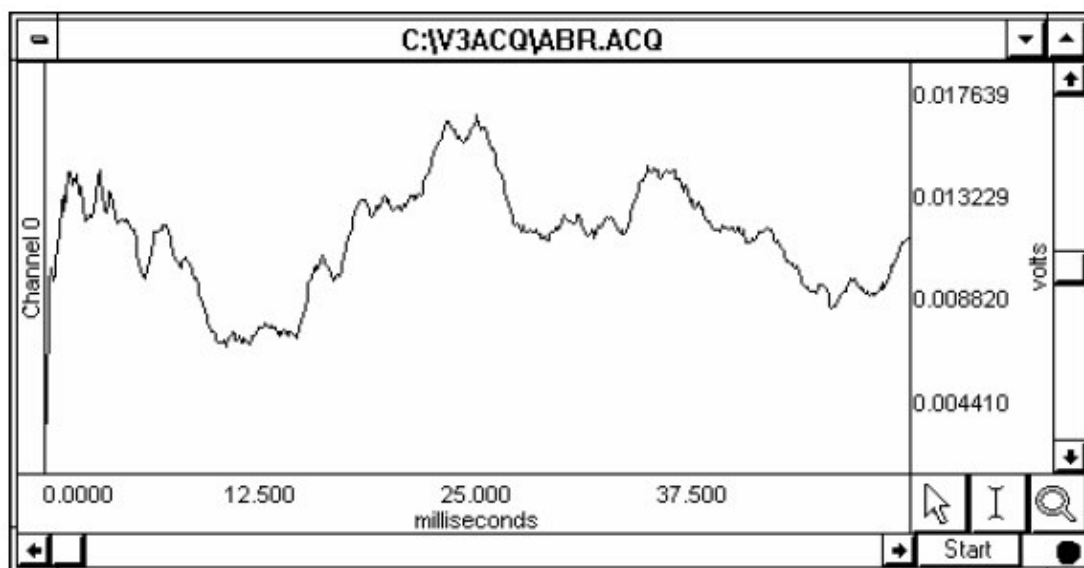


Рис. 4.6. Слуховой вызванный потенциал (реакция на периодический аудиосигнал). Представлен результат, полученный после проведения 200 усреднений.

При проведении анализа вызванных потенциалов выделяют:

- быстрые ответы: 2–12 мс после стимуляции;
- ответы средней длительности: 12–50 мс после стимуляции;
- медленные ответы: 50–300 мс после стимуляции;
- поздние ответы: 250–600 мс после стимуляции.

Для обеспечения точного представления графических данных необходимо принять во внимание некоторые обстоятельства:

- 1) Программа AcqKnowledge не учитывает две первые выборки, которые подчас являются искаженными. Время первых 2 выборок нужно добавить к общей длительности экспериментальной записи.
- 2) Может возникать задержка самого прибора, которую необходимо учитывать, проводя анализ быстрых откликов. Например, при изучении слуховых вызванных потенциалов некоторые наушники (к которым относится, в частности,

ВЮРАС ОУТ101), задерживают выходной сигнал на 1 мс. Это приведет к тому, что первая миллисекунда будет «потеряна». Чтобы учесть данный эффект, нужно изменить начало отсчета времени на горизонтальной оси. Для этого выбирается “Display → Horizontal Axis” и используется формула для определения “first sample” (первой выборки): Первая выборка = – задержка (в мс), возникающая вследствие работы прибора + (2/частота дискретизации). Полученное число нужно записать в окне “Horizontal scaling” (рис. 4.7). Например, если частота дискретизации 20,000 Гц, и используются наушники ОУТ101, то первая выборка = – 1 + 0.1 = – 0.9 мс.

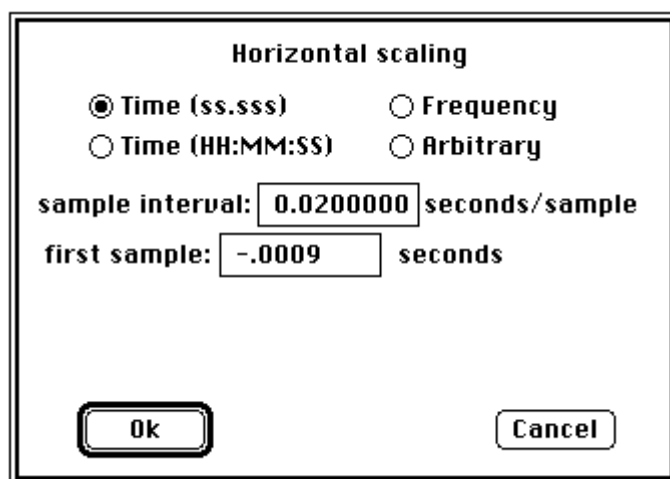


Рис. 4.7. Оценка времени первой выборки.

При анализе быстрых откликов нужно сконцентрировать внимание на сигналах малой длительности, имеющих, соответственно, большую частоту выборки. Выбор частоты дискретизации должен соответствовать рассматриваемому интервалу времени. Для откликов, возникающих в пределах 2-12 мс после стимуляции частота дискретизации должна выбираться не менее 2,000 Гц.

С помощью модуля ERS100С можно регистрировать не только слуховые и зрительные, но и соматосенсорные вызванные потенциалы. Соматосенсорные тесты используются для характеристики процессов осязания. Расположение электродов при этом остается тем же самым. Источником стимуляции при подобных

тестах являются электрические или механические импульсы, воздействующие на определенную область руки или ноги.

Модуль ERS100C также может использоваться для исследования скорости нервной проводимости. Данная скорость оценивается достаточно точно, и при этом не требуется проводить усреднения, как в случае исследований слухового или зрительного откликов.

Контрольные вопросы

- 1) Дайте характеристику вызванных потенциалов.
- 2) Какие бывают первичные и вторичные ответы?
- 3) С какой целью используют метод вызванных потенциалов?
- 4) От чего зависят фаза, амплитуда и латентный период колебаний вызванных потенциалов?
- 5) Как в программе AcqKnowledge установить частоту дискретизации сигнала, число усреднений, латентный период?
- 6) Какая длительность сигналов необходима для анализа быстрых откликов и почему?

5 Фотоплетизмография

Введение



Движение крови в сосудах обусловлено работой сердца. При сокращении миокарда желудочков кровь под давлением “перекачивается” из сердца в аорту и легочную артерию. Ритмические сокращения миокарда образуют ритмические расширения сосудистой стенки (пульс), которые под действием распространения волн давления от начальной части аорты к артериолам и капиллярам приводят к появлению пульсовых волн. Скорость распространения пульсовой волны по сосудам не зависит от скорости течения крови, а определяется диаметром сосуда, толщиной его стенки и эластичностью сосуда, а также плотностью крови. Так, в аорте она может составлять 4–6 м/сек, а в артериях мышечного типа 8–12 м/сек. Линейная скорость кровотока по артериям обычно не превышает 0,5 м/сек. С возрастом эластичность сосудов снижается, и это приводит к увеличению скорости распространения пульсовой волны.

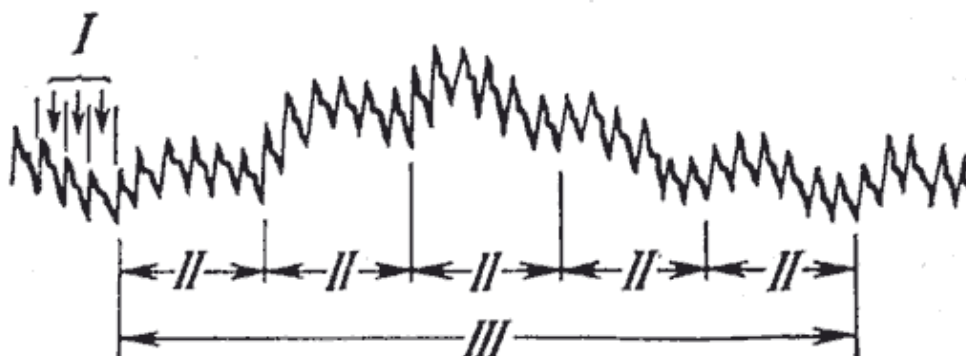


Рис. 5.1. Регистрируемый в процессе фотоплетизмографии сигнал позволяет идентифицировать три ритмических процесса, обозначенных римскими цифрами.

В физиологии часто используется пальцевая фотоплетизмография. Исследуемая фаланга пальца просвечивается обычным светом, и сигнал поступает на датчик. В результате реконструируются волны первого порядка (пульсовые) и медленные волны (рис. 5.1). Отметим, что на данном рисунке даже визуально хорошо различимы 3 временных масштаба, то есть можно выделить и проводить исследование трех характерных ритмов.

Некоторые характеристики пульсовой волны

Пульсовая кривая включает в себя две основные части (рис. 5.2):

- A_1 – подъем кривой (анакротический зубец);
- A_2 – спад кривой (дикротический зубец).

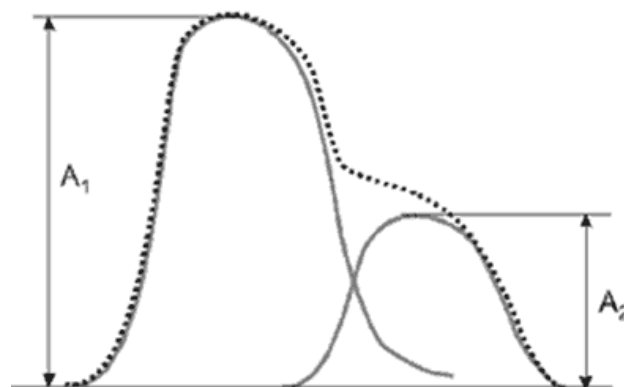


Рис. 5.2. Типичный контур пульсовой кривой.

Контур объемной пульсовой волны формируется в результате взаимодействия между левым желудочком и сосудами большого круга кровообращения. Пальцевая фотоплетизмограмма отражает слияние двух объемных пульсовых волн (зубцов).

Первый зубец образуется за счет систолической, прямой волны, имеющей амплитуду A_1 и формируемой потоком крови в систолу, передающимся напрямую от левого желудочка к пальцам верхних конечностей.

Второй зубец образуется за счет отраженной волны с амплитудой A_2 , которая возникает из-за отражения потока крови от

периферии к сердцу – передающегося по аорте и крупным магистральным артериям к нижним конечностям, и направляющегося обратно в восходящий отдел аорты и далее к пальцам верхних конечностей.

Форма пульсовой волны меняется с возрастом. Характерные изменения проиллюстрированы на рисунке 5.3.

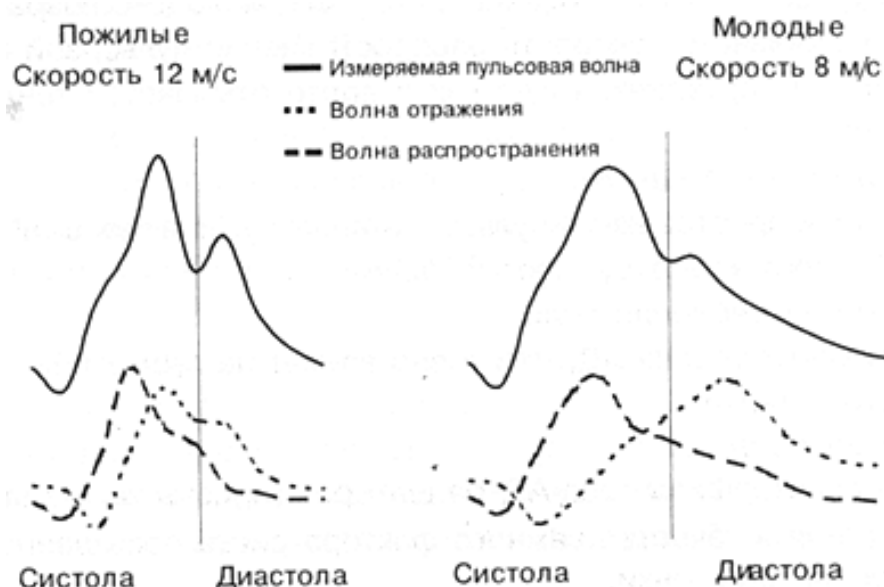


Рис. 5.3. Возрастные изменения пульсовой кривой.

Чтобы охарактеризовать контур пульсовой волны, рассматривают несколько моментов времени (рис. 5.4):

- V_1 – начало систолического периода (поток крови направляется в систолу);
- V_2 – максимальное расширение сосуда;
- V_3 – продиастолический период;
- V_4 – начало диастолы;
- V_5 – окончание диастолы, завершение сердечного цикла.

Основными количественными показателями в рамках фотоплетизмографии являются:

- амплитуда пульсовой волны;
- время наполнения (интервал между точками V_1 и V_2);
- продолжительность систолической (диастолической) фазы сердечного цикла;

- частота сердечных сокращений.

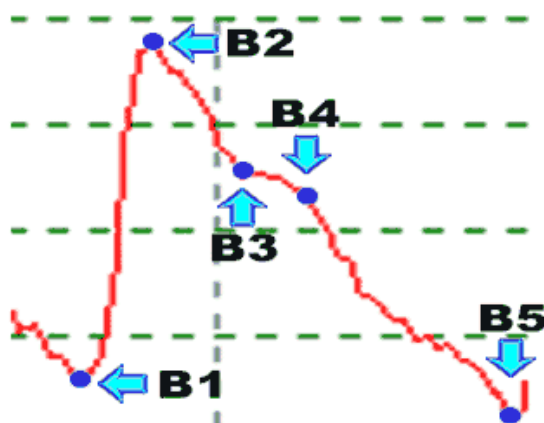


Рис. 5.4. Моменты времени, которые характеризуют форму пульсовой кривой.

В зависимости от возраста ряд характеристик пульсовой волны может изменяться. Например, частота сердечных сокращений у детей в возрасте от 1 до 3 лет составляет $120-105 \text{ мин}^{-1}$, а затем постепенно снижается, достигая к 8-10 годам $90-85 \text{ мин}^{-1}$, к 40-50 годам – $68-72 \text{ мин}^{-1}$, а далее медленно повышается к 80-90 годам до $82-85 \text{ мин}^{-1}$. Это приводит к соответствующим изменениям длительности пульсовой волны (таблица 5.1).

Возраст, лет	Длительность пульсовой волны, с.
0-1	0.43-0.50
1-3	0.50-0.57
3-5	0.57-0.60
5-8	0.60-0.67
8-10	0.67-0.70
10-20	0.70-1.00
20-30	1.00-0.92
30-30	0.92-0.88
40-50	0.88-0.83
50-60	0.83-0.75
60-70	0.75-0.71
80-90	0.73-0.70

Таблица 5.1. Зависимость длительности пульсовой волны от возраста.

Амплитуда пульсовой волны возрастает в период с 8 до 18 лет, с 19 до 30 лет стабилизируется, а после 50 лет – повышается. Для детей характерен более крутой подъем пульсовых волн. На скорость распространения пульсовой волны влияют следующие факторы:

- *Уровень артериального давления.* Чем выше артериальное давление, тем больше скорость распространения пульсовой волны.
- *Возраст.* Как видно из рисунка 5.3, скорость распространения пульсовой волны с возрастом увеличивается, при этом уменьшается длительность систолы и диастолы. У молодых людей скорость распространения пульсовой волны относительно низкая вследствие хорошей растяжимости стенок артерий. Волна отражения регистрируется только во время диастолы. С возрастом по мере снижения растяжимости артерий скорость распространения пульсовой волны увеличивается.
- *Пол.* У женщин скорость распространения пульсовой волны в верхних и нижних конечностях меньше, чем у мужчин соответствующего возраста. В аорте существенных отличий не наблюдается.
- *Дыхание.* Скорость распространения пульсовой волны несколько выше на выдохе, чем на вдохе.
- *Прием пищи.* Непосредственно после приема пищи увеличивается скорость распространения пульсовой волны в периферических артериях, тогда как в аорте отмечается тенденция к ее снижению.

Отметим, что величина пульса не зависит от времени года, но при колебаниях температуры возникают колебания периферического капиллярного кровообращения.

По форме пульсовой волны можно делать выводы о различных нарушениях нормального функционирования организма. Например, при атеросклерозе увеличивается интервал времени между точками B_1 и B_2 , вершина смещается к концу систолы (рис.

5.5а), при сахарном диабете исчезает дикротический зубец (рис. 5.5б) и т.д.

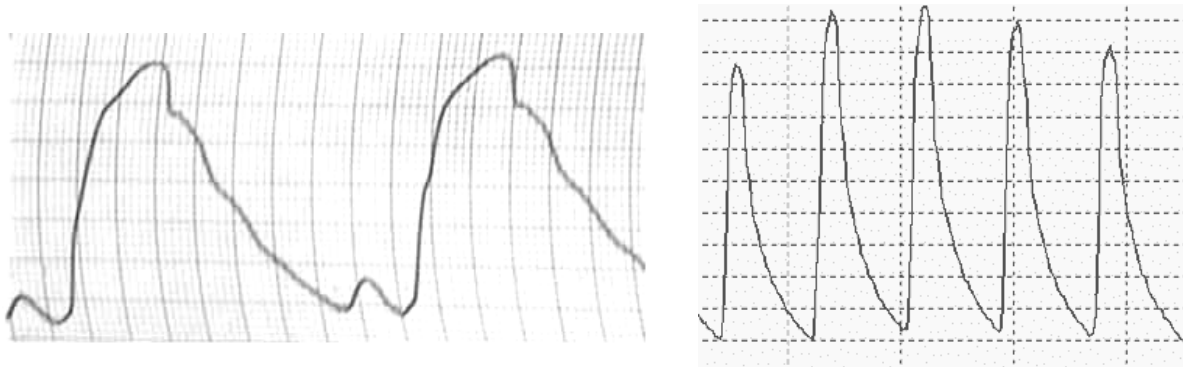


Рис. 5.5. Изменения формы пульсовой волны, свидетельствующие о различных нарушениях нормального функционирования организма.

Регистрация и анализ с помощью комплекса МР100

Измерительный комплекс МР100 содержит модуль для регистрации фотоплетизмограмм РРГ100С. Этот модуль представляет собой одноканальный усилитель, предназначенный для непосредственного измерения плотности кровеносного давления. РРГ100С используется для:

- общего определения скорости пульса;
- изучения физиологических упражнений;
- анализа кровеносного давления;
- психофизиологических исследований.

Модуль РРГ100С соединяют с фотоплетизмографическим датчиком ТSD200 (рис. 5.6).



Рис. 5.6. Фотоплетизмографический датчик ТSD200.

Датчик TSD200 состоит из инфракрасного излучателя (эмиттера) и фотодиода, который передает изменения в плотности кровотока (вызванные вариацией кровеносного давления) при различных положениях тела. Когда TSD200 присоединяется к коже, инфракрасный свет модулируется пульсированием крови в тканях. Модулированный, отраженный свет приводит к малым изменениям в сопротивлении фоторезистора, которое становится пропорциональным изменениям выходного напряжения.

Запись фотоплетизмограмм предполагает следующую последовательность действий:

1) Подсоединить датчик TSD200 следующим образом:

- манжета закрепляется на палец (рис. 5.6);
- красный провод → +VSUP;
- черный провод → GND;
- синий провод → INPUT.

Датчик TSD200 не требует калибровки.

- 2) Запустить программу AcqKnowledge, выбрать папку Samples, тип файлов *GTL и затем открыть файл “Q17 Plethysmography BP”. В результате появится новое окно.
- 3) Указать канал для записи аналогового сигнала, выбрав MP100 → Set Up Channels → Analog. В появившемся окне установить номер канала, например, A1 (необходимо проверить, какой канал задан на модуле PPG100C).
- 4) В том же самом окне установить Calc и выбрать Pulse Rate (для определения частоты сердечных сокращений). Заходя в Setup, можно установить требуемые параметры или оставить те, которые были заданы по умолчанию.
- 5) Задать длительность экспериментальной записи в MP100 → Set Up Acquisition. В появившемся окне также устанавливается частота дискретизации сигнала и варианты хранения данных (в оперативной памяти или запись в файл).
- 6) Нажать “Start” для начала записи данных. Для удобства визуального контроля регистрируемого сигнала предусмотрены возможности установки автоматического выбора масштаба переменных, выводимых на экран. Пример

полученной экспериментальной записи фотоплетизмограммы изображен на рисунке 5.7.

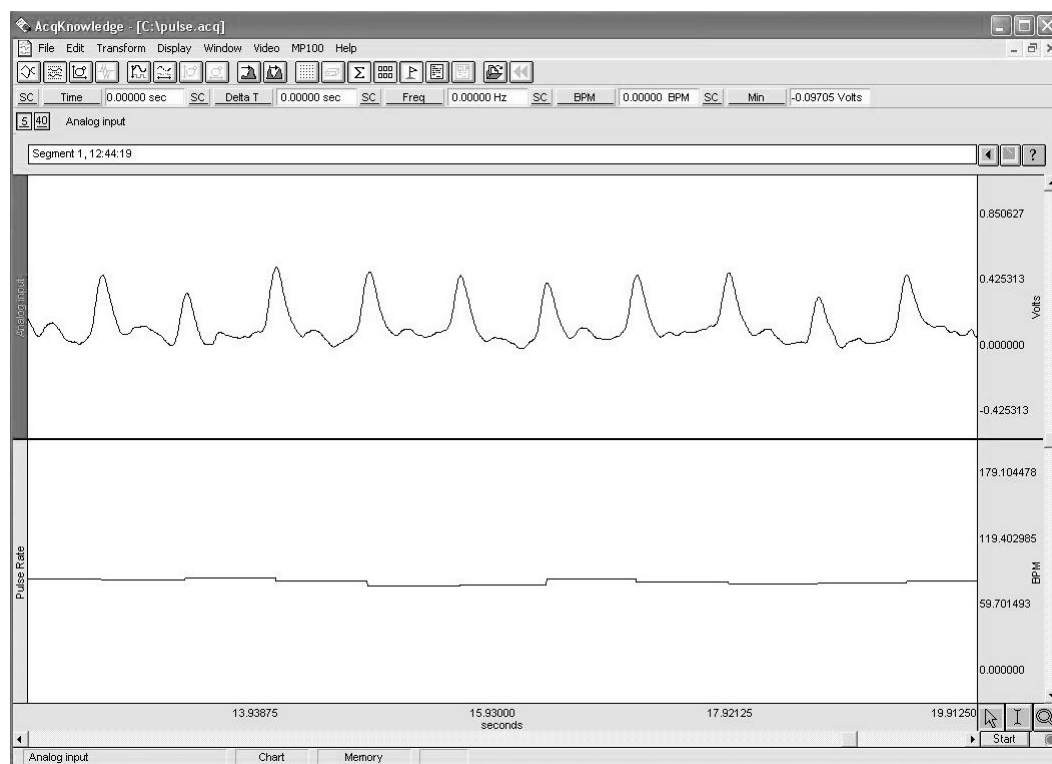


Рис. 5.7. Фрагмент записи фотоплетизмограммы и частоты пульса.

При одновременной регистрации электрокардиограммы и фотоплетизмограммы существует возможность визуально сопоставлять характерные особенности пульсовой волны с зубцами ЭКГ (рис. 5.8).

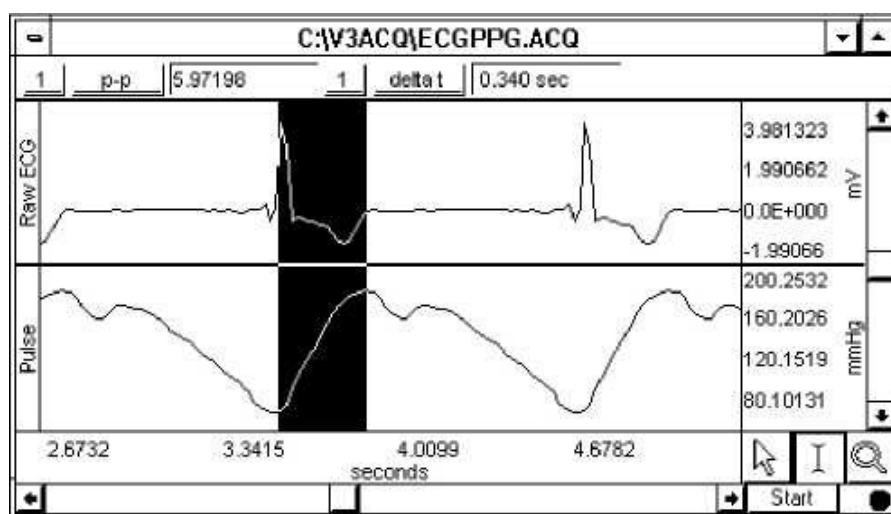


Рис. 5.8. Электрокардиограмма (верхний канал) и фотоплетизмограмма (нижний канал).

Анализ фотоплетизмограмм с помощью программы AcqKnowledge включает методы статистической обработки (по аналогии с исследованием вариабельности сердечного ритма в рамках электрокардиографии), спектрального анализа, методов нелинейной динамики. В частности, реконструкция фазового портрета по сигналу, зарегистрированному в рамках фотоплетизмографии, позволяет судить о сложности динамики (о степени “хаотичности” процесса). Пример фазового портрета представлен на рисунке 5.9.

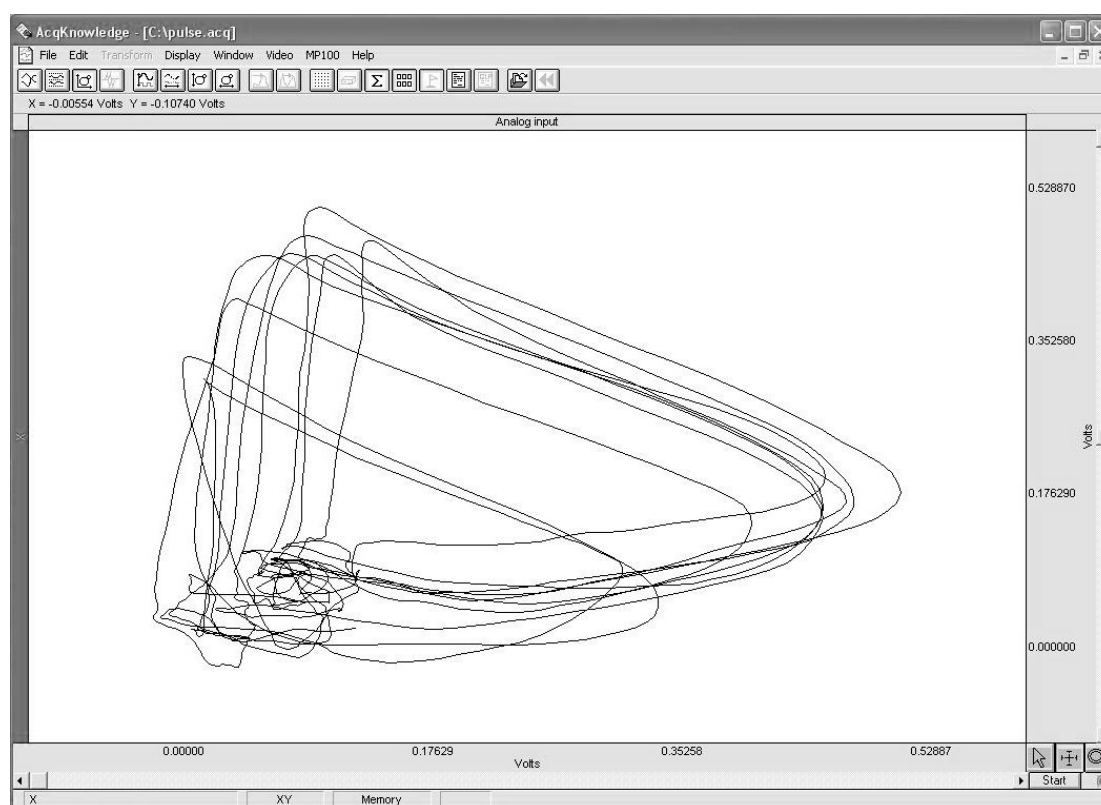


Рис. 5.9. Фазовый портрет, реконструированный по фотоплетизмограмме.

Для переключения в режим фазового портрета нужно воспользоваться кнопкой “XY Mode”, расположенной на верхней панели. На этой же панели расположены кнопки, позволяющие подстраивать масштаб по обеим осям.

Программа AcqKnowledge позволяет проводить предварительный спектральный анализ (без усреднений и использования оконных функций). Для более качественного и детального исследования структуры регистрируемых данных представляется целе-

сообразным записывать сигналы в текстовом формате и далее применять более специализированные пакеты прикладных программ.

Контрольные вопросы

- 1) Какие физиологические механизмы приводят к появлению пульсовой волны?
- 2) В результате каких процессов образуются анакротический и диакротический зубцы пульсовой волны?
- 3) Назовите количественные показатели пульса.
- 4) В каких случаях характеристики пульсовой волны могут изменяться?
- 5) Какую информацию несет форма пульсовой волны?

Список рекомендуемой литературы

- Агаджанян Н.А., Телль Л.З., Циркин В.И., Чеснокова С.А. Физиология человека. – М.: Медкнига, Н.Новгород.: НГМА, 2005.
- Бабский Е.Б., Зубков А.А., Косицкий Г.И., Ходоров Б.И. Физиология человека. — М.: Медицина, 1966.
- Биологические ритмы / Под ред. Ю.Ашлоффа. – М.: Мир, 1984.
- Грин Н., Стаут У., Тейлор Д. Биология. Т. 2. М.: Мир, 1990.
- Коган А.Б. Электрофизиология. – М.: Высшая Школа, 1969.
- Мари Р., Грейнер Д., Мейес П., Родуэлл В. Биохимия человека. – М.: Мир, 1993.
- Ноздрачёв А.Д. и др. Начала физиологии. – Санкт-Петербург, “Лань”, 2002.
- Общий курс физиологии человека и животных / Под. ред. А.Д. Ноздрачева. – М.: Высшая школа, 1991.
- Физиология человека / Под. ред. Г.И. Косицкого. – М.: Медицина, 1985.
- Физиология человека / Под ред. В.М. Покровского, Г.Ф. Коротько. – М.: Медицина, 1997.
- Физиология человека / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир, 1996.

Содержание

Предисловие	3
1. Электрокардиография	4
Введение	4
Запись электрокардиограммы	5
Анализ электрокардиограммы	6
Вариабельность сердечного ритма	9
Статистический анализ сердечного ритма	13
Регистрация и анализ с помощью комплекса MP100	19
2. Электроэнцефалография	27
Введение	27
Запись электроэнцефалограммы	28
Ритмы ЭЭГ	30
Значение ЭЭГ	34
Регистрация и анализ с помощью комплекса MP100	36
3. Электромиография	43
Введение	43
Мышцы, их типы и характеристики	44
Регистрация ЭМГ	46
Анализ ЭМГ	48
Значение ЭМГ	50
Регистрация и анализ с помощью комплекса MP100	51
4. Вызванные потенциалы	55
Введение	55
Виды вызванных потенциалов	55
Применение вызванных потенциалов	60

Регистрация и анализ с помощью комплекса МР100	61
5. Фотоплетизмография	67
Введение	67
Некоторые характеристики пульсовой волны	68
Регистрация и анализ с помощью комплекса МР100	72
Список рекомендуемой литературы	77

Учебное издание

Павлова Ольга Николаевна
Павлов Алексей Николаевич

**РЕГИСТРАЦИЯ И ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА
СИГНАЛОВ С ПОМОЩЬЮ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО
КОМПЛЕКСА МР100**

Учебное пособие

Оригинал-макет подготовил
Павлов А.Н.

Подписано в печать 08.05.2008. Формат 60х84 $\frac{1}{16}$.
Бумага офсетная. Гарнитура Таймс. Печать трафаретная.
Усл. печ. л. 5,0. Уч.-изд. л. 4,63 Тираж 300 Заказ 0111

Издательство “Научная книга”
410054, Саратов, Б. Садовая, 127 ☎ 27-40-08

Отпечатано с готового оригинал-макета
410005, Саратов, Пугачевская, 161, офис 320 ☎ 27-26-93