

6. ИЗМЕРЕНИЯ ПРИ АНАЛИЗЕ ЭКГ

6.1. Общие сведения о физиологии сердца

Современная функциональная диагностика располагает самыми различными инструментальными методами исследования. Некоторые из них доступны только узкому кругу специалистов. Самым распространенным и доступным методом исследования является кардиография, используемая в основном в кардиологии. Однако она с успехом применяется и при исследовании больных с заболеваниями легких, почек, печени, эндокринных желез, системы кровообращения, а также в педиатрии, онкологии и т. д. Ежегодно в стране производят десятки миллионов электрокардиографических исследований.

Мышца сердца состоит из клеток двух видов – клеток проводящей системы и сократительного миокарда. Сердце обладает рядом функций, присущих, в основном, только ему.

Автоматизм – способность сердца вырабатывать импульсы, вызывающие возбуждение. Возбуждение сердца не производится непосредственно центральной нервной системой (как это имеет место для большинства других систем иннервации мышц), оно осуществляется синусным узлом, или стимулятором пульса, который представляет собой специальную группу возбудимых клеток. Сердце способно спонтанно активироваться и вырабатывать электрические импульсы. В норме наибольшим автоматизмом обладают клетки именно синусового узла, расположенного в правом предсердии.

Проводимость – способность сердца проводить импульсы от места их возникновения до сократительного миокарда. В норме импульсы проводятся от синусового узла к мышце предсердий и желудочков. Наибольшей проводимостью обладает проводящая система сердца.

Возбудимость – способность сердца возбуждаться под влиянием стимулирующих электрических импульсов. Функцией возбудимости обладают клетки проводящей системы и сократительного миокарда. Во время возбуждения клетки миокарда изменяется потенциал ее мембраны.

Изменение потенциалов возбужденных клеток приводит к изменению распределения потенциала на поверхности тела пациента. Разность потенциалов между двумя точками изменяется во времени и составляет сигнал электрокардиограммы, изображенный на рис. 6.1. Возбудимость проводящей системы сердца и сократительного миокарда меняется в различные периоды сердечного цикла. В частности, во время систолы клетки сердца не возбуждаются, поскольку невосприимчивы к раздражению.

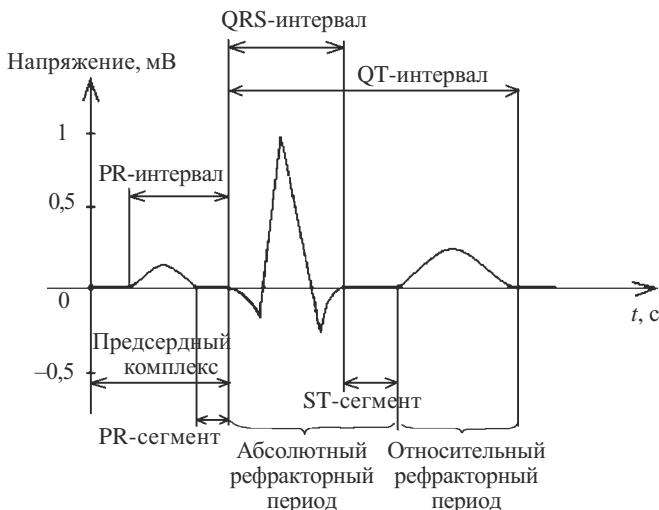


Рис. 6.1. Интервалы и сегменты ЭКГ

Сократимость – способность сердца сокращаться под влиянием импульсов. Сердце по своей природе является насосом, который перекачивает кровь в большой и малый круг кровообращения.

Важными электрофизиологическими процессами являются также рефрактерность и аберрантность.

Рефрактерность – это невозможность возбужденных клеток миокарда снова активироваться при возникновении дополнительного импульса. Различают состояние абсолютной и относительной рефрактерности. Во время абсолютного рефрактерного периода сердце не может возбуждаться и сокращаться независимо от силы поступающего к нему импульса. Во время относительного рефрактерного периода сердце сохраняет способность к возбуждению, если амплитуда поступающего к

нему импульса больше, чем обычно. Этот импульс распространяется по миокарду медленнее, чем обычно. Абсолютный рефрактерный период в основном соответствует на ЭКГ продолжительности комплекса QRS и сегмента ST. Относительный рефрактерный период соответствует зубцу T ЭКГ. Во время диастолы рефрактерность отсутствует. В этот период проводящая система сердца и миокард желудочков способны возбуждаться. Продолжительность рефрактерного периода неодинакова в различных отделах проводящей системы и мышцы сердца.

Аберрантность, или аберрантное проведение, есть патологическое проведение импульса по предсердиям или желудочкам. Аберрантное проведение возникает в тех случаях, когда импульс, поступающий в желудочки или, реже, в предсердия, застает один или несколько пучков их проводящей системы в состоянии рефрактерности, что приводит к изменению распространения возбуждения по этим отделам сердца. Электрокардиография позволяет изучать следующие функции сердца: автоматизм, проводимость, возбудимость, рефрактерность и аберрантность. Важно отметить, что ЭКГ отражает процессы электрического возбуждения, а не сокращения ткани миокарда, о сократительной функции с помощью этого метода можно получить лишь косвенное представление.

6.2. Описание ЭКГ. Измеряемые параметры

Основные исследования при установлении диагноза больному по ЭКГ сводятся к измерению характерных временных интервалов, определению изолинии и измерению амплитуды зубцов ЭКГ. Ниже приводятся только самые основные измеряемые параметры.

Измерение амплитуд зубцов ЭКГ в клинической практике традиционно производится по записи сигнала на бумажной ленте (в миллиметрах). При пересчете соответствующих значений в размерность электрического напряжения следует помнить, что стандартная установка чувствительности записывающих устройств при электрокардиографических исследованиях составляет $1 \text{ мВ} = 10 \text{ мм}$ [17].

Зубцы ЭКГ обозначаются латинскими буквами. Если амплитуда зубца QRS-комплекса со стандартного электрокардиографа составляет больше 5 мм, то этот зубец обозначается прописной (заглавной) буквой, если меньше – строчной (малой) буквой. На рис. 6.2 дано схематическое изображение зубцов нормальной ЭКГ.

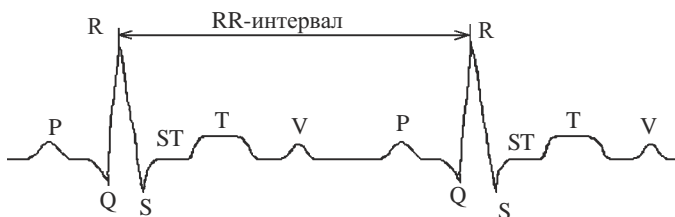


Рис. 6.2. Схематическое изображение зубцов и интервалов нормальной ЭКГ

Предсердный комплекс состоит из зубца P и изоэлектрического отрезка, отделяющего его от зубца Q (или R, если зубец Q на ЭКГ отсутствует). Зубец P отображает возбуждение предсердий, а интервал PQ(R) соответствует времени от начала возбуждения (сокращения) предсердий до начала возбуждения (сокращения) желудочков и характеризует предсердно-желудочковую проводимость.

Зубец P образуется в результате возбуждения обоих предсердий. Он начинает регистрироваться сразу после того, как импульс выходит из синусового узла. В норме возбуждение правого предсердия начинается несколько раньше возбуждения левого предсердия. Суммирование векторов правого и левого предсердий и приводит к регистрации зубца P. На рис. 6.3 цифрой 1 обозначена часть зубца P, связанная с возбуждением правого предсердия, деполяризация которого начинается раньше. Цифра 2 указывает на часть зубца P, связанную с возбуждением левого предсердия. Левое предсердие позже начинает и позже заканчивает свое возбуждение. В результате наложения друг на друга возбуждения правого и левого предсердий и образуется зубец P. Подъем и спуск зубца P обычно пологий, вершина закруглена.

Зубец P в большинстве стандартных отведений обычно положительный. Положительный зубец P является показателем синусового ритма. Амплитуда зубца P в норме не должна превышать 2,5 мм, продолжительность зубца P составляет до 0,1 с. Зубец P может быть в норме сглаженным во всех отведениях или изоэлектричным, особенно на ЭКГ с небольшой амплитудой зубцов. Зубец P может быть зазубрен на вершине, однако расстояние между зазуб-

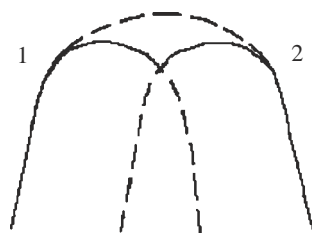


Рис. 6.3. Схематическое объяснение происхождения зубца P в норме

ринами не должно превышать 0,02 с. Различают время активации предсердий – это время от начала возбуждения предсердия до охвата возбуждением максимального количества его волокон. Время активации правого предсердия измеряется от начала зубца Р до первой его вершины. В норме оно не должно превышать 0,04 с. Время активации левого предсердия соответствует периоду от начала зубца Р до второй его вершины или до его наиболее высокой точки. У здоровых людей этот интервал не должен превышать 0,06 с. При повышении частоты сердечных сокращений зубец Р может становиться более широким и острым. При значительной тахикардии зубец Р может сливаться с предшествующим зубцом Т, теряться в нем, что делает невозможным определение его высоты.

Интервал PQ(PR) – от начала зубца Р до начала зубца Q (или R) – соответствует времени прохождения возбуждения по предсердиям и атриовентрикулярному соединению до миокарда желудочков. Прохождение возбуждения по атриовентрикулярному узлу совпадает на ЭКГ с последней третью зубца Р и первой половиной сегмента PQ(PR). Интервал PQ (или PR) расположен от начала зубца Р до начала комплекса QRS. Если комплекс начинается с зубца Q, то имеется интервал PQ, если начальным зубцом комплекса QRS является зубец R, то можно говорить о интервале PR. Интервал PQ изменяется по продолжительности в зависимости от возраста и массы тела больного. Он зависит также от частоты ритма (частоты сердцебиений), укорачиваясь при тахикардии. В норме интервал PQ составляет 0,12–0,18 с. Он имеет тенденцию удлиняться с возрастом и укорачиваться при учащении ритма. Продолжительность интервала PQ измеряют в отведении от конечностей, в котором продолжительность этого интервала наибольшая. В грудных отведениях продолжительность интервала PQ может отличаться от его длительности в отведениях от конечностей на 0,04 с или даже больше. Для измерения продолжительности интервала PQ выбирают то отведение, где хорошо выражены зубец Р и комплекс QRS.

Иногда возникают трудности при измерении продолжительности интервала PQ. Это связано с тем, что в некоторых отведениях начальная часть зубца Р может быть изоэлектрична. Продолжительность интервала PQ в этих отведениях будет меньше истинных его значений. Наоборот, если интервал PQ измеряется в отведении, где изоэлектрична начальная часть комплекса QRS, то его продолжительность в этом отведении будет больше истинной. Ошибки в измерении продолжительности

интервала PQ можно избежать при записи ЭКГ на многоканальном электрокардиографе. Интервал PQ включает в себя зубец P и сегмент PQ.

Сегмент PQ располагается от конца зубца P до начала зубца Q (или R) обычно на изолинии. При большой его продолжительности на нем иногда виден отрицательный зубец Tз, обусловленный реполяризацией предсердий.

Индекс Макруза – это отношение продолжительности зубца P к длительности сегмента PQ. В норме индекс Макруза составляет 1,1–1,6. Этот индекс иногда помогает в диагностике гипертрофии предсердий.

Желудочковый комплекс (QT) состоит из начального комплекса QRS, отрезка ST и зубца T. Комплекс QRS регистрируется во время возбуждения желудочков. Обычно это наибольшее по амплитуде отклонение ЭКГ. Ширина комплекса QRS в норме составляет 0,06–0,08 с и указывает на продолжительность внутрижелудочкового проведения возбуждения. С возрастом ширина комплекса QRS обычно увеличивается. Ширина комплекса QRS может несколько уменьшаться при учащении ритма и наоборот.

Об уширении комплекса QRS говорят в тех случаях, когда его продолжительность превышает 0,1 с. В комплексе QRS анализируют его амплитуду, продолжительность, форму и его параметрам в нескольких отведениях определяют положение электрической оси сердца.

Амплитуда зубцов комплекса QRS значительно варьируется. Она обычно больше в грудных отведениях, чем в стандартных. В норме, по крайней мере в одном из стандартных отведений или в отведениях от конечностей, амплитуда комплекса QRS должна превышать 5 мм, а в грудных отведениях – 8 мм. Если амплитуда комплекса QRS во всех стандартных отведениях от конечностей меньше 5 мм или во всех грудных отведениях меньше 8 мм, то говорят о снижении вольтажа зубцов ЭКГ.

В стандартных отведениях и усиленных отведениях от конечностей у взрослых амплитуда комплекса QRS в каждом из этих отведений не должна превышать 22 мм. В любом из грудных отведений амплитуда желудочкового комплекса не должна превышать 25 мм. В тех случаях, когда у взрослых амплитуда комплекса QRS превышает эти нормативы, говорят о превышении вольтажа ЭКГ. Термин «повышение вольтажа зубцов ЭКГ» или «увеличение амплитуды комплекса QRS» не отличаются точностью принятых критериев, так как для него еще нет четких нормативов у людей различного телосложения и с разной толщиной грудной клетки.

Зубец Q – начальный зубец комплекса QRS. Он регистрируется во время возбуждения левой половины межжелудочковой перегородки. В норме ширина зубца Q не должна превышать 0,03 с, а его амплитуда в каждом отведении должна быть меньше 1/4 амплитуды следующего за ним зубца R в этом отведении. Нормальный зубец Q не должен быть зазубрен. В норме амплитуда зубца Q должна быть меньше 2 мм.

Зубец R – обычно основной зубец ЭКГ. Он обусловлен возбуждением желудочков. Амплитуда зубца R в стандартных и усиленных отведениях от конечностей определяется расположением электрической оси сердца. При нормальном расположении электрической оси сердца зубец R может отсутствовать в отведении aVR, и тогда ЭКГ в этом отведении имеет вид QS. В норме в отведении V1 зубец R может отсутствовать, и тогда ЭКГ в этом отведении также имеет вид QS. У молодых (до 30 лет) ЭКГ типа QS может изредка регистрироваться в V1, V2, а у детей – в V1 – V3. Однако ЭКГ типа QS в V1, V2 или в V1 – V3 всегда должна вызывать подозрение. Такая ЭКГ часто является признаком инфаркта миокарда передней части межжелудочковой перегородки.

Зубец S в основном обусловлен конечным возбуждением основания левого желудочка. Это непостоянный зубец ЭКГ, т. е. он может отсутствовать, особенно в отведениях от конечностей. При переходе от правых к левым грудным отведениям отношение R/S постепенно увеличивается. Это связано с постепенным увеличением высоты зубцов R и уменьшением амплитуды зубцов S.

Иногда на ЭКГ наблюдается не один, а два или больше положительных зубцов в комплексе QRS. QRS-комплекс в отведениях V7 – V9 в норме обычно имеет низкую амплитуду.

Сегмент ST – это отрезок ЭКГ между концом комплекса QRS и началом зубца T. При отсутствии зубца S его обозначают нередко сегментом RST, однако чаще и в этих случаях его называют сегментом ST. Сегмент ST соответствует тому периоду сердечного цикла, когда оба желудочка полностью охвачены возбуждением, деполяризованы. Интервал ST и конечная часть желудочкового комплекса – зубец T – представляют собой отдельные фазы одного и того же процесса реполяризации во время систолы желудочков. Изменения в этих параметрах связывают с обменными и электролитными процессами, с изменением коронарного кровообращения, сократительной активностью миокарда.

Сегмент ST в норме расположен на изолинии, но он может быть несколько приподнятым над изолинией или слегка сниженным. Подъем

или снижение сегмента ST определяется по отношению к изолинии, т. е. к интервалу, когда отсутствует электрическая активность. Снижение сегмента ST не должно превышать 0,5 мм. В норме сегмент ST может быть расположен даже на 1,5–2 мм выше изолинии.

Для определения степени смещения сегмента ST чаще всего пользуются стандартной методикой, показанной на рис. 6.4, где расстояние между двумя горизонталями (O1-Y) и отражает истинное смещение сегмента.

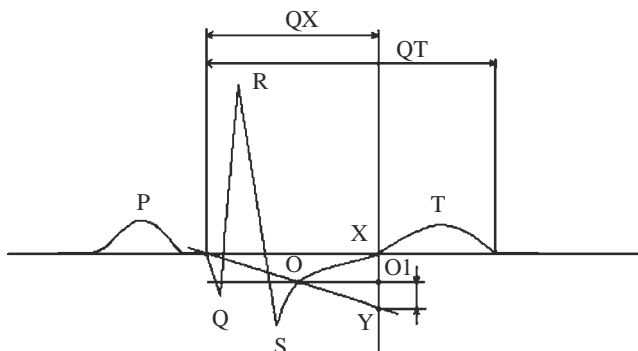


Рис. 6.4. Схема вычисления смещения низу ST-сегмента

Смещение вверх или вниз до 0,2 мВ в стандартных отведениях от конечности и в грудных отведениях считается в пределах нормы. Форма кривой смещения также является информативной. Так, например, если отрезок сегмента ST горизонтален изоэлектрической линии и медленно переходит в зубец T, то это характерно для ишемии миокарда. Для оценки ишемической реакции, помимо величины и формы смещения, пользуются определением коэффициента $L = (Q-X)/(Q-T)$ в процентах.

Зубец T регистрируется во время реполяризации желудочков. Это наиболее лабильный зубец ЭКГ. Зубец T обычно начинается на изолинии, где в него непосредственно переходит сегмент ST. Зубец T в норме обычно положительный. В большинстве случаев он постепенно поднимается до его вершины и затем возвращается к изолинии, иногда характеризуясь более крутым нисходящим коленом. В норме зубец T не зазубрен.

Иногда в норме после зубца R появляется зубец обратного направления – Та, который, отражая реполяризацию предсердной мускулатуры,

оказывает влияние на отрезок S-T и после физического напряжения может быть причиной отчетливого искажения или смещения вниз этого отрезка. Если зубец Т двухфазный, величина его определяется алгебраической суммой обоих его отклонений. На высоту зубца Т оказывает влияние положение электрической оси сердца. На его характеристики влияет также возбуждение вегетативной нервной системы.

Амплитуда и форма зубца Т в отведениях от конечностей определяются расположением электрической оси зубца Т. Электрическая ось зубца Т имеет обычно такое же направление, что и ось комплекса QRS.

В отведениях от конечностей амплитуда зубца Т обычно не превышает 3–6 мм, хотя иногда он достигает и 8 мм. Однако нормативы амплитуды нормальных зубцов Т до сих пор четко не разработаны. Продолжительность зубца Т обычно составляет 0,1 – 0,25 с, но она не имеет большого диагностического значения.

Интервал QT – электрическая систола желудочков – время от начала комплекса QRS до конца зубца Т; он зависит от пола, возраста и частоты ритма. У детей продолжительность интервала QT меньше, чем у взрослых. В норме продолжительность интервала QT составляет 0,35–0,44 с. При соответствующей клинической картине удлинение электрической систолы желудочков является характерным признаком кардиосклероза.

Для выявления грубых изменений в продолжительности интервала QT у данного больного предложены различные показатели, один из которых учитывает зависимость его от частоты ритма (формула Базета):

$$\tau_B = \frac{\tau_{QT}}{K\sqrt{\tau_{RR}}}, \quad (6.1)$$

где τ_{QT} – длительность интервала QT, которая измеряется непосредственно по сигналу ЭКГ; K – константа, имеющая размерность $c^{-1/2}$ и равная для мужчин 0,37, для женщин 0,4; τ_{RR} – продолжительность сердечного цикла. Формула дает соотношение между длительностью интервала QT и общей продолжительностью сердечного цикла и позволяет определить, каким является интервал QT у данного пациента – нормальным или патологическим. Интервал QT считается патологическим, если значение показателя, вычисленное по формуле (6.1), больше 0,42 с.

Известна также формула для так называемого систолического показателя SP :

$$SP = \frac{\tau_{QT} \cdot 100}{\tau_{RR}}, \quad \%. \quad (6.2)$$

Увеличение этого показателя против нормы на 5 % расценивается как признак неполноценности функции сердечной мышцы. Для вычисления (6.2) при различной частоте сердечных сокращений составлены таблицы.

Зубец U – небольшой положительный зубец, изредка регистрируемый вслед за зубцом T. Амплитуда зубца U обычно увеличивается при урежении ритма. Происхождение зубца U до сих пор точно не известно, и о клиническом значении его также известно мало. Часто трудно четко отделить зубец U от зубца T. Задачи исследования зубца U ЭКГ обычно относят к области ЭКГ высокого разрешения и вообще анализа тонкой структуры сигнала (см. разд. 7).

7. ОСОБЕННОСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ ТОНКОЙ СТРУКТУРЫ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

Общей тенденцией современного этапа развития методов диагностики функционального состояния органов и систем человека является извлечение максимума информации при минимальном воздействии на организм пациента. Наиболее распространенной методикой неинвазивных исследований в биологии и медицине является регистрация и анализ сигналов электрической активности, сопровождающей протекание физиологических процессов в живых тканях.

Развитие средств обработки электрических сигналов и совершенствование вычислительной техники создают условия для совершенствования диагностических методов, при этом возможно два принципиально различных подхода. Первый направлен на автоматизацию традиционных алгоритмов врачебного анализа, освобождая медицинский персонал от утомительной работы, устраняя субъективизм при получении результатов. Второй подход предполагает использование специальных вычислительных процедур, позволяющих извлекать из сигнала информацию, которую в принципе невозможно получить при визуальном анализе записи. При этом класс применяемых алгоритмов весьма обширен – от стандартных процедур статистической обработки до сложных процедур распознавания образов. Некоторые ограничения соответствующих алгоритмов обусловлены неоднозначностью медицинской интерпретации получаемых результатов и требуют набора статистики с целью верификации и их клинического обоснования.

Важным аспектом, требующим внимания при синтезе алгоритмов обработки электрофизиологических процессов, является многоуровневость их структуры, что предполагает последовательную многоступенчатую обработку. При этом извлеченная на начальных этапах обработки информация используется на последующих этапах, а во многих случаях открывает возможности для применения итерационных процедур уточнения результатов.

7.1. Свойства, обобщенные модели и задачи исследования тонкой структуры биоэлектрических сигналов

Автоматический анализ ряда электрофизиологических сигналов, представляющих собой случайные процессы, таких как электроэнцефалограмма, электромиограмма, электрогастрограмма, электроокулограмма и др. использует методы статистической теории случайных процессов и обычно предполагает вычисление амплитудно-временных параметров соответствующих колебаний, что определяет заметное сходство в методических и алгоритмических подходах при решении конкретных задач. Особо следует выделить задачи анализа электрокардиограмм, что обусловлено специфическим отличием этого сигнала от остальных – выраженным квазипериодическим характером протекающих процессов, представленных квазидетерминированной функцией времени – комплексом P-QRS-T (см. рис. 6.1).

Анализ алгоритмов обработки электрофизиологической информации позволяет определить основные процедуры автоматического анализа, в частности: аппроксимации, использующие интерполяционные алгоритмы; фильтрации; определения экстремумов функций; измерения и фиксации временных интервалов; вычисления скорости изменения характерных фрагментов сигналов и т. п. Отличительной особенностью электрофизиологических сигналов является сложная взаимосвязь процессов различной природы и принципиальная неустранимость помех при исследовании конкретного органа и системы, возникающих при протекании процессов в остальных органах. Это обстоятельство ограничивает разрешающую способность любых методов измерения параметров.

По современным представлениям, конечной целью исследования тонкой структуры биоэлектрических сигналов является достижение более глубокого понимания причинных механизмов, вызывающих какие-либо процессы. Во множестве задач обработки сигналов биоэлектрической активности подмножество задач исследования тонкой структуры этих сигналов можно определить как требование по обнаружению отдельных составляющих сигнала или измерению информативных параметров при достижении предельных значений рабочих характеристик обнаружения и точности измерений в присутствии шумов и помех.

При съеме биоэлектрических сигналов возникает комплекс помех и искажений, обусловленных различными причинами. Наибольшее влияние во всех без исключения исследованиях оказывают следующие виды помех:

- 1) эффект поляризации электродов, приводящий к смещению нулевого уровня сигнала;
- 2) квазигармонический процесс, представленный составляющими наводки напряжения промышленной частоты;
- 3) артефакты смещения электродов, создающие выбросы случайной амплитуды и длительности;
- 4) электрофизиологические помехи.

Реализация сигнала электрокардиограммы при наличии указанных видов помех приведена на рис. 7.1.

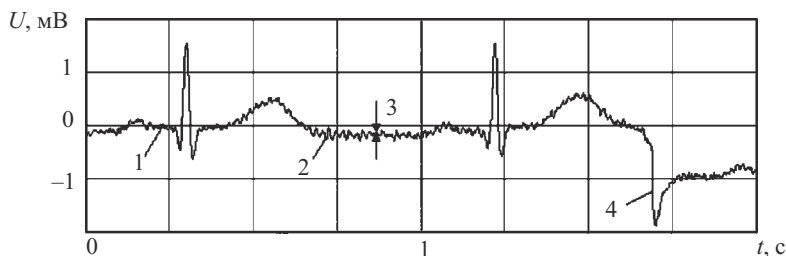


Рис. 7.1. Реализация электрокардиосигнала с помехами:

- 1** – шум ЭМГ; **2** – всплеск наводки промышленной частоты 50 Гц;
3 – смещение изоэлектрической линии вследствие эффекта поляризации электродов; **4** – артефакт смещения электрода

Фильтрация и компенсация помех и выпадающих измерений (артефактов) является самостоятельной задачей и выполняется традиционными методами [9], составляющими первый этап вторичной обработки биоэлектрических сигналов. Степень компенсации помех определяется как характеристиками применяемых методов, так и соотношением амплитудных, спектральных и временных составляющих информационного и помехового процессов. В частности, при исследованиях ЭГ-сигналов, являющихся инфранизкочастотными, наибольшие трудности составляет фильтрация поляризационной помехи, а при исследованиях ЭМГ-сигналов эффект поляризации не играет существенной роли, но вследствие значительной двигательной активности пациента резко возрастает влияние артефактов смещения электродов, и т. д. При анализе ритма по ЭКГ сдвиги изоэлектрической линии практически не сказываются на качестве получаемых результатов, в то же время при оценке глубины ишемии миокарда сдвиг нулевого уровня превращается в принципиальную проблему. Таким образом, в каждой конкретной области требуются различные подходы к компенсации аддитивных помех.

Задачи исследования тонкой структуры биоэлектрических сигналов также определяются спецификой конкретного исследования. Представляется целесообразным рассмотреть наиболее важные и распространенные области электрофизиологических исследований – сигналов ЭЭГ и ЭКГ (помимо задач, рассмотренных в разд. 6) и конкретизировать соответствующие положения.

Электрокардиограммой считается составляющая поверхностных потенциалов, обусловленная электрической активностью сердца. Остальные составляющие потенциалов рассматриваются как помехи. Собственно электрокардиографический сигнал представляет собой последовательность кардиоциклов, повторяющихся через случайные интервалы времени. Каждый отдельный кардиоцикл представляется квазидетерминированной функцией сложной формы, последовательные компоненты которого имеют стандартные буквенные обозначения (см. рис. 6.1). Помехи искажают сигнал электрокардиограммы (см. рис. 7.1).

Для оценки соотношений между полезным сигналом и помехами в табл. 7.1 [9] приведены значения амплитудно-временных параметров ЭКГ, соответствующих норме, а в табл. 7.2 – основные статистические параметры помех. Соотношения частотных свойств полезного сигнала и помех представлены на рис. 7.2 [9] в виде графиков СПМ различных составляющих.

Таблица 7.1

Параметры элементов нормальной ЭКГ

Параметр	Значение параметра элемента ЭКГ						
	Зубец Р	Интервал PQ	QRS-комплекс	Интервал QT	Сегмент ST	Зубец Т	Зубец U
Амплитуда, мВ	0–0,25	–	0,3–5	–	–	0,4–1	0–0,1
Длительность, с	0,07–0,11	0,12–0,2	0,06–0,1	0,35–0,44	0,06–0,15	0,1–0,2	

Основная мощность QRS-комплекса сосредоточена в области частот 2–20 Гц с наличием максимума на частоте около 15 Гц. Спектр ЭКГ-сигнала может изменяться в зависимости от морфологии сигнала. Спектр шумов от мышц является неоднородно распределенным и характеризуется значительной вариабельностью. Рассмотрение соответствующих зависимостей показывает, что при благоприятных условиях съема компенсация помех поляризации и наводки не пред-

ставляет особых сложностей, для чего существует ряд эффективных методов [9], и в основном помеха представлена в виде случайного процесса ЭМГ, спектр которой имеет значительное перекрытие со спектром ЭКГ.

Таблица 7.2

Параметры аддитивных помех, сопровождающих регистрацию ЭКГ

Параметр	Значение параметра помехи			
	ЭМГ покоя	ЭМГ при напряжении мышц	Наводка от силовой электрической сети	Артефакты поляризации и смещения электродов
Амплитуда, мВ	0,01–0,05	0,05–3	0–10 ⁴	0–10 ³
Диапазон частот, Гц	0–300	0–10 ⁴	50 и гармоники до 1000 Гц	0–30

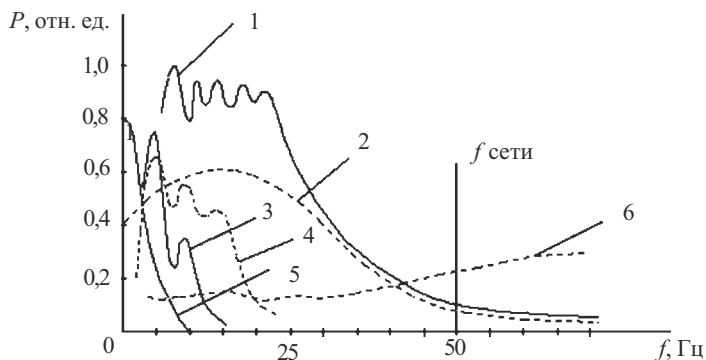


Рис. 7.2. Характеристики относительной спектральной плотности мощности ЭКГ-сигнала и шумов: 1 – ЭКГ-сигнал; 2 – QRS-комплекс; 3 – артефакты движения; 4 – P-, T-зубцы; 5 – напряжение поляризации; 6 – мышечные шумы (ЭМГ)

Форма и полярность элементов сигнала ЭКГ, показанные на рис. 6.1, в конкретном случае могут иметь совершенно иной вид, что зависит как от отведения, в котором регистрируется сигнал, так и от функционального состояния сердца. То же можно сказать и об амплитудных, временных и частотных параметрах как сигнала, так и помех. Точное измерение параметров ЭКГ-сигнала составляет значительную часть задач как клинических исследований, описанных в разд. 6, так и исследований тонкой структуры сигнала.

Наряду с рассмотренными в разд. 6, актуальны также и задачи, которые на современном этапе целесообразно решать только с применением статистических методов обработки, в частности:

- определение существования зубца Р, оценка его полярности, морфологии (например, зубец Р может быть одnogорбым и двугорбым, а также иметь положительные и отрицательные зубцы относительно нулевой линии);

- определение существования зубца Q, оценивание момента его начала;

- оценивание момента окончания QRS-комплекса (точка J);

- оценивание смещения сегмента ST (см. рис. 6.4) относительно изоэлектрической линии [9];

- оценивание угла вектора сердца [2].

Помимо указанных возникают дополнительные исследовательские задачи по обнаружению таких низкоамплитудных компонент сигнала ЭКГ, которые к настоящему времени вообще не изучены по причине принципиальной невозможности их обнаружения без применения компьютерной обработки. Одним из наиболее значимых направлений исследований в данной области является изучение потенциалов замедленной деполяризации желудочков сердца [18]. По предположению, подтверждаемому инвазивными методами исследований сердца (методы записи сигналов непосредственно с ткани миокарда), некоторые патологии сопровождаются возникновением слабых «всплесков» сигналов случайной формы в пределах зубца S и сегмента ST. Амплитуда таких сигналов на поверхности тела весьма мала и обычно оказывается соизмеримой с уровнем шума ЭМГ даже при полном расслаблении мышц пациента. Задача исследования состоит в том, чтобы разрабатывать методы надежного обнаружения как можно более слабых компонент в ЭКГ при неинвазивном съеме.

Синтез методов анализа необходимо начинать с формального построения математических моделей информационных сигналов и помех, основываясь на результатах теоретического анализа и экспериментальных исследований. С учетом изложенного в общем виде математическая модель ЭКС с помехами может быть представлена следующим образом:

$$x_{ECG_\ell}(t) = s_{HP}(\tilde{\lambda}_{HP}, t) + s_{LP}(\tilde{\lambda}_{LP}, t) + \eta_\ell(t), \quad \ell = 1, 2, \dots, L, \quad (7.1)$$

где $s_{HP}(\tilde{\lambda}_{HP}, t)$ – высокоамплитудные составляющие сигнала ЭКГ (комплекс P-QRS-T), характеризующиеся вектором неизвестных параметров

ров; $\vec{\lambda}_{HP}, s_{LP}(\vec{\lambda}_{LP}, t)$ – низкоамплитудные составляющие сигнала ЭКГ, характеризующиеся вектором неизвестных параметров $\vec{\lambda}_{LP}$; η_ℓ – реализация помехи на протяжении ℓ -го кардиоцикла. Отметим, что представление ЭКС моделью общего вида (7.1), в принципе, неоднозначно при отсутствии дополнительных априорных сведений о свойствах $s_{LP}(\vec{\lambda}_{LP}, t)$, помимо их малой амплитуды $s_{LP}(t) \ll s_{HP}(t)$. Распространено предположение, подтверждаемое инвазивными исследованиями, что низкоамплитудные составляющие сигнала ЭКГ являются сравнительно высокочастотными (ориентировочно диапазон частот 40–1000 Гц).

Для исследования поздних потенциалов желудочков сердца и любых низкоамплитудных сигналов вообще существует эффективный подход, основанный на свойстве повторяемости сигнала ЭКГ и реализующий принцип псевдосинхронного накопления. В этом случае оцениваются все интервалы между кардиоциклами (например, $\{\hat{t}_{RR_\ell}, \ell = 1, 2, \dots, L\}$, если за опорную точку считать максимум R-зубца QRS-комплекса), после чего вычисляется сигнал

$$s_{SA_ECG}(t) = \frac{1}{L} \sum_{\ell=1}^L x_{ECG_\ell} \left(t - \sum_{k=1}^{\ell} \hat{t}_{RR_k} \right), \quad (7.2)$$

названный сигнал-усредненной ЭКГ (в оригинальной работе [18] – signal-averaged ECG – здесь для обозначения данного сигнала принят нижний индекс SA_ECG). В предположении независимости отсчетов шума в усредняемых кардиоциклах дисперсия шума в (7.2) уменьшается по сравнению с исходной в L раз, т. е. отношение сигнал/шум по напряжению улучшается в \sqrt{L} раз. Для реализации метода усреднения необходимо производить обнаружение и оценивать временную задержку между двумя квазидетерминированными сигналами. В процессе обработки приходится также решать задачи классификации форм комплексов с целью исключения атипичных комплексов и артефактов, которые приводят к значительным ошибкам при усреднении сигнала. Теоретически улучшать разрешающую способность по амплитуде можно неограниченно, однако время обследования пациента в расслабленном состоянии ограничивает количество доступных для анализа кардиоциклов величиной $L \approx 500$, помимо этого, суточные циклы изменения формы QRS-комплексов могут привести к неоднородности их формы в начале и конце записи, что исказит конечный результат. Нетрудно видеть, что главным фактором, определяющим меру соответствия функции $s_{SA_ECG}(t)$ и сигнала элек-

трической активности сердца, является точность метода оценки случайных величин $\hat{\tau}_{RR_\ell}$.

Принципиальным ограничением метода псевдосинхронного накопления (7.2) является резкое ухудшение характеристик обнаружения таких низкоамплитудных составляющих, которые имеют нестационарный характер проявления. При нестационарности проявления накопление сигнала в принципе возможно, но только в виде огибающей с сильно заниженной амплитудой и увеличенной длительностью.

Можно выделить два частных случая нестационарности проявления микропотенциалов (на основании изучения данных внутрисердечных исследований):

– микропотенциалы повторяются по форме от одного кардиоцикла к другому, но возникают в случайный момент времени, (т. е. «не синхронизированы» с высокоамплитудными составляющими ЭКГ-сигнала); эквивалентная модель кардиосигнала имеет вид

$$x_{ECG_\ell}(t) = s_{HP}(\tilde{\lambda}_{HP}, t) + s_{LP}(\tilde{\lambda}_{LP}, t - \tau_\ell) + \eta_\ell(t), \ell = 1, 2, \dots, L,$$

где τ_ℓ – случайный момент появления низкоамплитудного сигнала квазидетерминированной формы в пределах кардиоцикла;

– микропотенциалы не повторяются по форме от одного кардиоцикла к другому, т. е. описываются не какой-либо квазидетерминированной функцией, а являются реализациями случайных процессов, эквивалентная модель процесса имеет вид

$$x_{ECG_\ell}(t) = s_{HP}(\tilde{\lambda}_{HP}, t) + s_{LP}(\tilde{\lambda}_{LP_\ell}, t) + \eta_\ell(t), \ell = 1, 2, \dots, L,$$

т. е. их параметры $\tilde{\lambda}_{LP}$ изменяются от одного кардиоцикла к другому (это отражает индекс ℓ)

Для анализа нестационарных компонент сигналов необходимо решать задачу обнаружения сигнала в шуме $\eta(t)$ на фоне мощной помехи, которой в данном случае выступает высокоамплитудная стационарная составляющая сигнала $s_{HP}(\tilde{\lambda}_{HP}, t)$. Компенсацию помехи можно осуществить с использованием принципов адаптации [19], применяя в качестве оценки помехи сигнал-усредненную ЭКГ, т. е. $\hat{s}_{HP}(t) = s_{SA_ECG}(t)$, поскольку нестационарные составляющие микропотенциалов в ней сильно ослаблены. Процедура компенсации в данном случае очевидна, формируется сигнал $x(t) = x_{ECG_\ell}(t) - \hat{s}_{HP}(t)$, что с точностью до погрешностей метода приводит к классической поста-

новке задачи обнаружения неизвестного сигнала в шуме ($x(t)$ – наблюдаемая выборка) [20–24]:

$$x(t) = s_{LP}(\tilde{\lambda}_{LP_\ell}, t - \tau_\ell) + \eta_\ell(t), \ell = 1, 2, \dots, L.$$

В случае обнаружения нестационарных сигналов можно ставить задачу определения вида нестационарности, что требует использования методов оценки временного положения $\hat{\tau}_\ell$ [21–23].

Часть поставленных выше задач актуальна и в электроэнцефалографии, при исследованиях так называемых «вызванных потенциалов». Опорной точкой для синхронизации при накоплении в этом случае служит момент подачи раздражающего воздействия на объект исследования (например, коротких световых или звуковых импульсов). Детерминированные функции в ЭЭГ отсутствуют, фоновая активность (имеет характер случайного процесса) в этом случае рассматривается как помеха, а вызванные потенциалы могут иметь как стационарный, так и нестационарный характер проявления по времени появления или по форме.

Самостоятельный интерес при исследованиях в области электроэнцефалографии имеет изменение спектра сигнала во времени как при автономности обследования, так и при подаче раздражителей, что предполагает постановку задач спектрального оценивания [25, 26], классификации случайных процессов [27, 28], сегментации нестационарных процессов (выделения участков сигналов, в течение которых статистические характеристики, в частности функция СПМ, не претерпевают существенных изменений) [27, 28].

7.2. Решение задач исследования низкоамплитудных составляющих биоэлектрических сигналов методами статистической теории

Теория обнаружения и оценивания параметров сигналов к настоящему времени является достаточно хорошо разработанной, однако прямое применение ряда классических решений к исследованию биоэлектрических сигналов затруднено, а часто невозможно. В первую очередь это обусловлено значительной степенью априорной неопределенности относительно свойств сигналов и помех, определяемой, в основном, индивидуальными особенностями пациентов. Существует ряд подходов и рекомендаций к количественному описанию и преодолению априорной неопределенности [21].

Статистический синтез методов обнаружения сигналов и оценивания их параметров необходимо начинать с описания свойств сигналов и помех в общей модели (7.1), поскольку ставить задачу обнаружения неизвестного сигнала на фоне шумов с неизвестными характеристиками, очевидно, бессмысленно. Особенностью биоэлектрических сигналов является связь конкретных физиологических нарушений с фазой возникновения низкоамплитудных составляющих. Например, при исследованиях потенциалов замедленной деполяризации желудочков сердца можно выделить интервал их возможного появления – сегмент ST [18], до которого их появление невозможно по определению самих сигналов (нет смысла говорить о потенциалах замедленной деполяризации до начала деполяризации). Аналогично, появление «вызванного потенциала» при электроэнцефалографических исследованиях до момента подачи раздражителя также невозможно (т. е. какой-либо сигнал может появиться, но он не связан с данным раздражителем, имеет спонтанный характер и атипичные свойства). Таким образом, всегда имеется возможность выделить две выборки: первая рассматривается как чисто шумовая (вероятность появления сигнала в ее пределах предполагается равной нулю), в другой может содержаться смесь сигнала с шумом (гипотеза H_1) или только шум (гипотеза H_0). Такое разделение выборки открывает простор для разработки и использования разнообразных двухвыборочных процедур проверки статистических гипотез [20, 21, 27, 29]. Шумовая выборка называется обучающей, другая – контрольной. По шумовой выборке, в принципе, можно получить выборочные оценки статистических свойств шума, в частности, построить выборочную функцию распределения вероятностей, оценить корреляционную функцию и т. д. и использовать их вместо истинных в соответствующем правиле обработки контрольной выборки. Серьезным ограничением для реализации оптимальных методов обработки сигналов является малая длина обучающей и контрольной выборок (отношение длины выборки к интервалу корреляции процесса порядка десяти). В этом случае погрешность оценки корреляционной функции оказывается значительной.

Следующим шагом на пути к преодолению априорной неопределенности является выделение множества информативных параметров математических моделей наблюдаемых процессов для каждой из двух выборок, что может быть сделано на основании как теоретического анализа, так и обработки экспериментально полученных сигналов и данных. При таком подходе априорная неопределенность заключается в не-

известности параметров моделей – возникает ситуация параметрической априорной неопределенности, которая значительно расширяет круг подходов к решению задачи. Получение оптимальных оценок введенных неизвестных параметров возможно для каждой пары выборок, таким образом производится настройка, адаптация [19] алгоритмов обработки при изменении статистических свойств шума в течение анализируемой реализации.

Модели сигналов и помех. В случае, когда распределение шума подчиняется нормальному распределению, для полного статистического описания достаточно получить выборочные оценки корреляционной функции (рассматриваются дискретные отсчеты процесса)

$$\hat{R}_\eta[\tau] = \frac{1}{N - \tau} \sum_{k=\tau+1}^N \eta[k] \eta[k - \tau]$$

и аппроксимировать ее с некоторой погрешностью какой-либо функцией. Экспериментальные исследования показывают, что как ЭЭГ, так и ЭМГ являются низкочастотными процессами (примерный график СПМ миографического шума пациента в состоянии покоя приведен на рис. 7.3),

для которых $R(\tau) \xrightarrow{|\tau| \rightarrow \infty} 0$, и с достаточной точностью описываются корреляционными функциями следующих видов:

– экспоненциальной

$$R_1(\tau) = \sigma^2 \exp(-\alpha|\tau|); \quad (7.3)$$

– экспоненциально-косинусно-синусной

$$R_2(\tau) = \sigma^2 \exp(-\alpha|\tau|) \left(\cos(\omega_1 \tau) + \frac{\alpha}{\omega_1} \sin|\omega_1 \tau| \right). \quad (7.4)$$

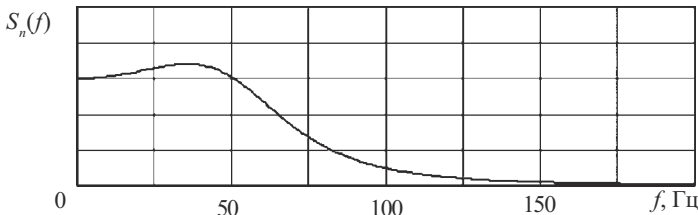


Рис. 7.3. График спектральной плотности мощности ЭМГ пациента в состоянии покоя

Эффективный подход к описанию случайных процессов заключается в использовании динамических моделей АРСС [20, 25–28, 30, 31]. Модель АРСС (p, r) связывает некоторое количество дискретных отсчетов случайного стационарного процесса во временной области линейным соотношением вида

$$\eta[k] + \sum_{n=1}^p a_n \eta[k-n] = \sum_{m=0}^r b_m u[k-m], \quad (7.5)$$

где $u[k]$ являются отсчетами нормального дискретного БШ с единичной дисперсией; неизвестные коэффициенты модели $\{a_1, a_2, \dots, a_p, b_0, b_1, \dots, b_r\}$ и параметры p, r оцениваются по обучающей выборке случайного процесса. В частном случае, когда в (7.5) $r = 0$, получаем модель АР(p), параметры которой определяются путем решения системы линейных уравнений Юла–Уолкера:

$$\begin{pmatrix} \hat{R}_\eta[0] & \hat{R}_\eta[-1] & \dots & \hat{R}_\eta[-p] \\ \hat{R}_\eta[1] & \hat{R}_\eta[0] & \dots & \hat{R}_\eta[-p+1] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{R}_\eta[p] & \hat{R}_\eta[p-1] & \dots & \hat{R}_\eta[0] \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_0^2 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (7.6)$$

Параметры скользящего среднего вычисляются более сложно [26]. Представление процесса АРСС-моделью вида (7.5) эквивалентно выходному процессу цифрового рекурсивного фильтра с передаточной функцией

$$W(z) = \frac{\sum_{m=0}^r b_m z^{-m}}{1 + \sum_{n=1}^p a_n z^{-n}} \quad (7.7)$$

при подаче на его вход БШ. Фильтр с передаточной функцией (7.7) часто называется «формирующим». Выражение для спектральной плотности мощности выходного процесса $\eta(t)$ имеет вид

$$P_\eta(\omega) = 2\Delta t_d \left| W(e^{j\omega\Delta t_d}) \right|^2, \quad (7.8)$$

где Δt_d – интервал дискретизации процесса.

Случайные процессы с корреляционными функциями (7.3) и (7.4) описываются эквивалентными моделями AP(1) и APСС(2, 1) соответственно. При моделировании случайных процессов, описывающих биоэлектрические сигналы на ЦВМ, следует использовать разностные уравнения, приведенные в [30]. Представление случайных процессов APСС-моделями является компактным описанием спектра, поэтому часто используется для сжатия записей сигналов при спектральном анализе. На основе такого параметрического представления разработаны методы спектрального анализа с повышенной (по сравнению с БПФ) разрешающей способностью по частоте [25, 26].

Для описания неизвестного полезного сигнала $s(\vec{\lambda}, t)$ также применим рассмотренный подход. Для детерминированных сигналов распространенным описанием является полиномиальная модель

$$s(\vec{\lambda}, t) = \sum_{k=1}^m \lambda_k t^{k-1}$$

или более общее линейное описание в виде разложения по ортогональным функциям

$$s(\vec{\lambda}, t) = \sum_{k=1}^m \lambda_k \Phi_k(t).$$

В этом случае целью обработки наблюдаемой реализации является оценивание соответствующих параметров модели.

Выделение кардиокомплексов. Задача выделения кардиокомплекса предполагает принятие решения о наличии сигнала в некоторый момент времени τ_{RR_ℓ} для последующего вычисления СУ-ЭКГ по формуле (7.2). Существует множество методик выделения QRS-комплекса ЭКГ [9], поскольку для разных прикладных задач используются разные критерии качества, а поэтому используются различные подходы. При исследовании тонкой структуры сигнала ЭКГ не требуется обнаружение всех без исключения QRS-комплексов, более того, атипичные комплексы вообще следует исключать. В то же время важно достичь максимальной точности оценки параметров $\{\hat{\tau}_{RR_\ell}, \ell = 1, 2, \dots, L\}$. Рассмотрим подходы теории обнаружения сигналов [22–24] к решению поставленной задачи.

Известно, что оптимальная обработка смеси сигнала с шумом предполагает вычисление функционала отношения правдоподобия. Для ад-

дитивной смеси сигнала с единственным неизвестным параметром – временем появления – и гауссового шума

$$x(t) = s(\bar{\lambda}, t) + \eta(t) = s(t - \lambda) + \eta(t) \quad (7.9)$$

соответствующей достаточной статистикой ОП является величина

$$L_0(\lambda) = \int_0^{T_x} x(t)v(\lambda, t)dt, \quad (7.10)$$

определяющая корреляционный метод обработки сигнала, где функция $v(\lambda, t)$ является решением интегрального уравнения

$$\int_0^{T_s} R_\eta(t, \tau)v(\lambda, \tau)d\tau = s(\lambda, t), \quad (7.11)$$

где T_s – длительность сигнала; T_x – длина анализируемой выборки; λ в данном случае является параметром временного сдвига сигнала относительно начала интервала, т. е. при обнаружении ℓ -го кардиоцикла $\lambda = \tau_{RR_\ell}$. Выражения справедливы в случае, когда сигнал и шум не содержат постоянных составляющих, в противном случае их необходимо предварительно исключить.

Общего метода решения уравнения (7.11) для произвольной корреляционной функции помехи $R_\eta(t, \tau)$ нет, но для практически важных частных случаев решения получены:

– для шума с корреляционной функцией (7.3)

$$v_1(\lambda, t) = \frac{\alpha}{2\sigma^2} \left(s(\lambda, t) - \frac{1}{\alpha^2} \frac{d^2 s(\lambda, t)}{dt^2} \right); \quad (7.12)$$

– для шума с корреляционной функцией (7.4)

$$v_2(\lambda, t) = \frac{1}{4\sigma^2\omega_2^2\alpha} \left(\omega_2^4 s(\lambda, t) + 2(\omega_2^2 - 2\alpha^2) \frac{d^2 s(\lambda, t)}{dt^2} + \frac{d^4 s(\lambda, t)}{dt^4} \right), \quad (7.13)$$

где $\omega_2^2 = \omega_1^2 + \alpha^2$. Данные выражения справедливы, если сигнал $s(\lambda, t)$ и его необходимые производные равны нулю на концах интервала наблюдения $(0, T_x)$.

В случае, когда длительность анализируемой выборки значительно превышает интервал корреляции процесса $\eta(t)$ (на порядок и более),

существует приближенное выражение, справедливое для произвольной корреляционной функции помехи:

$$v(\lambda, t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{S(\lambda, j\omega)}{P_{\eta}(\omega)} \exp(j\omega t) dt, \quad (7.14)$$

где $S(\lambda, j\omega)$ и $P_{\eta}(\omega)$ – преобразование Фурье сигнала $s(\lambda, t)$ и корреляционной функции помехи $R_{\eta}(\tau)$ соответственно. Выражение $V(\omega) = S(\lambda, j\omega)/P_{\eta}(\omega)$, стоящее под знаком интеграла (7.14), представляет собой спектр опорного сигнала $v(\lambda, t)$, а его модуль есть АЧХ оптимального фильтра для обнаружения сигнала $s(\lambda, t)$ на фоне коррелированной гауссовой помехи с функцией спектральной плотности мощности $P_{\eta}(\omega)$.

Следует отметить, что выражения для опорного сигнала (7.12) и (7.14) усложняют процедуру обработки, а кроме того, требуют оценивания нескольких параметров шума, поэтому обычно при обнаружении кардиокомплексов помеху считают БШ с корреляционной функцией

$$R_0(\tau) = \frac{N_0}{2} \delta(\tau),$$

где N_0 – уровень односторонней спектральной плотности БШ, $\delta(\tau)$ – дельта-функция. Такое приближение достаточно справедливо, поскольку спектр ЭМГ значительно шире спектра ЭКГ (см. рис. 7.2, табл. 7.2). В этом случае выражение для опорного сигнала значительно упрощается:

$$v_0(\lambda, t) = \frac{2}{N_0} s(\lambda, t). \quad (7.15)$$

Нетрудно видеть, что выражения (7.11)–(7.15) для вычисления статистики ОП $L_0(\lambda)$ включают неизвестную сигнальную функцию $s(\lambda, t)$, вместо которой при обработке необходимо использовать какую-либо ее оценку $\hat{s}(\lambda, t)$. Оценку нетрудно получить в случае, когда отношение сигнал/шум велико, используя достаточно общие априорные предположения. Например, при обнаружении кардиоциклов сначала вместо функции $s(\lambda, t)$ и ее производных можно подставить импульсную функцию (треугольную или колокольную) с некоторыми средними для QRS-комплекса параметрами. Обнаруженный кардиокомплекс затем может быть использован в качестве новой оценки $\hat{s}(\lambda, t)$ – это уже более точная оценка, хотя и зашумленная, но включающая индивидуальные особен-

ности сигнала пациента (параметры λ). По мере обнаружения новых кардиокомплексов для любого их количества L можно выполнять усреднение (7.2), после чего использовать СУ-ЭКГ в качестве оценки: $\hat{s}(\lambda, t) = s_{SA_ECG}(t)$, все более повышая ее точность. Таким образом, в процессе адаптации происходит уменьшение априорной неопределенности относительно сигнала, а процесс уточнения оценок $\{\hat{\tau}_{RR_\ell}, \ell = 1, 2, \dots, L\}$ и $\hat{s}(\lambda, t)$ становится итерационным. Поскольку в задачах исследования тонкой структуры биоэлектрических сигналов определяющим критерием качества является извлечение максимума информации при допустимости большого времени анализа, применение оптимальных методов (достаточно сложных в вычислительном отношении) и итерационных процедур (десятки итераций) является оправданным.

Решающее правило при оценивании момента появления кардиоцикла имеет вид

$$\hat{\tau}_{RR_\ell} = \arg \max_{\lambda} (L_0(\lambda)), \quad (7.16)$$

где для определенности с учетом (7.10) и (7.15) можно записать

$$L_0(\lambda) = \frac{2}{N_0} \int_0^{T_x} x(t) \hat{s}(\lambda, t) dt. \quad (7.17)$$

Поскольку интенсивность БШ N_0 является для реального сигнала переменной величиной, следует исключить этот параметр из решающего правила. Это достигается нормировкой корреляционного интеграла (7.17), что приводит к необходимости вычисления коэффициента корреляции:

$$r_0(\lambda) = \frac{\int_0^{T_x} x(t) \hat{s}(t - \lambda) dt}{\sqrt{\int_0^{T_x} x^2(t) dt \int_0^{T_x} \hat{s}^2(t - \lambda) dt}}. \quad (7.18)$$

Правило принятия решения (7.16) сохраняется, вместо $L_0(\lambda)$ подставляется $r_0(\lambda)$.

Специфическим явлением, присущим именно биоэлектрическим сигналам, выступает существенная нестационарность протекающих процессов и наличие большого количества аномальных измерений (связанных как с инструментальными погрешностями, так и со свойствами источника сигналов, например, аритмические сокращения сердца, характеризующиеся атипичной формой), которые следует обязательно исключать из анализа. Поэтому правило принятия решения (7.16) при использовании решающей статистики (7.18) дополняется одним ограничивающим условием

$$\max(r_0(\lambda)) \geq r_F, \quad (7.19)$$

где r_F представляет собой пороговый уровень, разделяющий пространство сигналов с типичной и атипичной формами. Уровень порога выбирается, исходя из следующих соображений. В случае, если уровень шума равен нулю, коэффициент корреляции (7.18) при $\lambda = \tau_{RR_\ell}$ равен единице. При наличии шума значение коэффициента корреляции всегда меньше единицы, при большом отношении сигнал/шум допустимо следующее приближение [32]:

$$r_0(\lambda) = \frac{1}{\sqrt{\left(1 + \frac{\sigma_{\eta_s}^2}{\sigma_s^2}\right) \left(1 + \frac{\sigma_{\eta_x}^2}{\sigma_s^2}\right)}},$$

где σ_s – среднеквадратическое значение сигнала на интервале $(0, T_x)$; $\sigma_{\eta_s}^2$ – дисперсия шума в эталонном сигнале; $\sigma_{\eta_x}^2$ – дисперсия шума в анализируемой реализации. При благоприятных условиях съема сигнала в электрокардиографии (пациент в расслабленном состоянии, помехи минимальны) $q = \sigma_s / \sigma_{\eta_x} \approx 100$, поэтому для исключения атипичных и зашумленных комплексов обычно используется уровень порога $r_F = 0,99$.

Обнаружение низкоамплитудных сигналов ЭКГ. Обнаружение сигнала при малом отношении сигнал/шум на фоне коррелированных помех представляет собой гораздо более сложную задачу, в которой пренебрежение корреляционными свойствами шума приводит к существенному ухудшению характеристик обнаружения даже при известных свойствах сигнала, а при априорной неопределенности получить оценку сигнальной функции $\hat{s}(\lambda, t)$ и применить выражения (7.10)–(7.18) прак-

тически невозможно. В данном случае для обнаружения сигнала возможно применение любых двухвыборочных критериев проверки статистических гипотез.

Процедура синтеза при обнаружении неизвестного случайного сигнала производится по критерию Неймана–Пирсона, фиксирующего вероятность ложных тревог P_F при гипотезе H_0 , а в правило обработки контрольной выборки включаются только параметры шума. Наиболее распространенной задачей как при исследовании микропотенциалов в электрокардиографии, так и вызванных потенциалов в электроэнцефалографии является проверка гипотезы о соответствии КФ обучающей и контрольной выборок. Гипотеза H_0 состоит в том, что КФ обучающей и контрольной выборок совпадают, что соответствует $R_{H_0}(\tau)$, а сложная альтернативная гипотеза H_1 , – что КФ контрольной выборки $R_{H_1}(\tau)$ не совпадает с $R_{H_0}(\tau)$. Основным подходом к решению данной задачи является синтез такого правила преобразования контрольной выборки, что при справедливости гипотезы H_0 отсчеты выходного процесса обнаружителя оказываются некоррелированными и будут коррелированными при любой альтернативной гипотезе [29]. Такой принцип обработки сигнала получил в литературе название «выбеливающего» [22–24, 29], поскольку выходной процесс при отсутствии сигнала в обрабатываемой выборке является БШ. Рассмотрим один из этих частных результатов, реализующий возможный метод обнаружения неизвестного сигнала на фоне коррелированного шума.

Передаточная характеристика адаптивного цифрового выбеливающего фильтра будет обратной функцией (7.7), т. е. $W_{wh}(z) = (W(z))^{-1}$, и в случае, когда используется АР-модель процесса, имеет вид

$$W_{wh}(z) = \frac{1 + \sum_{m=1}^p a_m z^{-m}}{b_0}. \quad (7.20)$$

Фильтр с передаточной функцией (7.20) декоррелирует шумовую компоненту $\eta[k]$ наблюдаемого процесса (7.9). Процедура обработки входного процесса с помощью такого фильтра приводит к задаче обнаружения сигнала априорно неизвестной формы в аддитивном гауссовском БШ независимо от вида исходной СПМ шума, что расширяет класс возможных подходов при дальнейшей обработке [20–24, 31].

Обработка контрольной выборки производится во временной области в соответствии с разностным уравнением, которое нетрудно получить из (7.20):

$$e[k] = \frac{x[k] + \sum_{m=1}^p a_m x[k-m]}{b_0}. \quad (7.21)$$

Рассмотрим характеристики полученного процесса $e[k]$ при гипотезах H_0 и H_1 . В случае, когда в контрольной выборке не содержится компонент полезного сигнала $s(\lambda, t)$ (справедлива гипотеза H_0), отсчеты $\{e[k], k = p, p+1, \dots, N_x\}$ представляют собой нормальный БШ с единичной дисперсией, что непосредственно следует из сравнения (7.21) и (7.5), $\{e[k] = u[k], \forall k\}$. Если же исследуемый участок процесса содержит некоторую сигнальную составляющую, параметры распределения величин $e[k]$ изменяются, что используется для решения задачи обнаружения.

При справедливости любой альтернативной гипотезы H_1 выходной процесс выбеливающего фильтра можно представить следующим образом:

$$\begin{aligned} e[k] &= \frac{\left(x[k] + \sum_{m=1}^p a_m x[k-m] \right)}{b_0} = \\ &= u[k] + \frac{\left(s[k] + \sum_{m=1}^p a_m s[k-m] \right)}{b_0} = u[k] + s_{wh}[k], \end{aligned} \quad (7.22)$$

где $s_{wh}[k]$ – результат воздействия выбеливающего фильтра на полезный сигнал. Распределение случайной величины $e[k]$ нормально, при гипотезе H_0 математическое ожидание равно нулю, а дисперсия – единице, при гипотезе H_1 математическое ожидание равно $s_{wh}[k]$, а дисперсия составляет $1 + (s_{wh}[k])^2$. Таким образом, дисперсия процесса на выходе декоррелятора шума при справедливости гипотезы H_1 возрастает при любой полярности, форме и прочих параметрах $\tilde{\lambda}$ неизвестного сигнала $s(\tilde{\lambda}, t)$.

Для принятия решения о наличии или отсутствии сигнала в полученной выборке (7.22) необходимо вычислить статистику, позволяющую в соответствии с выбранным критерием оптимальности производить наилучшее разделение пространства выборок. Известно [29], что при проверке гипотезы о величине дисперсии нормального БШ статистика максимального правдоподобия предусматривает вычисление суммы квадратов отсчетов выборки

$$L_{wh} [N_x] = \sum_{k=1}^{N_x} (e[k])^2. \quad (7.23)$$

Правило принятия решения предусматривает сравнение статистики (7.23) с заранее установленным пороговым уровнем C_F :

$$H_i = \begin{cases} H_0: L_{wh} [N_x] \leq C_F; \\ H_1: L_{wh} [N_x] > C_F, \end{cases}$$

который выбирается в соответствии с критерием Неймана–Пирсона, фиксирующим вероятность ложной тревоги P_F (вероятность принятия решения о наличии сигнала в выборке при его объективном отсутствии). Статистика $L_{wh} [N_x]$ при справедливости гипотезы H_0 подчиняется закону распределения χ^2 с N_x степенями свободы, уровень порога C_F при заданном уровне P_F можно определить по табулированным α -процентным точкам данного распределения: $C_F = \chi_{\alpha}^2$.

Качественные показатели методов обнаружения. Эффективность любого метода обнаружения сигнала на фоне флуктуационного шума определяется двумя основными характеристиками: характеристиками обнаружения $\{P_D = f(\bar{\alpha}, q), P_F = \text{const}\}$ – зависимостью вероятности правильного обнаружения сигнала от отношения сигнал/шум при фиксированном значении уровня ложных тревог; рабочими характеристиками обнаружения $\{P_D = \psi(\bar{\alpha}, P_F), q = \text{const}\}$ – зависимостью вероятности правильного обнаружения сигнала от вероятности ложных тревог при фиксированном значении отношения сигнал/шум, где векторный параметр $\bar{\alpha}$ может применяться для описания каких-либо дополнительных условий (например, включать параметры сигнала $\bar{\lambda}$, длину анализируемой выборки N_x и т. п.). Соответствующие характеристики нужно вычислять аналитически, если это возможно, в противном случае их можно получить при помощи метода математического моделирования (метод Монте-Карло). Особенно часто метод моделирования использу-

ется для оценки характеристик в допредельном случае при конечной длине выборки. Семейство характеристик обнаружения QRS-комплекса, полученное методом математического моделирования, приведено на рис. 7.4.

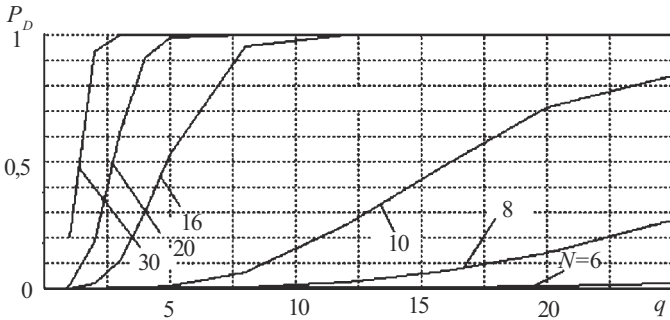


Рис. 7.4. Характеристики обнаружения QRS-комплексов ЭКГ корреляционным методом для различных длин эталонного сигнала $\hat{s}(\lambda, t)$ ($N = T_s/\Delta t_d$ – количество дискретных отсчетов, $\Delta t_d = 10^{-3}$ с)

Характеристики обнаружения можно выразить аналитически. Рассмотрим для примера процесс получения этих характеристик для описанного метода обнаружения низкоамплитудных сигналов. Для этого следует вычислить плотность вероятности распределения статистики $L_{wh}[N_x]$ при гипотезах H_0 и H_1 . В большинстве практических случаев, помимо обнаружения сигнала, представляет интерес анализ его тонкой структуры, поэтому размер анализируемой выборки N_x составляет не менее нескольких десятков отсчетов. При $N_x \gg 1$ справедливо асимптотически нормальное приближение для плотности вероятности статистики $L_{wh}[N_x]$ [31], для дальнейшего анализа необходимо вычислить только математическое ожидание и дисперсию статистики при гипотезе H_1 .

Математическое ожидание $L_{wh}[N_x]$ определяется выражением

$$\begin{aligned}
 M \{L_{wh}[N_x]\} &= M \left\{ \sum_{k=1}^{N_x} (u[k] + s_{wh}[k])^2 \right\} = \\
 &= M \left\{ \sum_{k=1}^{N_x} (u[k])^2 \right\} + M \left\{ 2 \sum_{k=1}^{N_x} (u[k]s_{wh}[k]) \right\} + M \left\{ \sum_{k=1}^{N_x} (s_{wh}[k])^2 \right\}.
 \end{aligned}$$

Учитывая, что отсчеты $s_{wh}[k]$, ($k=1, 2, \dots, N_x$) при любой форме сигнальной функции являются априорно неизвестными, но не случайными величинами, а $M\{u[k]\} = 0$, окончательно можно записать

$$M\{L_{wh}[N_x]\} = M\left\{\sum_{k=1}^{N_x} (u[k])^2\right\} + M\left\{\sum_{k=1}^{N_x} (s_{wh}[k])^2\right\} = N_x + E_{s_{wh}},$$

где через $E_{s_{wh}}$ обозначена сумма квадратов сигнальной составляющей на выходе выбеливающего фильтра.

Дисперсия статистики по определению равна

$$\begin{aligned} D\{L_{wh}[N_x]\} &= M\left\{\left(\sum_{k=1}^{N_x} (u[k] + s_{wh}[k])^2 - (N_x + E_{s_{wh}})\right)^2\right\} = \\ &= M\left\{\left(\sum_{k=1}^{N_x} (u[k] + s_{wh}[k])^2\right)^2\right\} - (N_x + E_{s_{wh}})^2. \end{aligned}$$

После преобразований дисперсию статистики $L_{wh}[N_x]$ можно представить в виде

$$D\{L_{wh}[N_x]\} = 2N_x + 4E_{s_{wh}}.$$

Таким образом, при справедливости гипотезы H_1

$$L_{wh}[N_x] \sim N(N_x + E_{s_{wh}}, 2N_x + 4E_{s_{wh}}),$$

причем $E_{s_{wh}}$ с точностью до постоянного множителя $1/N_x$ соответствует средней мощности сигнала $s_{wh}[k]$ на интервале анализа. Поскольку дисперсия аддитивного БШ $u[k]$ в смеси (7.22) равна единице, то отношение сигнал/шум, являющееся определяющим параметром для характеристик обнаружения, можно определить как отношение среднеквадратических значений сигнала и шума $q = \sqrt{E_{s_{wh}}/N_x}$. Подобное определение имеет очевидную физическую интерпретацию и широко распространено в теории обнаружения.

С учетом введенных обозначений аналитическое выражение для потенциально возможной вероятности правильного обнаружения сигнала имеет вид

$$P_D(N_x, q) = \left(\frac{1}{\sqrt{4\pi N_x(1+2q^2)}} \right) \int_{\chi_{\alpha}^2}^{\infty} \exp \left(-\frac{(y - N_x(1+q^2))^2}{4N_x(1+2q^2)} \right) dy. \quad (7.24)$$

Зависимости вероятностей правильного обнаружения полезного сигнала от введенного отношения сигнал/шум q при фиксировании различных значений вероятности ложной тревоги P_F приведены на рис. 7.5 и 7.6. Семейство рабочих характеристик разработанной процедуры обнаружения приведено на рис. 7.7.

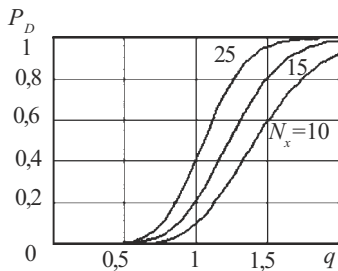


Рис. 7.5. Характеристики обнаружения сигналов неизвестной формы при $P_F=0,001$

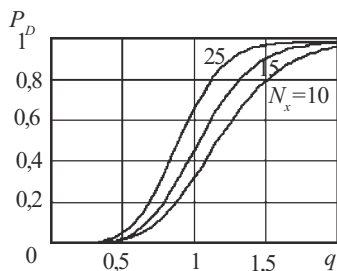


Рис. 7.6. Характеристики обнаружения сигналов неизвестной формы при $P_F=0,01$

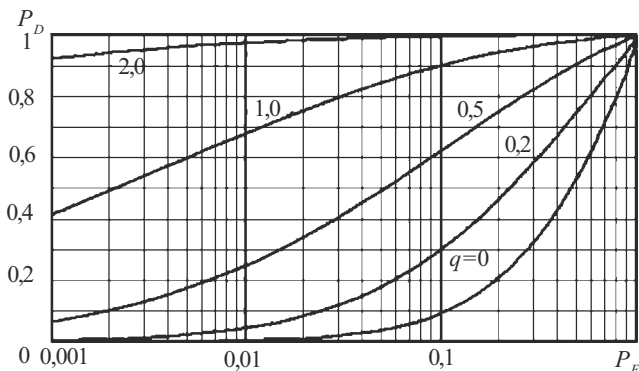


Рис. 7.7. Рабочие характеристики процедуры обнаружения низкоамплитудных сигналов

Необходимо отметить, что отношение сигнал/шум q определено для процесса на выходе выбеливающего фильтра, и для обеспечения более

строгое рассмотрение характеристик его необходимо пересчитать к значению отношения сигнал/шум q_{in} во входном процессе. Для пересчета можно использовать выражение, описывающее правило преобразования спектральной плотности $P_{in}(\omega)$ входного сигнала при прохождении через линейный фильтр с передаточной характеристикой $W(j\omega)$:

$$P_{out}(\omega) = |W(j\omega)|^2 P_{in}(\omega),$$

и учесть равенство Парсеваля

$$\int_0^{\infty} s^2(t) dt = \int_0^{\infty} P_s(\omega) d\omega.$$

В результате количественно изменение отношения сигнал/шум при «выбеливании» смеси (7.9) выражается следующим образом:

$$\frac{q}{q_{in}} = \frac{E_{s_{wh}}}{E_s} = \frac{\int_0^{\pi/\Delta t_d} |S(\lambda, j\omega)|^2 |W_{wh}(j\omega\Delta t_d)|^2 d\omega}{\int_0^{\pi/\Delta t_d} |S(\lambda, j\omega)|^2 d\omega}, \quad (7.25)$$

где $S(\lambda, j\omega)$ – преобразование Фурье полезного сигнала $s(\lambda, t)$ в смеси (7.9). Очевидно, что результат пересчета по формуле (7.25) зависит от соотношения спектра полезного сигнала и СПМ шума. Данный результат согласуется с известным положением теории обнаружения сигналов [24, 31], состоящим в том, что характеристики оптимального обнаружителя сигналов в коррелированном шуме зависят от отношения сигнал/шум и формы сигнальной функции.

Необходимо сделать некоторые замечания о применимости приведенных соотношений. Нетрудно видеть, что оптимальная длина N_x анализируемой выборки по критерию максимума вероятности обнаружения сигнала равна эффективной длительности сигнала $s(\lambda, t)$. Неточность вычисления коэффициентов передаточной функции (7.20) выбеливающего фильтра по обучающей выборке помехи $\eta(t)$ также ухудшает характеристики обнаружения. Следовательно, выражения (7.24) и (7.25) определяют потенциально возможные характеристики обнаружения при априорно неизвестном сигнале (отсутствии гипотез о параметрах $\tilde{\lambda}_{LP}$).

7.3. Методы, проблемы и перспективы исследований низкоамплитудных составляющих ЭКГ

Низкоамплитудные составляющие ЭКГ могут иметь как стационарный, так и нестационарный характер. В подразд. 7.1 и 7.2 показано, что задача исследования нестационарных составляющих может быть сформулирована и решена как задача обнаружения при сложной гипотезе и минимальных априорных сведениях о сигналах и помехах. Более неопределенна постановка задачи исследования стационарных низкоамплитудных компонент ЭКГ. Основным звеном метода является процедура вычисления сигнал-усредненной ЭКГ (7.2). Проблемы метода лежат в области интерпретации «всплесков» СУ-ЭКГ (выделение из полного сигнала информативных составляющих – микропотенциалов) и стандартизации методик. Рассмотрим основные подходы к анализу.

Метод временного анализа. Наиболее распространенной к настоящему времени методикой исследований потенциалов замедленной деполяризации желудочков сердца стала методика, предложенная американским ученым М. Симсоном в 1981 г. и принятая в качестве соответствующего стандарта обработки сигнала ЭКГ организацией American Heart Association в 1991 г.

Регистрация сигналов осуществляется в ортогональных отведениях X, Y, Z по системе Франка. Вычисление сигнал-усредненной ЭКГ производится отдельно в каждом канале в соответствии с формулой (7.2). Обнаружение кардиокомплексов осуществляется корреляционным методом с использованием статистики (7.18) и решающего правила (7.16) и (7.19). Уровень порога для исключения атипичных кардиокомплексов составляет $r_F = 0,99$. Усреднение продолжается до тех пор, пока уровень шума в СУ-ЭКГ не уменьшится до значения 0,7 мкВ, что практически достигается при накоплении нескольких сотен кардиокомплексов.

Усредненные сигналы каждого из отведений $\{s_{SA_ECG_X}(t), s_{SA_ECG_Y}(t), s_{SA_ECG_Z}(t)\}$ фильтруются полосовым фильтром Баттсворта 4-го порядка, значения частот среза по уровню -3 дБ составляют 40 и 250 Гц для выделения именно высокочастотных составляющих сигнала ЭКГ. Для исключения влияния эффекта «звона» переходной характеристики фильтра на получаемые результаты применена оригинальная двунаправленная фильтрация: от начала QRS-комплекса до максимума R-зубца фильтрация производится в прямом времени, а от конца ST-сегмента до максимума зубца R – в инверсном времени. В результате составляющие звона оказываются сосредоточены только около мак-

симула R-зубца. Далее вычисляется сигнал, представляющий изменение модуля вектора ЭДС сердца во времени:

$$\begin{aligned} & \left| s_{SA_ECG_filt}(t) \right| = \\ & = \sqrt{\left(s_{SA_ECG_X}(t) \right)^2 + \left(s_{SA_ECG_Y}(t) \right)^2 + \left(s_{SA_ECG_Z}(t) \right)^2}, \quad (7.26) \end{aligned}$$

что обеспечивает независимость получаемых результатов от ориентации вектора сердца относительно применяемой системы отведений.

Для принятия решения об обнаружении низкоамплитудных сигналов, соответствующих потенциалам замедленной деполяризации желудочков сердца, предусматривается измерение трех параметров сигнала (7.26):

- 1) общая длительность сигнала – f_{QRS} ;
- 2) максимальное значение последних 40 мс сигнала – RMS_{40} ;
- 3) длительность конечной части сигнала, в которой его амплитуда не превышает 40 мкВ ни в одной точке – LAS_{40} .

Критериями наличия поздних потенциалов являются следующие условия: $f_{QRS} > 120$ мс; $RMS_{40} < 25$ мкВ; $LAS_{40} > 38$ мс, причем для принятия решения об обнаружении достаточно выполнения любых двух из трех перечисленных условий.

Метод Симсона обладает несколькими недостатками, главным из которых является включение в решающее правило параметров, имеющих весьма отдаленное отношение к природе исследуемых низкоамплитудных составляющих ЭКГ. Другим крупным недостатком является использование фиксированного диапазона при частотной фильтрации сигналов, в результате чего метод использует два дополнительных параметра. На протяжении 80-х годов XX века предпринимались многочисленные попытки усовершенствования метода Симсона, в основном в области оптимизации параметров фильтрации, однако заметных улучшений качественных показателей добиться не удалось.

Следует отметить, что система параметров Симсона критикуется часто, однако ее выбор отнюдь не случаен. Кратко этот вопрос можно трактовать следующим образом. Конечной целью разработки любых диагностических методов в медицине является естественное требование достижения максимальной диагностической ценности метода – достижения максимального количества правильных диагнозов при минимальном значении ложных. Соответствующую целевую функцию не-

трудно записать в вероятностных мерах и обозначениях теории проверки гипотез

$$\begin{cases} P(H_0^*/H_0) + P(H_1^*/H_1) \rightarrow \max; \\ P(H_1^*/H_0) + P(H_0^*/H_1) \rightarrow \min, \end{cases} \quad (7.27)$$

где гипотеза H_0 соответствует объективному отсутствию диагностируемого заболевания, гипотеза H_1 – его наличию, а решения H_0^* и H_1^* – соответствующим диагностическим заключениям, которые могут быть правильными и ошибочными. В результате задача обнаружения «патологических» сигналов на определенном этапе подменяется совершенно другой задачей, уводя исследования в сторону от собственно изучаемого феномена «поздних потенциалов» желудочков сердца. Именно это обстоятельство привело к включению параметра f_{QRS} в решающее правило, поскольку уширение QRS-комплекса является главным признаком большинства нарушений физиологии миокарда, особенно серьезных, и поэтому безусловно соответствует требованиям целевой функции (7.27). Следует отметить, что выбор информативных параметров для использования в диагностических целях в соответствии с критерием (7.27) в любом случае является отдельной актуальной проблемой, требующей серьезных исследований. Для выявления зависимостей и отбора множества значимых признаков существуют специальные методы [32].

Критика такого рода стимулирует разработку альтернативных методов обработки ЭКГ, более соответствующих физическому смыслу поставленной задачи. В 90-х годах XX века довольно распространенной методикой исследований становится применение процедур спектрального анализа.

Метод спектрального анализа. Спектральный анализ низкоамплитудных сигналов ЭКГ основан на предположении об их высокочастотном спектральном составе и использует соответствующие критерии для измерения содержания ВЧ-компонент в СУ-ЭКГ. В простейшем случае вычисляется спектр анализируемого участка сигнала (сегмента ST) посредством дискретного преобразования Фурье [25, 33]. Для уменьшения эффектов утечки используется одно из распространенных сглаживающих окон. Другим подходом к спектральному оцениванию является использование авторегрессионного моделирования и вычисление функции СПМ по формулам (7.6)–(7.8), которая в принципе обеспечивает

лучшую разрешающую способность по частоте и не требует применения сглаживающих окон [26].

Решение о наличии «аномальных» высокочастотных компонент сигнала производится после анализа формы полученного амплитудного спектра. Предварительно спектр нормируется по максимуму для исключения влияния общего «вольтажа» ЭКГ на получаемые результаты. При вычислении спектра по методу БПФ критериями для принятия решения выбраны, в частности, следующие:

- площадь, ограниченная вертикальной осью, проходящей через $f=0$, кривой спектра и уровнем -60 дБ (параметр S_{60}), измеряется в децибел-герцах;

- значение амплитудного спектра на частоте 40 Гц (A_{40}) измеряется в децибелах.

Предполагается, что площадь S_{60} и амплитуда A_{40} имеет большие значения в случае наличия в сигнале высокочастотных компонент, и решение о наличии низкоамплитудных сигналов принимается при $S_{60} > 2400$ дБ·Гц и $A_{40} > -47$ дБ.

Достоинства спектрального подхода очевидны: из решающего правила по возможности исключены неинформативные параметры, вместо фиксированного диапазона фильтрации для выделения сигналов используется именно оценивание их частотных свойств. Главными недостатками, как отмечается, являются: недостаточная разрешающая способность метода по частоте; зависимость результатов от уровня и спектрального состава остаточного шума и, главное, от характеристик метода, определяющего границы исследуемого сегмента сигнала, что обусловлено возможным влиянием спектральных составляющих высокоамплитудного QRS-комплекса.

Перспективы дальнейших исследований. Спектральный и временной методы анализа не исчерпываются приведенными примерами и обладают специфическими свойствами. Достоинство временного подхода – возможность оценки момента возникновения сигнала, спектрального – хорошая физическая интерпретация свойств сигнала на определенном участке. В самые последние годы развиваются методы, основанные на синтезе этих двух подходов. В результате был разработан метод спектрально-временного картирования, основанный на измерении характеристик изменения спектра сигнала во времени. Предполагается, что данный подход устранил влияние остаточного шума на получаемые результаты.

Необходимо также совершенствовать существующие подходы к анализу, в первую очередь в области выбора и разработки методов точного измерения информативных параметров ЭКГ-сигнала. В частности, в рассматриваемой связи актуальна задача разработки метода выделения в сигнале ЭКГ опорной точки, определяющей начало исследуемого сегмента сигнала (конец QRS-комплекса, точка J). Точка J в настоящее время определяется как момент достижения первой производной вектора сигнала порогового значения 5 мВ/с, что, возможно и может считаться обоснованным с физиологической точки зрения, но не должно рассматриваться как оптимальный метод решения задачи. Необходимо провести специальные исследования для нахождения такой точки, которая бы обеспечивала максимальную точность и стабильность ее оценки в присутствии помех. Актуальна также проблема оптимизации параметров частотной фильтрации и дальнейшая разработка методов эвристического синтеза (аналогично методу Симсона), когда информативные параметры выбираются формально, в соответствии с целевой функцией (7.27), без связи с физической постановкой задачи.

Анализ нестационарных компонент сигнала затруднен вследствие малого отношения сигнал/шум. Перспективным решением проблемы представляется применение методов пространственного усреднения сигнала. В частном случае сигнал регистрируется парой многоканальных электродов, каждый из которых состоит из множества близко расположенных электродов. При этом сигналы ЭКГ от каждого электрода коррелированы значительно больше, чем шумы, что позволяет простым усреднением сигналов всех каналов получить менее зашумленный сигнал, при этом синхронность съема, определяемая аппаратными средствами, снимает проблему оценивания временного положения каждого сигнала для синхронизации при усреднении. Данный метод еще недостаточно развит по причине сложности разработки такого электрода, в котором можно обеспечить надежный контакт каждого микроэлектрода с поверхностью тела человека.

Рассмотрение поставленной задачи исследований низкоамплитудных компонент электрокардосигнала позволяет выявить главную проблему в этой области. Как отмечалось, существуют некоторые противоречия между фактическим содержанием задачи и целевой функцией диагностики (7.27), особенно если учесть, что при синтезе метода (выборе информативных параметров) необходимо располагать выборками пациентов с достоверно установленными диагнозами, соответствующими

гипотезам H_0 и H_1 , что само по себе является труднейшей задачей. Если патология диагностируется относительно легко клиническими процедурами, прошедшими успешную апробацию в течение десятилетий, то границы «нормы», особенно при исследовании столь малых по амплитуде, слабо изученных компонент сигнала, трудно определить. Поскольку появление низкоамплитудных компонент может служить начальным предвестником развития патологий сердца в будущем при отсутствии каких-либо проявлений в настоящем, процесс получения достоверных результатов (верификации) может затянуться на десятилетия, причем желательно производить повторные обследования выбранных групп пациентов для уточнения обозначенных гипотез.

Однако рассмотренный аспект хоть и является важным, но составляет не главную проблему. Основная трудность обусловлена неизвестной диагностической ценностью низкоамплитудных компонент (не методов, предложенных к настоящему времени для исследования, а именно феномена микропотенциалов). Анализируя результаты биофизических исследований свойств проводящей системы миокарда, можно выделить как минимум несколько обстоятельств, размывающих границу нормы и патологии в данной области исследований. С одной стороны, известны результаты инвазивных исследований, показывающие, что наличие высокочастотных всплесков ЭКГ-сигнала на протяжении сегмента ST может провоцировать злокачественные аритмии, приводящие к остановке сердца. С другой стороны, топография распространения волны возбуждения в проводящей системе сердца и в ткани миокарда оказывает непосредственное влияние на сигнал ЭКГ. Чем меньше амплитуда анализируемых деталей сигнала, тем, по-видимому, больше вероятность их обусловленности индивидуальными особенностями строения и физиологии сердца, не приводящими к развитию патологии. Возможно, после разработки надежного метода обнаружения низкоамплитудных компонент ЭКГ дальнейшие исследования в этой области следует сосредоточить в направлении оценивания параметров обнаруженных сигналов для уточнения их диагностической ценности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Рассмотренные в учебном пособии принципы съема биоэлектрических сигналов и некоторые способы их обработки не охватывают всего многообразия возникающих на практике задач. Несмотря на то, что в настоящее время существует большое количество стандартных методик использования биоэлектрических сигналов для диагностики, актуальными являются задачи разработки новых диагностических методов. Использование вычислительных машин, современных носителей информации и телекоммуникационных возможностей компьютерных сетей в электрофизиологии открывает широкие перспективы для автоматизации и повышения достоверности диагностики. Наряду с этим всегда остаются актуальными вопросы повышения качественных показателей регистрирующей аппаратуры. Особое внимание следует уделять оптимизации характеристик помехоустойчивости усилительных устройств при исследованиях тонкой структуры сигналов. Методы вторичной обработки сигналов в ЭВМ требуют включения в состав устройства регистрации АЦП. Точность представления сигнала цифровым кодом зависит от частоты квантования и разрядности АЦП. Существуют стандартные критерии выбора параметров аналого-цифрового преобразования, однако всегда необходимо учитывать особенности применяемых алгоритмов вторичной обработки и производить анализ дополнительных шумов и погрешностей.

Широкое применение методов прикладного анализа случайных процессов дает возможность повысить информативность результатов измерений параметров сигналов. Накопленный клинический и экспериментальный материал позволяет в некоторых случаях по-новому подойти к решению традиционных проблем, а зачастую существенно расширить их возможности. Представление о направлении дальнейшего развития методов анализа биоэлектрических сигналов дает материал разд. 7. Исследование тонкой структуры регистрируемых сигналов является основой для развития принципиально новых подходов к диагностике патологий, контролю эффективности лечебно-восстановительных процедур.

Основные сокращения

АР	– авторегрессионная (модель)
АРСС	– авторегрессии-скользящего среднего (модель)
АЦП	– аналого-цифровой преобразователь
АЧХ	– амплитудно-частотная характеристика
БПФ	– быстрое преобразование Фурье
БШ	– белый шум
ВП	– вызванный потенциал
ДЕ	– двигательная единица
ДУ	– дифференциальный усилитель
КФ	– корреляционная функция
КОСС	– коэффициент ослабления синфазного сигнала
ОП	– отношение правдоподобия
ОУ	– операционный усилитель
ОЭМГ	– огибающая электромиограмма
ПД	– потенциал действия
СПИ	– скорость проведения импульса
СПМ	– спектральная плотность мощности
СУ-ЭКГ	– сигнал-усредненная электрокардиограмма
УГР	– устройство гальванической развязки
ЭГГ	– электрогастрограмма
ЭДС	– электродвижущая сила
ЭКГ	– электрокардиограмма
ЭКС	– электрокардиосигнал
ЭМГ	– электромиограмма
ЭОГ	– электроокулограмма
ЭЭГ	– электроэнцефалограмма

Библиографический список

1. Теория и проектирование диагностической электронно-медицинской аппаратуры: Учеб. пособие /Ахутин В. М. и др. Л.: Изд-во ЛГУ, 1980. 148 с.
2. Мурашко В. В., Струтынский А. В. Электрокардиография. М.: Медицина, 1987. 256 с.
3. Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура. М.: Медицина, 1981. 344 с.
4. ГОСТ 24878-81. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов: Термины и определения. М.: Изд-во стандартов, 1982.
5. ГОСТ 25995-83. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов: Общие технические требования и методы испытаний. М.: Изд-во стандартов, 1984. 25 с.
6. Орлов Ю. Н. Контактные электроды для биомедицинских измерений: Учеб. пособие /МВТУ им. Баумана. М., 1988. 40 с.
7. Жалуд В., Кулешов В. Н. Шумы в полупроводниковых устройствах /Под ред. А. К. Нарышкина. М.: Сов. радио, 1977. 416 с.
8. Коломбет Е. А. Микроэлектронные средства обработки аналоговых сигналов. М.: Радио и связь, 1991. 376 с.
9. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов /Под ред. А. Л. Барановского и А. П. Немирко. М.: Радио и связь, 1993. 248 с.
10. Гутников В. С. Интегральная электроника в измерительных устройствах. Л.: Энергоатомиздат, 1988. 304 с.
11. Мишин А. Т., Логинов А. С. Инфранизкочастотные усилители бионапряжений с гальваническим разделением входа и выхода /Под ред. Р. И. Утямышева. М.: Энергоатомиздат, 1983. 80 с.
12. Головки Ю. П. и др. Параметрические усилители биоэлектрических сигналов. М.: Энергия, 1971. 160 с.
13. Пожаров А. М. Криоэлектронные усилители низких, средних и высоких частот /Под ред. В. Н. Алфеева. М.: Радио и связь, 1983. 104 с.
14. Зенков Л. Р., Ронкин М. А. Функциональная диагностика нервных болезней. М.: Медицина, 1991.
15. Персон Р. С. Электромиография в исследованиях человека. М.: Наука, 1969.
16. Юсевич Ю. С. Очерки по клинической электромиографии. М.: Медицина, 1972.
17. Орлов В. Н. Руководство по электрокардиографии. М.: Медицина, 1984.
18. Simson M. B. Use of signals in the terminal QRS-complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction //Circulation. 1981. Vol. 64. № 2. Pp. 235–241.

19. *Уидроу Б., Стирнз С.* Адаптивная обработка сигналов: Пер. с англ. М.: Радио и связь, 1989. 440 с.
20. *Левин Б. Р.* Теоретические основы статистической радиотехники: В 3 т. М.: Сов. радио, 1976. Т. 3. 288 с.
21. *Репин В. Г., Тартаковский Г. П.* Статистический синтез при априорной неопределенности и адаптация информационных систем. М.: Сов. радио, 1977. 432 с.
22. *Фалькович С. Е., Хомяков Э. Н.* Статистическая теория измерительных радиосистем. М.: Радио и связь, 1981. 288 с.
23. *Куликов Е. И., Трифонов А. П.* Оценка параметров сигналов на фоне помех. М.: Сов. радио, 1978. 296 с.
24. Теория обнаружения сигналов / *П. С. Акимов, П. А. Бакут, В. А. Богданович* и др.; Под ред. П. А. Бакута. М.: Радио и связь, 1984. 440 с.
25. *Дженкинс Г., Ваттс Д.* Спектральный анализ и его приложения: Пер. с англ. М.: Мир, 1971.
26. *Марпл-мл. С. Л.* Цифровой спектральный анализ и его приложения: Пер. с англ. М.: Мир, 1990. 564 с.
27. *Фомин Я. А., Тарловский Г. Р.* Статистическая теория распознавания образов. М.: Радио и связь, 1986. 284 с.
28. *Шпилевский Э. К.* Динамическая классификации стохастических процессов и систем в дискретном времени. Ч. 2 // Автоматика и телемеханика. 1980. № 12. С. 45–54.
29. *Левин Б. Р.* Теоретические основы статистической радиотехники: В 3 т. М.: Сов. радио, 1968. Т. 2.
30. *Быков В. В.* Цифровое моделирование в статистической радиотехнике. М.: Сов. радио, 1971. 325 с.
31. Управление движущимися объектами: Учеб. пособие / Под ред. А. А. Елисеева и А. А. Оводенко. М.: Изд-во МГАП «Мир книги», 1994. 427 с.
32. *Айвазян С. А., Енюков И. С., Мешалкин Л. Д.* Прикладная статистика: Исследование зависимостей: Справ. изд. / Под ред. С. А. Айвазяна. М.: Финансы и статистика, 1985. 487 с.
33. *Бендат Дж., Пирсол А.* Применения корреляционного и спектрального анализа: Пер. с англ. М.: Мир, 1983. 312 с.

Оглавление

Предисловие	3
Введение	5
1. МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ. СЪЕМ БИОПОТЕНЦИАЛОВ	6
1.1. Возникновение биопотенциалов	6
1.2. Виды биоэлектрических отведений	9
2. БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ЭЛЕКТРОДЫ И ИХ ХАРАКТЕРИСТИКИ	19
2.1. Классификация биоэлектрических электродов	19
2.2. Двухфазные электроды	21
2.3. Трехфазные электроды	24
2.4. Слабополяризующиеся электроды	25
3. ПОМЕХИ И ИСКАЖЕНИЯ ПРИ СЪЕМЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ	27
3.1. Виды помех при съеме биопотенциалов	27
3.2. Собственные шумы электронных приборов	29
3.3. Влияние линейных искажений	36
4. УСИЛИТЕЛИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ	39
4.1. Основные параметры дифференциальных усилителей	39
4.2. Методы снижения синфазных помех	44
4.3. Специальные виды усилителей	49
5. МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ	52
5.1. Общие сведения об анализе ЭМГ	52
5.2. Электромиография покоя	55
5.3. Электромиография произвольного сокращения мышц	61
5.4. Стимуляционные методы в ЭМГ	76
5.5. Общие методические принципы проведения электромиографического исследования при основных типах поражения нервно-мышечного аппарата	91
6. ИЗМЕРЕНИЯ ПРИ АНАЛИЗЕ ЭКГ	96
6.1. Общие сведения о физиологии сердца	96
6.2. Описание ЭКГ. Изменяемые параметры	98
7. ОСОБЕННОСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ ТОНКОЙ СТРУКТУРЫ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ	106
7.1. Свойства, обобщенные модели и задачи исследования тонкой структуры биоэлектрических сигналов	107
7.2. Решение задач исследования низкоамплитудных составляющих биоэлектрических сигналов методами статистической теории	114
7.3. Методы, проблемы и перспективы исследований низкоамплитудных составляющих ЭКГ	130
Заключение	136
Основные сокращения	137
Библиографический список	138