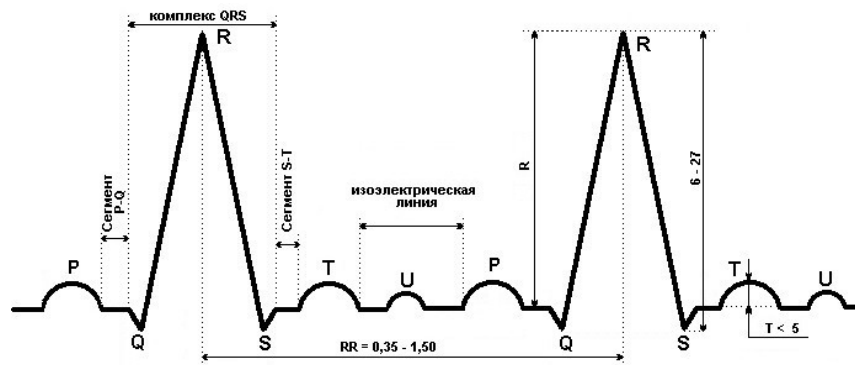


С.В. ФРОЛОВ, В.М. СТРОЕВ,
А.В. ГОРБУНОВ, В.А. ТРОФИМОВ

МЕТОДЫ И ПРИБОРЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ



◆ ИЗДАТЕЛЬСТВО ТГТУ ◆

Министерство образования и науки Российской Федерации
ГОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет»

С.В. ФРОЛОВ, В.М. СТРОЕВ, А.В. ГОРБУНОВ, В.А. ТРОФИМОВ

МЕТОДЫ И ПРИБОРЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ

*Утверждено Учёным советом университета
в качестве учебного пособия*



Тамбов
Издательство ТГТУ
2008

УДК 616-71(075)
ББК Р.с5я73
М545

Рецензенты:

Кандидат технических наук, преподаватель ТВАИУРЭ(ВИ)
А.Ю. Куликов

Кандидат технических наук, профессор ТГТУ
Ю.А. Брусенцов

Фролов, С.В.
М545 Методы и приборы функциональной диагностики : учебное пособие / С.В. Фролов, В.М. Строев, А.В. Горбунов, В.А. Трофимов. – Тамбов : Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2008. – 80 с. – 100 экз. – ISBN 978-5-8265-0762-9.

Рассмотрены методы и приборы функциональной диагностики.

Предназначено для студентов, обучающихся по специальности «Инженерное дело в медико-биологической практике» при изучении дисциплин «Технические методы диагностических исследований и лечебных воздействий» и «Медицинские аппараты, системы и комплексы».

УДК 616-71(075)

ББК Р.с5я73

ISBN 978-5-8265-0762-9

© ГОУ ВПО «Тамбовский государственный
технический университет» (ТГТУ), 2008

Учебное издание

ФРОЛОВ Сергей Владимирович,
СТРОЕВ Владимир Михайлович,
ГОРБУНОВ Алексей Викторович,
ТРОФИМОВ Вячеслав Александрович

МЕТОДЫ И ПРИБОРЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ

Учебное пособие

Редактор Т.М. Г л и н к и н а
Инженер по компьютерному макетированию Т.Ю. З о т о в а

Подписано в печать 16.12.2008
Формат 60 × 84 / 16. 4,65 усл. печ. л. Тираж 100 экз. Заказ № 561

Издательско-полиграфический центр ТГТУ
392000, Тамбов, Советская, 106, к. 14

За последние несколько десятилетий наблюдалось интенсивное развитие медицинской науки и практики. В этом прогрессе немалую роль сыграла техника. К настоящему времени на грани медицины, с одной стороны, и электроники – с другой, сложилась новая отрасль – медицинская электронная техника.

Процесс подготовки творчески мыслящего инженера, связанного с областью биомедицинского электронного приборостроения, невозможен без воспитания и развития у него в студенческие годы интереса к самостоятельной исследовательской деятельности. Именно поэтому в последние годы во всех руководящих документах высших учебных заведений ей уделяется особое внимание.

На сегодняшний день невозможно представить медицину без применения электронной медицинской диагностической аппаратуры. Одной из основных задач медицинского контроля за состоянием человека является диагностика состояния здоровья с целью выявления патологических процессов, наличия инфекций в организме, предрасположенности к патологиям и прогнозирования их развития. В помощь студентам предлагается данное учебное пособие.

Основное внимание в пособии уделено области диагностических методик, базирующихся на уникальных медицинских приборах, нестандартном лабораторном и диагностическом оборудовании. В нём анализируются методики рео- и электроэнцефалографии, механизмы их формирования; основные принципы метода векторкардиографии, применение метода линейного синтеза стандартных отведений из ортогональных отведений векторкардиографии. Рассмотрены основные приборы для функциональной диагностики – электрокардиографы, электрокардиомониторы, электроэнцефалографы, реографы, автоматизированные системы оперативного врачебного контроля.

Учебное пособие органически дополняет лекционный материал и даёт возможность студенту проявить индивидуальность в подходах к самостоятельному решению поставленных задач.

Учебное пособие предназначено для студентов, обучающихся по специальности «Инженерное дело в медико-биологической практике» и занимающихся изучением и разработкой медицинского диагностического оборудования.

1. РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ

1.1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ. ОСОБЕННОСТИ КРОВООБРАЩЕНИЯ В ГОЛОВНОМ МОЗГУ

Развитию и техническому обоснованию реографии способствовали многочисленные работы, посвящённые исследованию электропроводности, электрического сопротивления различных органов и частей тела, а также влиянию на организм постоянного и переменного тока разной частоты.

Развитие метода реографии неразрывно связано с установлением зависимости между работой сердца и колебаниями сопротивления и ёмкости в тканях. Изменения электрической ёмкости, обусловленные колебаниями объёма сердца, были обнаружены в 1907 г.

Рядом учёных было установлено, что наблюдаемые изменения импеданса (электропроводности) являются результатом синхронных с пульсом колебаний объёма исследуемых областей тела, отражающих артериовенозную разницу кровенаполнения.

Наиболее тщательные и систематические исследования по теоретическому обоснованию и практическому применению регистрации колебаний электрического сопротивления для объективной оценки состояния кровообращения в различных частях тела были проведены А.А. Кедровым (1948 г.). Изучая влияние различных частот (1 – 300 кГц) переменного тока на электрическое сопротивление тканей, автор установил, что наилучшие результаты (электроплетизмограммы, адекватно и полнее отражающие состояние гемодинамики) получаются при использовании переменного тока частотой около 100 кГц.

Кровообращение головного мозга характеризуется специфическими особенностями, обусловленными его сложной структурной и функциональной организацией.

Объём крови, протекающей через головной мозг человека, составляет, как правило, значительную часть (у взрослых примерно 15 %) общего объёма крови. Из общего количества кислорода, поступающего в организм с вдыхаемым воздухом, головной мозг потребляет 20 – 25 %.

Кроме массы циркулирующей крови важным фактором, определяющим интенсивность кровоснабжения головного мозга, является скорость кровотока. Известно, что скорость артериального кровотока в мозгу значительно больше, чем в других органах. Такое интенсивное кровоснабжение обеспечивается большой и сложной сетью мозговых сосудов с разнообразной ангиоархитектоникой.

Кровоснабжение мозга осуществляется двумя парами магистральных артерий – внутренними сонными и позвоночными, образующими на основании мозга виллизиев круг. Виллизиев круг является мощным коллектором, обеспечивающим распределение крови в головном мозгу. Вследствие равенства давления в правых и левых, а также в передних и задних половинах виллизиева круга в определённых местах передней и задних соединительных артерий образуются «мёртвые пункты», в которых движения крови нет. Следовательно, кровь из разных сосудов в пределах виллизиева круга в физиологических условиях не смешивается, а попадает в зону васкуляризации каждой отдельной артерии.

Задняя мозговая циркуляция поддерживается кровотоком из позвоночных артерий, причем после их слияния в основную артерию кровь из правой позвоночной артерии течёт строго по правой половине, а из левой позвоночной – по её левой половине. Возможно, равномерному распределению крови по гомолатеральным сторонам способствуют и сосудистые пучки, отходящие от дорсальных сторон позвоночных артерий у места их слияния.

Однако даже при незначительном уменьшении давления в каком-нибудь из магистральных сосудов (прижатие артерий на шее при резких движениях головы или при сдавлении шеи) сейчас же происходит переток крови в направлении снизившегося давления. Из сказанного видно, что динамика кровоснабжения мозга даже в физиологических условиях зависит от состояния коллатерального кровообращения. Виллизиев круг является наиболее мощной и постоянно действующей системой анастомозов, обеспечивающей коллатеральное кровообращение в обоих полушариях. Кроме того, существуют ещё две системы анастомотических связей, не функционирующие в нормальных условиях, но приобретающие важное значение в условиях сосудистой патологии. Это связи внутренней сонной и позвоночной артерий с наружной сонной артерией и анастомозы трёх мозговых артерий между собой на поверхности мозга.

Общая масса внутрочерепного содержимого (мозговое вещество, артериальная кровь, венозная кровь и ликвор) относительно постоянна. Приток артериальной крови – важный фактор для поддержания внутрочерепного давления. Изменение кровенаполнения мозга сказывается на давлении ликвора. Гемодинамика в головном мозгу поддерживается пульсовыми движениями крови. Ритмические колебания объёма мозговых сосудов (пульсация мозга) связаны с активным сужением и расширением сосудов и перемещением ликвора, а также находятся в зависимости от ряда влияний, в частности от сокращений сердца и дыхания (присасывающего действия грудной клетки, способствующего венозному оттоку от мозга).

Отток крови из полости черепа осуществляется по развитой венозной системе (вены, синусы, венозные выпускники), открыто сообщаемой с внемозжечковыми венами. Анатомическое и функциональное единство мозговых вен с внемозжечковыми венами и отсутствие в них клапанов обеспечивают возможность кровотока в разных направлениях – в зависимости от местных условий и потребностей тканей в притоке и оттоке крови. Используя эти особенности венозного кровообращения головы, А.А. Кедров и А.И. Науменко (1954 г.) при изучении церебральной гемодинамики собак получили экспериментальные данные, подтверждающие пульсовый характер движения крови в сосудах мозга в закрытом черепе. Постоянные пульсовые и дыхательные колебания внутрочерепного давления в закрытом черепе, согласно их данным, возможны благодаря наличию своеобразных приспособительных механизмов: с одной стороны, существованию пульсового венозного оттока из полости черепа и, с другой, – благодаря перемещению ликвора из полости черепа в спинномозговую полость в связи с разными фазами дыхания. Это позже подтвердилось в исследованиях Ю.Е. Москаленко и А.И. Науменко (1957 г.). Они определили не только характер этих колебаний (пульсовых волн, дыхательных и волн третьего порядка), но и их абсолютные величины. В замкнутой полости черепа объём мозга колеблется незначительно благодаря тому, что он окружён со всех сторон несжимаемым ликвором и при пульсовых колебаниях давление крови встречает со всех сторон противодействие.

Церебральная гемодинамика, таким образом, отличается от кровоснабжения других органов не только большей интенсивностью и постоянством, но и особенностями коллатерального кровообращения, а также тесной взаимосвязью с ликворообращением. Последняя проявляется в большой взаимозависимости между венозным и ликворным давлением. При венозном застое мозга развивается ликворная гипертензия.

Наряду с существованием взаимосвязи между циркулирующей кровью и ликвором имеется тесная взаимозависимость между состоянием регионарного кровотока и функциональной активностью различных образований мозга. Усиление кровообращения в одних структурных образованиях мозга при их усиленной деятельности сопровождается уменьшением кровоснабжения других, находящихся в это время в состоянии относительного покоя.

Благодаря богатому интракраниальному коллатеральному кровотоку – как артериальному, так и венозному – в обоих полушариях нет области, которая обеспечивалась бы исключительно одной магистральной артерией или одной магистральной веной. Это, наряду с перераспределением крови в мозгу в зависимости от функциональной активности различных его образований, предопределяет целесообразность изучения регионарной гемодинамики мозга одновременно в нескольких его областях.

1.2. МЕХАНИЗМЫ ФОРМИРОВАНИЯ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ

Изменения импеданса между электродами, накладываемыми на кожные покровы головы, определяются сложным комплексом факторов, которые представлены на рис. 1.1.

Ведущими факторами, или возмущающими воздействиями, являются колебания системного венозного и артериального давления, а остальные играют модулирующую роль. Последние следует разделить на три группы. Первая – это факторы внутрочерепной гемодинамики, определяющие информативность реоэнцефалограммы (РЭГ). Вторая группа – факторы, не связанные с внутрочерепной гемодинамикой, т.е. факторы, являющиеся источником помех и снижающие информационную ценность РЭГ. Поэтому следует выяснить условия, при которых влияние внутрочерепных факторов будет наиболее выражено, а влияние помехонесущих факторов – минимальным.

Исходя из схемы на рис. 1.1 очевидно, что внутрочерепные гемодинамические и ликвородинамические факторы могут иметь выраженное модулирующее влияние на РЭГ. Действительно, пульсовые изменения пассивных электрических свойств внутрочерепного содержимого определяются приростом кровенаполнения полости черепа за счёт пульсовых колебаний в артериальной и венозной системах головного мозга. В связи с особенностью биофизической структуры системы внутрочерепной гемодинамики способность сосудов мозга вместить дополнительный объём крови по сравнению с другими органами весьма ограничена. В механизмах компенсации систолического объёма крови особое значение приоб-

ретают такие факторы, как колебания внутричерепного давления, ускорение тока крови, передача артериальной пульсации на вены непосредственно через ликвор, перераспределение внутричерепного объёма между артериальной, венозной кровью и ликвором. Электропроводность ликвора отличается от электропроводности крови, а последняя неодинакова в различных участках сосудистой системы мозга. Таким образом, пульсовая волна РЭГ представляет собой комплексный биофизический сигнал сложной природы, основная информационная ценность которого заключается в возможности судить о пульсовых изменениях кровенаполнения мозговой ткани, что в свою очередь зависит от растяжимости стенок церебральных сосудов. Следовательно, РЭГ может отражать как структурные изменения стенок мозговых сосудов, например при атеросклерозе, так и динамические изменения их тонуса в ответ на функциональные нагрузки. Последнее может представить интерес как неинвазивный методический подход для оценки адаптационных способностей сосудистой системы головного мозга при тех или иных внешних воздействиях на организм или патологических состояниях.

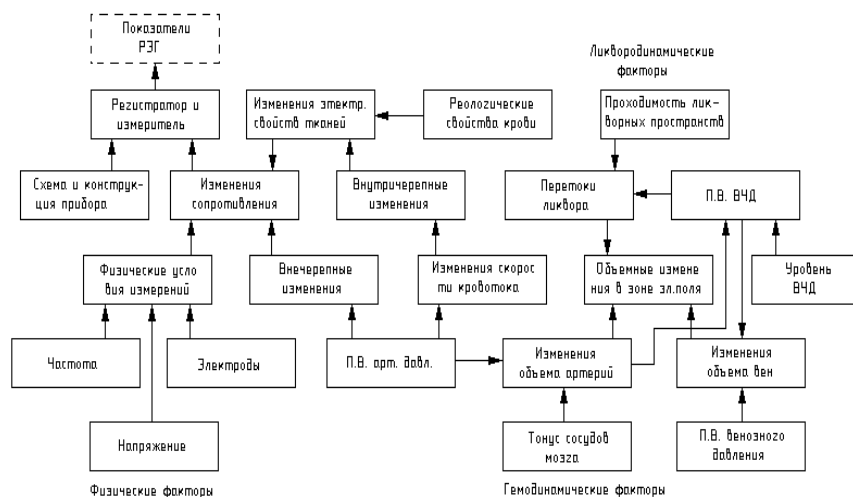


Рис. 1.1. Схема формирования РЭГ-волны

Влияние внечерепных гемодинамических факторов. Вопрос о соотношении вне- и внутричерепных факторов является наиболее спорным в физиологическом и биофизическом обосновании метода РЭГ. Как следует из рис. 1, внечерепные сосуды находятся под влиянием тех же гемодинамических факторов, что и внутричерепные. При этом их реакции на такие воздействия, как изменение парциального давления углекислого газа артериальной крови, колебания артериального давления, симпатическая стимуляция и некоторые другие воздействия, могут быть неодинаковыми и даже разнонаправленными. Изучение относительной роли вне- и внутричерепных сосудов в генезе РЭГ проводится путём биофизического анализа и путём экспериментального физиологического исследования.

Биофизический анализ токораспределения по вне- и внутричерепным тканям при наложении электродов на кожные покровы головы показал, что полностью избежать шунтирования тока по экстракраниальным тканям не удаётся. Вследствие высокого сопротивления костей черепа наилучшие условия для прохождения тока в мозг создаются при наложении электродов вблизи больших естественных отверстий черепа (глазниц и затылочного отверстия).

Точная величина экстракраниального компонента РЭГ сигнала в настоящее время неизвестна, но всё же значительна. Поэтому для РЭГ метода, как и для всех других методов исследования мозгового кровообращения, проблема уменьшения этого компонента остаётся весьма актуальной. Стандартизация техники регистрации РЭГ позволит фиксировать рассматриваемые погрешности и сделать результаты исследований сопоставимыми. К специальным способам снижения влияния внечерепных факторов при регистрации РЭГ относится одновременное снятие РЭГ и реограммы мягких тканей головы с последующим электронным сопоставлением их и получением результирующей кривой, а также применение защитных кольцевых или экранирующих электродов.

Таким образом, несмотря на существенное модулирующее влияние колебаний кровенаполнения внечерепных тканей, РЭГ может сохранить свою информационную ценность, если данный фактор будет должным образом учитываться.

Влияние изменений электрических свойств тканей на показания РЭГ. Согласно рис. 1, пульсовые волны РЭГ, особенно их амплитуды, должны зависеть от изменения соотношения между пассивными электрическими характеристиками сред и тканей, заполняющих полость черепа. Известно, что электрическое сопротивление крови зависит от самых разных факторов. Заполняющая полость черепа кровь, ликвор, межклеточная жидкость являются основными путями проведения электрического тока, поэтому как базовое сопротивление между электродами, так и его относительные изменения будут в первую очередь определяться соотношением жидкостной и клеточной фаз в исследуемой области. Об этом говорит значительное возрастание амплитуды пульсовых колебаний сопротивления между электродами.

Определённое значение для РЭГ имеют изменения электропроводности крови при её движении. Биофизический анализ этого феномена в системе жёстких трубок показал, что изменение электропроводности крови определяется зарядом на поверхности эритроцитов и степенью их агрегации. Поскольку величина изменения электропроводности крови при движении зависит от частоты измерительного тока, то диапазон частот, рекомендованный для регистрации РЭГ, выбран с учётом данного феномена и погрешность за счёт скоростных изменений кровотока составляет не более 8...10%. Исследования показали, что объёмный компонент реографического сигнала во много раз превосходит скоростной компо-

нент. Поэтому можно сказать, что пульсовая волна РЭГ отражает объёмные изменения кровенаполнения исследуемого участка мозга.

Все вышеизложенное указывает на то, что динамика показателей РЭГ определяется не только процессами в системе внутричерепной гемодинамики, но и изменениями электрических характеристик крови и ткани мозга, поэтому не следует использовать данный метод при таких воздействиях на организм, которые оказывают существенное влияние на электрические характеристики крови и ткани мозга. Учёт изложенных выше фактов позволит повысить информационную ценность данной методики.

1.3. АСПЕКТЫ ПРИМЕНЕНИЯ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Реография является неинвазивным методом исследования системного и регионарного кровообращения, который основан на регистрации изменений сопротивления (импеданса) биологического объекта при его сканировании переменным током высокой частоты. Термин «реоэнцефалография» (РЭГ) предложен Дженкнером в 1957 г. В последнее время наблюдается тенденция к вытеснению РЭГ ультразвуковой доплерографией (УЗДГ). Но игнорирование реографического метода является преждевременным и необоснованным. Прежде всего, учёными подвергается сомнению генез реографической кривой, получаемой при проведении РЭГ-исследования. В качестве доказательства несостоятельности реографического метода его противники традиционно пытаются обосновать экстракраниальный генез РЭГ-кривой. По их мнению, изменения импеданса обусловлены влиянием внемозгового кровотока. Основным аргумент при этом сводится к большому сопротивлению костей черепа, препятствующему прохождению зондирующего тока. А.А. Кедров, обсуждая возможность применения импедансного метода в оценке мозгового кровообращения, пишет: «... с наружно расположенных электродов внутричерепной кровотоков не регистрируется, и реограммы отражают только кровообращение в околочерепных сосудах». Однако, еще в 1961 г. Кунерт пришёл к выводу, что кость не является существенным препятствием для прохождения зондирующего тока, поскольку обладает в основном ёмкостным сопротивлением. Импеданс обескровленной и неживой кости достигает 4000 Ом·см, но величина импеданса в живом черепе намного меньше – около 200 Ом·см, так как сопротивление костей варьируется в зависимости от количества крови и форменных элементов. Следовательно, кости черепа не препятствуют прохождению зондирующего тока в полость черепа и отражению на РЭГ колебаний интракраниального импеданса.

Для проведения реографического исследования необходимо использовать реограф – прибор, работающий по принципу генератора тока высокой частоты. Оптимальной частотой зондирующего тока при проведении РЭГ-исследования является 50...100 кГц – именно при таких значениях сводится к минимуму эффект поляризации, возникающий на границе электрод–ткань, что даёт возможность просканировать биологический объект более глубинно. При проведении РЭГ-исследования производится сканирование двух основных бассейнов: внутренней сонной артерии (FM-отведение) и вертебро-базиллярного бассейна (OM-отведение). Это основные отведения. Кроме основных существуют и дополнительные отведения, которые позволяют избирательно судить о состоянии бассейнов передней мозговой артерии (ПМА), средней мозговой артерии (СМА) и задней мозговой артерии (ЗМА), а также о состоянии экстракраниального кровотока в общей сонной артерии (ОСА) и позвоночных артериях (ПА).

В чём заключается преимущество РЭГ перед активно развивающимся методом УЗДГ? При проведении УЗДГ не возникает никаких трудностей во время исследования экстракраниального кровотока. Ультразвук беспрепятственно проникает через мягкие ткани, что даёт возможность чёткой визуализации сосуда. Особенно ценную информацию можно получить при исследовании комплекса интима-медиа, когда удаётся достаточно чётко визуализировать атеросклеротические бляшки. При наличии соответствующей программы удаётся установить степень редукции просвета сосуда. Что же касается исследования внутричерепной гемодинамики, то тут возникает ряд методических проблем. Прежде всего, по своей физической природе ультразвук обладает способностью отражаться от поверхности с большой плотностью. Учитывая этот факт и анатомические особенности черепа, были выбраны так называемые «окна визуализации»: височные (для изучения кровотока в ПМА, СМА и ЗМА) и подзатылочная ямка (для исследования вертебро-базиллярного бассейна). Кроме того, при проведении транскраниальной УЗДГ (ТКУЗДГ) может возникнуть ещё одна методическая трудность, связанная с утолщением кости в области «окон визуализации», в результате чего возникают существенные трудности при оценке кровотока в исследуемом сосуде.

Таким образом, у импедансного и ультразвукового методов есть один общий барьер – кости черепа. Однако, что касается РЭГ, то как уже было показано, в живом организме кость не является значимым препятствием зондирующему току. Немаловажен и тот факт, что РЭГ является абсолютно безопасным для пациента, так как не возникает механического сотрясения на клеточном и субклеточном уровнях, что может наблюдаться при ТКУЗДГ. Существует ещё один факт, выгодно отличающий РЭГ от ТКУЗДГ, который отмечает Л.Б. Иванов: «Допплерография характеризует кровоток на уровне конкретного участка магистрали исследуемой артерии и ему неизвестно, что творится на уровне конечных разветвлений этого сосуда». РЭГ позволяет исследовать весь бассейн того или иного сосуда, включая магистральные артерии и микроциркуляторное русло, а также косвенно судить о состоянии венозной гемодинамики.

Следовательно, по данным реографического метода можно косвенно судить и о состоянии венозного оттока из исследуемой области. Наиболее достоверную и полную информацию о состоянии кровоснабжения мозга можно получить, используя только расчётный метод обработки реограмм, например отношение амплитуды РЭГ к общему сопротивлению под электродами этого отведения отражает объём пульсовой волны (показатель относительного объёмного пульса), от-

ношение длительности восходящей части к длительности всей волны является показателем сосудистого тонуса. Вычисляются также и другие характеристики РЭГ, связанные с процессом кровообращения. При этом нивелируется субъективизм, присущий визуальному анализу.

1.4. ИНФОРМАЦИОННАЯ НАПРАВЛЕННОСТЬ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

Пульсовые изменения импеданса между электродами, наложенными на кожные покровы головы человека, при соблюдении необходимых условий отражают с определённой погрешностью колебания кровенаполнения полости черепа, а их динамика в короткие промежутки времени – функциональные сдвиги в системе внутричерепной гемодинамики. Поэтому для выяснения информативной направленности реоэнцефалографии (РЭГ) следует рассмотреть взаимосвязь между пульсовыми измерениями кровенаполнения области черепа и другими показателями деятельности системы внутричерепной гемодинамики.

Эта система обладает сложной биофизической структурой, функциональные связи которой представлены на рис. 1.2.

Как следует из этой схемы, кровенаполнение полости черепа является производной величиной, зависящей при стабильности показателей системной гемодинамики от тонуса артерий и вен головного мозга и от состояния ликвородинамики.

Рост или падение мозгового кровотока может в зависимости от вызывающих их причин сопровождаться как однонаправленными, так и разнонаправленными изменениями кровенаполнения полости черепа. Качественная направленность изменений данного показателя и мозгового не всегда совпадает. Так, изменения локального мозгового кровотока и импеданса ткани мозга при ряде тестов и поведенческих реакций могут быть разнонаправленными. Вместе с тем нельзя отрицать, что при определённых условиях исследования можно наблюдать положительную корреляцию между некоторыми показателями РЭГ-волны и изменениями мозгового кровотока. Найдена хорошая корреляция между установившимися значениями локального кровотока и импеданса в этой же зоне мозга при внутричерепной артериальной гипермии. Но такая корреляция может наблюдаться лишь при строго определённых сочетаниях показателей, входящих в схему (рис. 1.2).

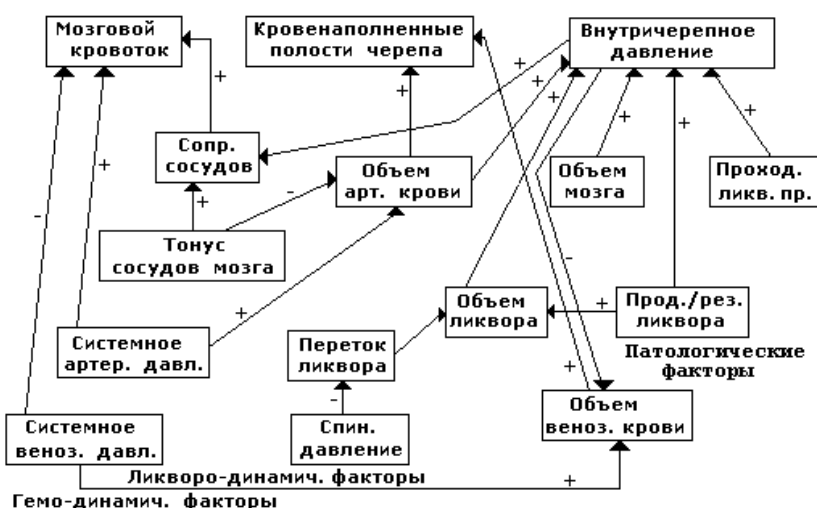


Рис. 1.2. Схема функциональных взаимосвязей между элементами системы внутричерепной гемодинамики: (+) – положительная связь; (–) – отрицательная связь

Таким образом, информационная направленность РЭГ ограничивается в основном возможностью комплексного отражения особенностей растяжимости сосудов артериального и венозного отделов сосудистой системы головного мозга и состояния системы ликвородинамики. Имеются многочисленные данные, показывающие чёткую зависимость показателей РЭГ от возрастных изменений свойств мозговых сосудов, степени их склерозирования, состояния их тонуса при гипертонической болезни и т.п. В последнее время успешно развивается идея о двухкомпонентности генеза РЭГ – влиянии относительного кровенаполнения как церебральных артерий, так и вен, и на основании этого предлагается способ автоматической обработки РЭГ. Однако до сих пор мало уделяется внимания роли третьего компонента – ликвородинамике, который согласно рис. 1.2 тесно связан с кровенаполнением полости черепа.

Для уточнения информативной целенаправленности РЭГ следует найти пути для трёх видов возможных влияний на показатели РЭГ, а именно изменений тонуса церебральных сосудов, их кровенаполнения и изменений в системе ликвородинамики.

Один из возможных путей дифференцирования влияния каждого из упомянутых трех видов влияний на показатели РЭГ заключается в использовании направленных функциональных нагрузок с тем, чтобы, сопоставляя ответы на них при разных состояниях организма, судить об изменении того или иного из интересующих показателей. Кроме функциональных нагрузок физической природы, информативным является использование фармакологических препаратов. Особенно часто применяются нитроглицериновая проба, а также проба с вдыханием CO₂

1.5. ОБЪЕКТИВНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ

Пульсовые волны РЭГ представляют собой периодические, синхронные с пульсом колебания сложной формы, в которых заключена информация о системе внутрисердечного кровообращения. По внешнему виду нормальная РЭГ-волна напоминает сфигмограмму и ей свойственно наличие некоторых характерных точек (рис. 1.3): О – начало подъёма; А – вершина волны; В – вторая (диастолическая) вершина; С – инцизура. На базовой линии им соответствуют временные точки. Исходя из этих характерных точек, в РЭГ-волне выделяют следующие показатели.

Амплитудные показатели. К ним относятся величины амплитуд реоволны в характерных точках, выраженные в омах или в относительных единицах. Все амплитудные показатели принято относить к максимальной амплитуде в точке А в процентах. Целесообразно определить амплитуду реоволны ещё в точке А₁ – на середине диастолической части волны, между точкой А и концом волны.

Временные показатели РЭГ. Они представляют собой промежутки времени между зубцом R на ЭКГ, а также между началом РЭГ-волны и другими характерными точками на РЭГ-волне. Существует мнение, что временные показатели РЭГ менее подвержены влиянию помех по сравнению с амплитудными показателями и более приемлемы для автоматического анализа РЭГ. Для более точного определения характерных точек на пульсовой РЭГ-волне используется способ её электрического дифференцирования – регистрации первой производной, что позволяет выявить и относительные изменения скоростей нарастания и спадов РЭГ-волны. Принципиально новой информации первая производная РЭГ по сравнению с самой волной РЭГ не содержит, но позволяет сделать более наглядными отдельные характерные элементы РЭГ-волны. Следует стандартизировать постоянную времени дифференцирования, от которой зависят показатели первой производной кривой РЭГ. Приборы с постоянной времени дифференцирования менее 0,001 дают минимальную погрешность.

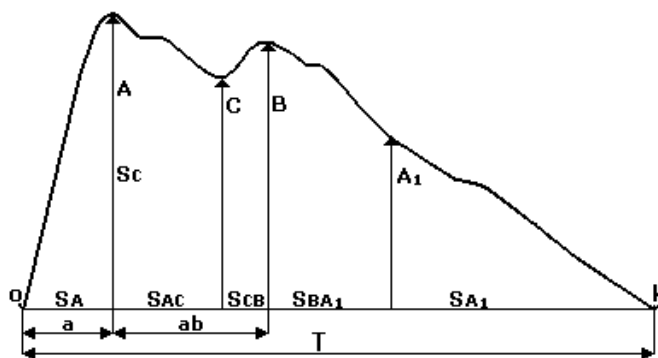


Рис. 1.3. Характерные точки РЭГ-волны и связанные с ними амплитудные, временные и планиметрические показатели

Планиметрические показатели: площадь всей реоволны и отдельных её участков, отнесённых ко всей площади, в процентах. Они определяются как участки, ограниченные базисной линией и амплитудными отрезками в характерных точках на кривой реоволны.

Спектральные показатели. Вышеуказанные амплитудные, временные и планиметрические показатели зачастую не могут объективно и полно описать характерные изменения формы волны РЭГ, наблюдающиеся в различных экспериментальных ситуациях. В связи с этим в литературе бытуют описательные характеристики РЭГ-волны типа «добавочные волны», «куполообразная форма» и т.п. С помощью Фурье-анализа можно полно, объективно и единообразно описать волну любой формы.

Комбинированные показатели. К ним относятся различные сочетания амплитудных и временных показателей, угловые показатели. Например, угол восхождения анакроты (угол α) может быть выражен через тангенс этого угла A/a (рис. 1.3). К этой группе показателей можно отнести различные сложные формулы для расчёта объёмного мозгового кровотока, суммарного цереброваскулярного сопротивления, тонуса сосудов и т.д., в которые помимо амплитудных и временных показателей входят такие показатели, как частота пульса, среднее артериальное давление, параметры первой производной и т.п.

Наиболее распространенные показатели РЭГ и приписываемое им информационное значение представлены в табл. 1.1.

При оценке РЭГ учитывают форму и время распространения волны каждого отведения, межполушарную асимметрию, а также изменения РЭГ при функциональных пробах. Интерпретация выделенных характеристик реоэнцефалографической волны сводится к следующему: сглаженность формы оценивается как уменьшение эластичности стенок сосудов, укорочение времени распространения волны говорит о повышении тонуса, амплитуда волны отражает интенсивность пульсовых колебаний.

1.1. Показатели реоэнцефалограммы

Показатель	Информативность
A, A/E	Амплитуда реоволны, реографический индекс E – калибровочный сигнал. Показатель максимального пульсового колебания кровенаполнения и степени раскрытия сосудистого русла

B, B/A	Амплитуда диастолической волны, диастолический индекс. Показатель периферического сопротивления оттоку из артерий в область мелких вен. Увеличение показателя говорит о росте этого сопротивления
C, C/A	Дикротическая волна, дикротический индекс. Показатель периферического сопротивления в области мелких артерий. Увеличение показателя говорит о росте этого сопротивления
A ₁ , A ₁ /A	Поздняя диастолическая волна на середине расстояния между вершиной A и концом револвны и её отношение к амплитуде револвны. Показатель периферического сопротивления оттоку из мелких вен в средние. Увеличение показателя говорит о росте этого сопротивления
A, a/T	Длительность восходящей части кривой – анакрота. Отражает способность крупных артерий мозга к растяжению во время систолического притока крови. Показатель увеличивается при увеличении эластичности (снижения тонуса) сосудов
Ab, ab/T	Расположение диастолической волны по отношению к основной волне. Отражает тонус мелких сосудов изучаемой области. Увеличение показателя говорит о повышении упругости (снижении тонуса) мелких артерий и вен

У здоровых людей моложе 30 лет волна РЭГ напоминает треугольник. Восходящая часть крутая и почти не меняет наклона до самой вершины. В первой половине нисходящей части имеется от 1 до 3 дополнительных колебаний. Продолжительность восходящей части составляет $0,1 \text{ с} \pm 10 \%$. В возрасте 30 – 40 лет продолжительность восходящей части до $0,15 \text{ с} \pm 10 \%$.

Иногда бывает горбовидная форма волны, абсолютной вершиной которой является поздняя систолическая волна. Количество дополнительных колебаний уменьшено до 1. В 40 – 50 лет продолжительность восходящей части до $1,7 \text{ с} \pm 10 \%$. Горбовидная форма волны преобладает. В 50 – 60 лет восходящая фаза достигает $0,19 \text{ с} \pm 10 \%$, вершина становится более закругленной, но инцизура на нисходящей части ещё заметна. У лиц старше 60 лет продолжительность восходящей части больше $0,21 \text{ с}$. Форма волны аркообразная, дополнительные волны могут отсутствовать. Межполушарная асимметрия амплитуды до 10 % считается нормальной во всех возраст-ных группах.

РЭГ считается патологической тогда, когда регистрируется форма волны, характерная для человека более старшего возраста, чем пациент; отмечается существенная межполушарная асимметрия по форме волны; межполушарная асимметрия амплитуды больше 10 %; элементы восходящей части одного полушария запаздывают больше, чем на $0,015 \text{ с}$ по сравнению с запаздыванием в другом полушарии; отмечается углубление инцизуры со сдвигом её вниз по нисходящей части кривой; выявляется значительное снижение или повышение волн; уменьшается время распространения реографической волны.

Частная семиотика РЭГ. Церебральный атеросклероз. В начальных стадиях появляется некоторая сглаженность кривой и плато на вершине волны. При значительной выраженности этих изменений форма волны становится куполообразной или аркообразной, уменьшаются время распространения и амплитуда волны. Все это указывает на потерю эластичности и уменьшение кровенаполнения сосудов.

Гипертоническая болезнь. В транзиторной стадии отмечается смещение дикротического зубца ближе к вершине с тенденцией к образованию плато. Дальнейшее развитие процесса приводит к уменьшению амплитуды волны и закруглению вершины; часто абсолютной вершиной является поздняя систолическая волна, а дикротический зубец располагается выше изгиба. В склеротической фазе волна принимает аркообразную форму.

Головная боль сосудистого генеза. При мигренозных болях, локализованных преимущественно в одном полушарии, на РЭГ отмечается межполушарная асимметрия с повышением амплитуды на поражённой стороне. При вегетососудистой дистонии в зависимости от патогенетического механизма регистрируются:

- плато на вершине волны, хорошо выраженные дополнительные колебания, повышенная амплитуда, что свидетельствует о понижении сосудистого тонуса с увеличением кровенаполнения и растяжением стенок сосудов;
- закругленная вершина, плохо выраженные дополнительные колебания, уменьшенная амплитуда, что свидетельствует о повышении тонуса сосудов.

Закрытая черепно-мозговая травма. Гематома на стороне поражения приводит к уменьшению амплитуды и сглаженности дополнительных колебаний, что указывает на затруднение кровотока в связи со сдавлением мозга. При ушибе на стороне контузии регистрируются увеличение амплитуды и угла наклона восходящей фазы волны, углубление инцизуры. Сотрясение мозга не вызывает асимметрии. В зависимости от тяжести травмы отмечаются изменения, характерные для повышенного или пониженного тонуса сосудов.

Геморрагический инсульт. Изменения РЭГ более выражены, чем при ишемическом инсульте, распространяются на оба полушария с некоторым акцентом на поражённом полушарии. Амплитуда РЭГ уменьшена и волна уплощена. Неред-

ко наблюдаются явления атонии с резким укорочением нисходящей части кривой и перемещением инцизуры вниз к основанию волны.

1.6. ВЫБОР СПОСОБА СНЯТИЯ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ И ПРИМЕНЯЕМЫХ ПРИ ЭТОМ ОТВЕДЕНИЙ

В реографии для регистрации пульсовых изменений пассивных электрических характеристик тканей и органов человека используются две схемы исследования: двухэлектродная (биполярная) и четырёхэлектродная (тетраполярная). При биполярном способе на исследуемый участок накладываются два электрода, каждый из которых является и зондирующим и измерительным, т.е. как двухполюсник подключаются в одно из плеч измерительной мостовой схемы. Напротив, в тетраполярной схеме предусмотрено наложение на кожные покровы двух или более электродов, и таким образом разделение подачи зондирующего тока и измерения сопротивления исследуемой области. В данной работе для исследования сосудистой системы головного мозга будет использоваться тетраполярный способ регистрации реоэнцефалограммы.

Основным преимуществом тетраполярного режима исследования является почти полное исключение влияния сопротивления поверхностных тканей под воспринимаемым электродом на точность измерения, что даёт возможность регистрировать РЭГ даже при физической нагрузке.

При регистрации реоэнцефалограммы на кожные покровы головы накладываются металлические электроды, площадь которых варьирует от 2 до 10 см². Поскольку при нахождении электродов основное сопротивление падает на верхний роговой слой кожи, контактирующий с электродом, то кожа обезжиривается, между электродом и кожей прокладывается слой марли, смоченной физиологическим раствором. Иногда применяются электродные пасты, используемые при регистрации электроэнцефалограммы.

Установлено, что для живых тканей характерны поляризационные явления при прохождении через них постоянного электрического тока. При переменном токе электрическая проводимость живых тканей зависит от частоты. Строгий количественный анализ этого явления позволил определить оптимальные частотные диапазоны для регистрации реограммы:

50...100 кГц. Сила измерительного тока определяется двумя соображениями. С точки зрения точности измерений, она должна быть достаточно высокой, но при этом в несколько раз меньше порогового раздражающего значения. Наилучшим образом этим условиям соответствует величина 1,5...3 мА.

В настоящее время используются несколько вариантов наложения электродов на кожные покровы головы человека. В последние годы наряду с обычным глобальным фронто-мастоидальным ($F - M$) отведением применяют бифронтальное ($F_2 - F_3$), битемпоральное ($T - T_1$), бимастоидальное ($M - M_1$) и биокципитальное ($O - O$) расположения электродов (рис. 1.4, а) с целью выявления зависимости суммарного кровенаполнения исследуемых областей от состояния внутренней сонной и позвоночной артерий. Однако при такой поперечной реоэнцефалографии дефицит кровенаполнения на одной стороне может маскироваться, сглаживаться хорошим кровоснабжением на противоположной стороне.

В этом отношении более перспективна и ценна продольная реоэнцефалография с симметричных участков различных областей головы, так как она даёт и представление о гемодинамике в симметричных областях мозга. Ряд учёных применяли фронтальное, роландо-темпоральное и окципито-париетальное отведения для оценки кровенаполнения в бассейнах передней, средней и задней мозговых артерий.

При использовании переменного тока высокой частоты (100 кГц) кожа и кость не являются препятствием для прохождения тока; поэтому можно записать РЭГ практически с любой области конвексимальных отделов больших полушарий головного мозга.

Для исследования суммарного кровенаполнения больших полушарий применялось фронто-мастоидальное ($F - M$) расположение электродов. Для оценки состояния кровоснабжения преимущественно в бассейне передней мозговой артерии – лобное ($F - F_1$), лобно-центральное ($F - C$) и лобно-височное ($F - T$) отведения, для оценки состояния гемодинамики в бассейне средней мозговой артерии – теменно-височное ($P - T$), роландо-височное ($P - T$), теменно-центральное ($P - C$) и височно-височные ($T_1 - T_2$). Кроме того, применялись окципито-мастоидальное ($O - M$) и окципито-париетальное ($O - P$) отведения, отражающие состояние гемодинамики преимущественно в системе позвоночной артерии (рис. 1.4, б, в).

Приблизительная схема распределения высокочастотного тока между глобальными ($F - M$), а также регионарными ($F_1 - F_2$, $C - F_2$, $R - T$, $P - C$, $O - M$, $O - P$) электродами представлена на рис. 1.4, г.

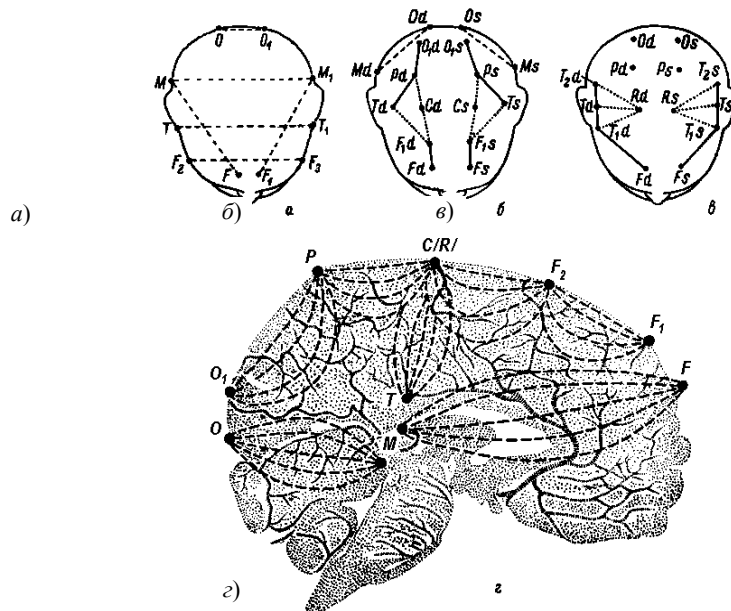


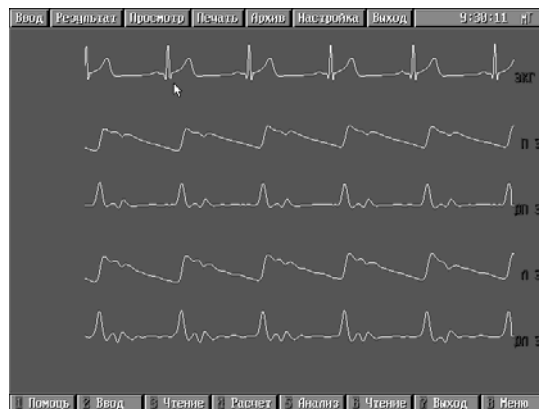
Рис. 1.4. Схема расположения электродов:

a – при поперечной реоэнцефалографии;

б, в – при продольной реоэнцефалографии симметричных

участков головного мозга; *з* – схема распределения высокочастотного тока между глобальными и регионарными электродами

Экран монитора с графиками реоэнцефалографии программно-технического комплекса SFERA V 4.7



**Рис. 1.5. Экран монитора с графиками реоэнцефалограммы
Пример заключения по интегральной реографии**

Реографическое исследование

Пациент: Иванов Ю.И. М 29 Обследование 28.10.93 11.00

Рост (см): 177 Вес тела (кг): 71 Артериальное давление: 120/80

Определение центр. гемодинамики методом интегральной реографии Тищенко

– Базисное сопротивление	(Ом) 153
– Амплитуда систолической волны	(мОм) 127
– Продолжительность сердечного цикла	(сек) 0.935
– Продолжительность катакроты	(сек) 0.795
– Площадь тела	(м ²) 1.875
– Ударный объём кровообращения	(мл) 84.0
– Ударный индекс	(мл/м ²) 44.79 (33.6 – 55.8)
– Сердечный индекс	(л/мин/м ²) 2.88 (2.48 – 3.12)
– Индекс минутной работы сердца	(кг·м/мин/м ²) 3.86 (3.36 – 5.22)

– Индекс ударной работы сердца	(кг·м/м ²) 59.98 (47.8 – 75.2)
– Удельное периферическое сопротивление	2592 (2000 – 3200)
– Объёмная скорость изгнания	(мл/с) 357.3 (220 – 400)
– Мощность левого желудочка	(Вт) 4.44 (3.0 – 4.5)
Тип циркуляции	/ Эукинетический
Ударный индекс	/ В пределах нормы
Уд. периферич. сопротивление	/ В пределах нормы
Среднее артериальное давление	/ В пределах нормы
Минутная работа сердца	/ В пределах нормы
Ударная работа сердца	/ В пределах нормы

Врач функциональной диагностики : _____ Пилюгин А.И.

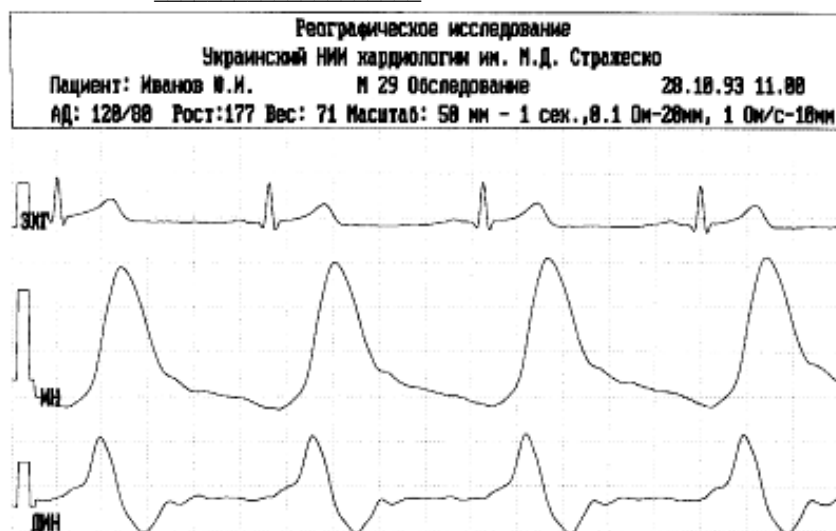


Рис. 1.6. Пример распечатки на принтере интегральной реографии

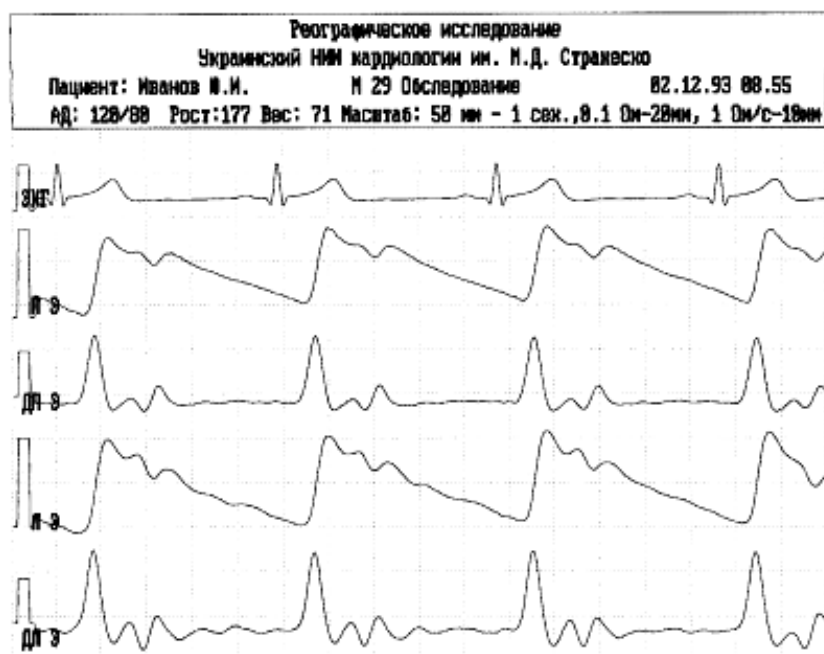


Рис. 1.7. Пример распечатки на принтере реоэнцефалографии

2. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ

2.1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

Исследования Йенского психиатра Ганса Бергера в области изучения биопотенциалов мозга имели точно такое же значение, как и работы Эйнтховена, открывшие новую эпоху в области электрокардиографии. Физиолог Кетон заметил, что при деятельности мозга наблюдаются электрические явления, открыл взаимосвязь явлений, нашел зависимость между деятельностью мозга и электрическими эффектами в нем, разработал методы применения электроэнцефалографии в области диагностики. Кривая, полученная и записанная от неповрежденного головного мозга, названа им электроэнцефалограммой (ЭЭГ).

Электроэнцефалография занимается регистрацией и оценкой биопотенциалов, возникающих при возбуждении мозговых клеток. Поскольку ЭЭГ представляет собой равнодействующую биопотенциалов многих миллиардов нервных клеток, образующих нервную систему, то оценка далеко не так проста. Чем больше отведений, с помощью которых получают ЭЭГ, тем полнее может быть оценка при сопоставлении многих кривых. Для этого применяют многоканальные (8-, 12-, 16- и даже 32-канальные) аппараты. Результат обследования будет еще более надежным, если сигналы, полученные от многих различных отведений, проанализирует ЭВМ.

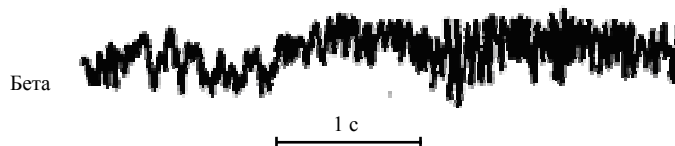
Бергер подметил, что ЭЭГ состоит из волн с различной амплитудой и частотой. Если пациент спокойно лежит с расслабленными мышцами в среде без раздражения с закрытыми глазами, но не спит, то в ЭЭГ доминирует синусообразная волна, особенно в кривой активного напряжения, отведённой от заднего и бокового участков черепа. Её называют альфа-ритмом. Характерный диапазон её частот 7,5...13 Гц. Амплитуда мозговых волн, отводимых с поверхности коры относительно референтного электрода, размещенного на мочке уха, может быть около 10 мВ. Напротив, запись ЭЭГ с головы накожными электродами имеет меньшую амплитуду (от 50 до 100 мкВ). Частота этих волн лежит в области от 0,5 до 100 Гц, причём их характер в значительной степени определяется активностью коры головного мозга. Волны ЭЭГ резко изменяются при переходах между состояниями бодрствования и сна. Как правило, в течение длительного времени мозговые волны нерегулярны, так что в них невозможно выделить какой-либо паттерн (характерный «узор»). Однако иногда в записи ЭЭГ появляются характерные и отчётливые волны. Некоторые из них связаны с определенными аномалиями мозга, подобными эпилепсии.



Альфа-волны – это ритмические осцилляции ЭЭГ, происходящие с частотой от 7,5 до 13 Гц. Они обнаруживаются почти у всех нормальных людей, когда их мозг находится в спокойном бодрствующем состоянии. Наибольшая интенсивность этих волн встречается в затылочной области, но их также можно зарегистрировать в теменной и лобной областях. Амплитуда альфа-волн составляет приблизительно 20...200 мкВ. Когда испытуемые спят, альфа-волны полностью исчезают. Если внимание бодрствующих людей сосредоточено на некоторой определённой умственной работе, то амплитуда альфа-волны у отдельных пациентов может быть в два раза больше.

Этот ритм исчезает тотчас же, как только пациент откроет глаза. Это явление называют альфа-торможением. Вместо исчезающего альфа-ритма появляются более частые беспорядочные волны, занимающие более широкий спектр частот. Альфа-ритм является наиболее характерным признаком ЭЭГ здорового человека, но у многих людей его вообще нет, и это отнюдь не свидетельствует о болезни или об отсутствии восприимчивости организма.

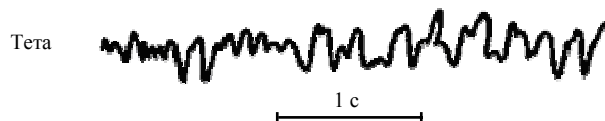
Другая характерная волна ЭЭГ – бета-ритм. Он наблюдается, главным образом, в сигналах, отведённых от лобной части черепа. Бета-ритм имеет более высокую частоту, чем альфа-ритм, но меньшую амплитуду и менее правильную форму кривой. Он проявляется не постоянно, а примерно через секундные отрезки времени. Каждый такой период называют бета-веретеном.



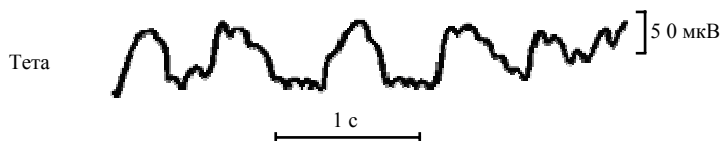
В норме частота бета-волн составляет от 6 до 30 Гц, но иногда (особенно во время интенсивной умственной деятельности) частота повышается до 50 Гц. Наиболее часто бета-волны встречаются в теменной и лобной областях головы. Их можно подразделить на два типа: бета I и бета II. Бета-волны первого типа имеют частоту, примерно вдвое превышающую частоту альфа-ритма. Как и альфа-ритм, эти волны исчезают и заменяются асинхронными низковольтными волнами при умственной деятельности. Напротив, бета-волны второго типа появляются во время интенсивной активно-

сти центральной нервной системы (ЦНС), характерной для стресса. Таким образом, один тип бета активности вызывается умственной активностью, в то время как другой тип этой активности тормозится ею.

С виска пациента можно отвести тета-волну, смешанную с альфа- и бета-ритмами. Полоса частот этого ритма ниже, чем у альфа-ритма. Различают ещё гамма- и дельта-волны. Они появляются, как правило, в патологических случаях.



Частота тета-волн составляет 4...7 Гц. Они встречаются в основном в теменной и височной областях у детей, но также могут появляться у некоторых взрослых при эмоциональном стрессе – особенно в периоды разочарования и расстройства. Например, их можно вызвать разочарованием человека, которому сначала позволили наслаждаться чем-то приятным, а затем внезапно устранили причину приятного переживания. Такой переход вызывает тета-ритм длительною около 20 с.



К дельта-волнам относят все осцилляции ЭЭГ, происходящие с частотой ниже 3,5 Гц. Иногда эти волны появляются повторно с периодом 2–3 с.

Их также можно наблюдать при глубоком сне у младенцев или при серьезных органических заболеваниях мозга. Дельта-волны могут возникать в пределах коры головного мозга независимо от активности более глубоких церебральных структур.

2.2. ИНФОРМАЦИОННАЯ НАПРАВЛЕННОСТЬ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

Особо важную роль ЭЭГ играет при ранней диагностике эпилепсии (при определении её различных типов). Это заболевание может быть вызвано небольшим кровоизлиянием в мозг, повреждением мозга. Узел, вызывающий эпилепсию, можно выявить с помощью ЭЭГ. Это имеет большое значение, например, при планировании оперативного вмешательства.

Другая важная область применения ЭЭГ – определение наличия и места расположения различных очаговых процессов в мозгу (опухолей, кровоизлияний). Над опухолью может возникнуть характерное «электрическое молчание», поскольку клетки, вытесненные очаговым процессом, не могут нормально функционировать. Изменения биопотенциалов мозга могут быть вызваны и токсическими воздействиями.

Было подмечено, что ЭЭГ отражает обеспечение мозга кислородом. В этом можно убедиться и на опыте. Если пациент дышит глубже и чаще, чем обычно, возрастает содержание кислорода в крови, поступающей в мозг, в результате меняется и ЭЭГ. Характерными изменениями сопровождается и гипоксия мозга (недостаток кислорода). Именно поэтому для контроля за состоянием пациента во время операции можно применять ЭЭГ. Такой метод особенно ценен, когда во время операции нельзя прибегнуть к электрокардиографическому анализу, например при операции на сердце. В таких случаях ЭЭГ информирует врача о состоянии мозга больного.

В последнее время чаще стали пользоваться ЭЭГ для решения вопроса о том, наступила или нет биологическая смерть. С распространением методов реанимации прекращение деятельности сердца (так называемая клиническая смерть) не обязательно означает смерть биологическую. Если ЭЭГ пациента, оказавшегося в состоянии клинической смерти, ещё даёт информацию, т.е. остановка деятельности мозга еще не наступила (о чём в ЭЭГ свидетельствует «электрическое молчание»), значит, есть надежда на оживление организма без особых для него последствий. Установление биологической смерти имеет и важное юридическое значение, например при пересадке органов, когда надо быстро решить, можно ли уже считать донора мертвым. При наблюдении за таким пациентом нет нужды в многоканальном клиническом электроэнцефалографе и чаще всего можно вообще отказаться от регистрации. В таких случаях применяют электроэнцефалоскоп, с помощью которого можно наблюдать за мозговой деятельностью пациента.

С помощью ЭЭГ можно оценить и глубину сна. Если пациент устал, в ЭЭГ появляются медленные волны с большой амплитудой. Когда пациент засыпает, сразу исчезает альфа-ритм, кривая имеет меньшую амплитуду, становится более вытянутой.

Поскольку ЭЭГ фиксирует состояние бодрствования, состояние «мозговой готовности», метод можно успешно использовать для наблюдения за способностью человека концентрировать своё внимание на определённых вещах. Например, в самолётах, имеющих большую скорость, в космических кораблях перед выполнением важных маневров необходи-

мо, чтобы пилот был максимально внимателен. В таких случаях ведётся постоянное наблюдение за его ЭЭГ и при ослаблении внимания предупреждают летчика или станцию слежения о возможной опасности сна. Разумеется, принимаются соответствующие меры (пациента надо освежить, дать ему принять медикаменты, разбудить его сменщика и т.д.).

На параметры вызванных потенциалов длинных нервных путей существенным образом влияют следующие факторы:

- геометрия нервных трактов (в частности, наличие изгибов);
- электрическое сопротивление окружающего объёмного проводника, определяемое его геометрией и удельным сопротивлением.

Нейрональные генераторы не являются простыми одномерными диполями. Любой источник, способный проявить себя в записи ЭЭГ, представляет собой небольшой участок коры с синхронно работающими нейронами. Такой источник вовсе не одномерный диполь, а поляризованная кривая поверхность в трёхмерном пространстве. В том случае, если эта поверхность мала, её все-таки можно представить в виде векторной суммы многих распределённых по объёму электрических диполей. Поскольку протяжённый участок коры головного мозга может быть весьма искривлён и даже иметь извилины, то в этом случае эквивалентный диполь представляется весьма сложной векторной суммой.

Следует помнить и о том, что при наличии множества распределённых в пространстве электрических генераторов имеется бесконечное число комбинаций, которые вызывают одно и то же распределение поверхностных потенциалов. Другими словами, запись ЭЭГ не всегда способна определить точное положение и мощность нейрональных генераторов.

Таким образом, вычисление параметров эквивалентного диполя электрической активности мозга имеет практическое значение только тогда, когда источники ЭЭГ являются «точечными».

При измерении ЭЭГ накожными головными электродами значительный интерес представляет определение внутричерепного расположения источников *поверхностных потенциалов головы*. В общем виде неоднозначность этой *обратной* задачи хорошо известна, так как различная конфигурация пространственных источников может приводить к одному и тому же распределению потенциалов на окружающей их поверхности. Для приблизительного решения обратной задачи применяют следующую стратегию:

1. Выбрать модель (например, эксцентрический диполь в однородной сферической проводящей среде с квазистатическим электрическим полем).

2. Решить *прямую задачу*: вычислить распределение потенциала на поверхности шара, зная параметры эксцентрического диполя.

3. Сравнить теоретически полученное распределение потенциалов с реальным распределением, измеренным с помощью ЭЭГ. Вычислить среднеквадратичную разность двух распределений для всех электродов (функционал ошибок). При этом такое вычисление следует провести для каждого момента времени.

4. Для каждого момента времени запустить вычислительный процесс, в ходе которого компьютер по заданному алгоритму изменяет параметры модели (в нашем примере следует изменять расположение диполя и его векторный дипольный момент). Для каждого нового положения вычислить функционал ошибок. Цель заключается в минимизации этого функционала, т.е. в максимальном приближении теоретического и экспериментального распределений поверхностного потенциала. Имеются специальные методы построения алгоритма подбора параметров модели, который постепенно приводит к построению модели с наилучшим приближением к экспериментальным данным.

Получив минимальный функционал ошибки (т.е. наилучшие параметры модели) для одного момента времени, повторяют расчёты для очередного момента времени. В результате такого моделирования получают координаты источника волн ЭЭГ внутри мозга, а также определяют изменение его активности во времени.

Усреднённые сенсорные вызванные потенциалы возникают не только при электрическом раздражении соматических нервов, но и в ответ на кратковременные звуковые «щелчки» или вспышки света. Соответственно, они называются *слуховыми* (СВП) и *зрительными* (ЗВП) *вызванными потенциалами*.

2.3. УСТАНОВКА ЭЛЕКТРОДОВ

Определение. Электроэнцефалография представляет собой метод исследования электрической активности нервных клеток головного мозга. Электрическую активность мозга записывают тремя типами электродов – накожными (головными), кортикальными (с коры головного мозга) и погружными (для отведения сигналов глубинных структур мозга).

Для введения в нервную ткань мозга применяют тонкие изолированные игольчатые электроды разнообразной конструкции. В этом случае отведение называется *глубинным*. Удивительно, что погружение небольших электродов в мозг не вызывает в нём заметных функциональных повреждений. Каким бы образом ни была записана ЭЭГ – от скальпа, коры головного мозга или его глубинных структур – записанная колебательная активность всегда представляет собой алгебраическую сумму потенциалов различных нейрональных генераторов тока в объёмном проводнике.

При регистрации ЭЭГ следует уделить особое внимание установке электродов. Они должны быть маленькими и легко закрепляемыми на голове при минимальном ущербе для волос. Кроме того, оставаясь в течение длительного времени на голове пациента, электроды не должны вызывать дискомфорт. Медсёстры обрабатывают кожу головы, обезжиривают область регистрации, протирают её спиртом, намазывают проводящей пастой и приклеивают хлорсеребряные электроды специальным гелем или же фиксируют их резиновыми ремнями.

Обычно ЭЭГ регистрируют в состоянии покоя у бодрствующих пациентов, лежащих на кровати (или полулежащих в кресле) с закрытыми глазами. У пациентов, расположенных подобным способом, артефакты от движения электродов и другие электрические помехи значительно уменьшаются. Мышечная активность лица, шеи, ушей и т.п. является самой неприятной и практически неуловимой помехой, загрязняющей сигнал ЭЭГ при регистрации спонтанной активности мозга или *вызванного ответа*, возникающего при стимуляции сенсорных входов.

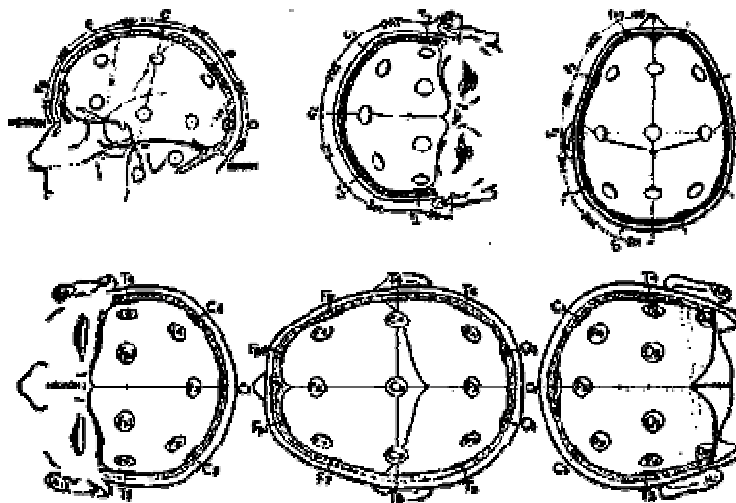


Рис. 2.1. Стандартное размещение 10 – 20 электродов для регистрации ЭЭГ

При установке накожных электродов, предназначенных для мониторинга ЭЭГ, руководствуются системой 10 – 20 отведений, рекомендуемой Международным обществом по изучению ЭЭГ. По этой системе, электроды размещают по специальным анатомическим меткам. Для записи ЭЭГ применяют дифференциальный усилитель (имеет два входа и отдельный земляной электрод). С его помощью регистрируют разность потенциалов между любой парой электродов (биполярное отведение), между земляным и одним – монополярным.

При регистрации биопотенциалов мозга применяются как монополярные, так и биполярные отведения. В качестве индифферентной точки для монополярных отведений используется обычно мочка уха.

3. ЭЛЕКТРО- И ВЕКТОРКАРДИОГРАФИЯ

3.1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРО- И ВЕКТОРКАРДИОГРАФИИ

Особенностью современных систем мониторинга является применение технических средств, позволяющих получать результаты измерений физиологических показателей в готовом для диагностики состояния пациента виде. Создание таких средств требует от разработчика аппаратуры глубокого понимания медицинских проблем клинического мониторинга, позволяющего получить требуемую диагностическую информацию и представить её на языке медицины.

3.1.1. Биоэлектрические явления в сердечной мышце

Возникновение электрических потенциалов в сердечной мышце связано с движением ионов через клеточную мембрану. Основную роль при этом играют катионы натрия и калия.

В покое наружная поверхность клетки миокарда заряжена положительно вследствие преобладания там катионов натрия, внутренняя поверхность клеточной мембраны имеет отрицательный заряд вследствие преобладания внутри клетки анионов (Cl^- , HCO_3^- и др.). Такое состояние мембраны невозбуждённой клетки называется её статической поляризацией. В этих условиях клетка поляризована, при регистрации электрических процессов с помощью наружных электродов разности потенциалов не будет. Однако, если в этот период ввести микроэлектрод внутрь клетки, то зарегистрируется так называемый потенциал покоя, достигающий 90 мВ.

Под воздействием внешнего электрического импульса клеточная мембрана становится проницаемой для катионов натрия, которые устремляются внутрь клетки (вследствие разности внутри- и внеклеточной концентрации) и переносят туда свой положительный заряд. Наружная поверхность данного участка приобретает отрицательный заряд вследствие преобладания там анионов. При этом появляется разность потенциалов между положительным и отрицательным участками поверхности клетки, и регистрирующий прибор зафиксирует отклонение от изоэлектрической линии. Этот процесс носит название деполяризации и связан с потенциалом действия.

Вскоре вся наружная поверхность клетки приобретает отрицательный заряд, а внутренняя – положительный, т.е. произойдет обратная поляризация. Регистрируемая кривая при этом вернется к изоэлектрической линии. В конце периода возбуждения клеточная мембрана становится менее проницаемой для катионов натрия, но более проницаемой для катионов калия; последние устремляются из клетки (вследствие разности вне- и внутриклеточной концентрации). Выход калия из клетки преобладает над поступлением натрия в клетку, поэтому наружная поверхность мембраны снова постепенно приобретает положительный заряд, а внутренняя – отрицательный. Этот процесс носит название реполяризации. Регистрирующий прибор вновь зафиксирует отклонение кривой, но в другую сторону (так как положительный и отрицательный полюсы клетки поменялись местами) и меньшей амплитуды (так как поток ионов калия движется медленнее). Описанные процессы происходят во время систолы. Когда вся наружная поверхность вновь приобретает положительный заряд, а внутренняя – отрицательный, снова будет зафиксирована изоэлектрическая линия, что соответствует диастоле. Во время диастолы происходит медленное обратное движение ионов калия и натрия, которое мало влияет на заряд клетки, поскольку ионы натрия выходят из клетки, а ионы калия входят в неё одновременно и эти процессы уравнивают друг друга. Описанные процессы относятся к возбуждению единичного волокна миокарда. Возникающий при деполяризации импульс вызывает возбуждение соседних участков миокарда, оно постепенно охватывает весь миокард, развиваясь по типу цепной реакции.

3.1.2. Дипольная концепция электрической активности сердца

Генез нормальной ЭКГ, происхождение и характер её патологических изменений наиболее наглядно объясняет векторная теория сердечного диполя. Электрические явления, связанные с деятельностью всего сердца, принято рассматривать на примере отдельного мышечного волокна (рис. 3.1).

Это допустимо, поскольку электрические процессы, происходящие в миокардиальной клетке и в сердце в целом имеют общие закономерности. В состоянии покоя наружная поверхность клеточной мембраны мышечного волокна заряжена положительно (+). При возбуждении наружная поверхность деполяризованного участка изменяет заряд на отрицательный (-). Реполяризация мышечной клетки сопровождается восстановлением (+) зарядов на её поверхности.

Процесс распространения по мышечному волокну волны деполяризации, как и волны реполяризации, схематически можно представить в виде перемещения двойного слоя зарядов, расположенных на границе возбуждённых, заряженных (-) и невозбуждённых, заряженных (+) участков волокна. Эти заряды равны по абсолютной величине, противоположны по знаку и находятся на бесконечно малом расстоянии друг от друга. Такая система, состоящая из двух равных по величине, но противоположных по знаку зарядов, называется диполем. Положительный полюс диполя всегда обращён в сторону невозбуждённого, а отрицательный полюс – в сторону возбуждённого участка мышечного волокна. Диполь может послужить моделью электрической активности отдельного мышечного волокна, которое обозначают как элементарный диполь.

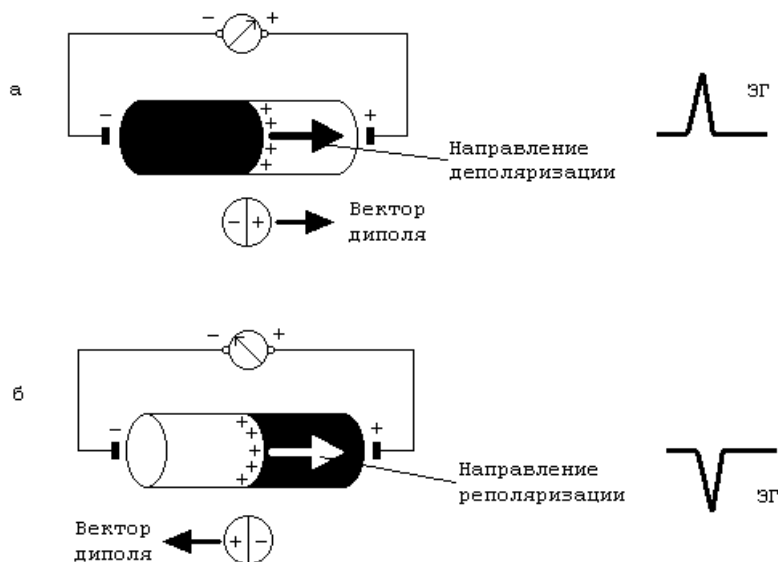


Рис. 3.1. Направление вектора сердечного диполя при деполяризации (а) и реполяризации (б) одиночного мышечного волокна

Элементарный диполь характеризуется разностью потенциалов и является источником элементарной электродвижущей силы (ЭДС). ЭДС как векторную величину характеризуют абсолютное значение и направление. В электрокардиографии принята положительная полярность вектора, т.е. направление от (-) к (+). На поверхности невозбуждённого мышечного волокна разность потенциалов отсутствует – регистрирующий прибор фиксирует изолинию. При появлении возбуждения на границе возбуждённых и невозбуждённых участков появляется диполь, который вместе с волной возбуждения перемещается по мышечному волокну. Между возбуждёнными и оставшимися на данный момент в состоянии покоя участками поверхности миокардиального волокна возникает разность потенциалов.

Если электрод, соединённый с положительным полюсом регистрирующего прибора (активный), обращен к (+) полюсу диполя, т.е. вектор ЭДС направлен к этому электроду, то регистрируется отклонение кривой вверх или положительный зубец. В случае, когда активный электрод обращён к отрицательному заряду диполя, т.е. вектор ЭДС направлен от этого электрода, возникает отклонение кривой вниз или отрицательный зубец.

В каждый момент сердечного цикла в состоянии возбуждения оказывается множество мышечных волокон, которые представляют собой элементарные диполи. При одновременном существовании нескольких диполей их ЭДС взаимодействует по закону сложения векторов, образуя суммарную ЭДС. Таким образом, при определённых допущениях сердце можно рассматривать как один точечный источник тока – суммарный единый сердечный диполь, продуцирующий суммарную ЭДС. Следовательно, основные закономерности формирования электрограммы, присущие одиночному мышечному волокну, остаются справедливыми и для формирования ЭКГ сердца как единого сердечного диполя.

При строго последовательном распространении возбуждения по миокарду, когда на разных этапах этого процесса вовлеченными в состояние возбуждения оказываются различные, но определённые по локализации участки сердца и разные по величине мышечные массы, суммарная ЭДС последовательно и закономерно изменяется по величине и направлению. Каждому отдельному моменту сердечного цикла соответствует своя суммарная моментная ЭДС.

3.1.3. Проводящая система сердца

Основную массу сердца составляет миокард. Его образуют отдельные мышечные волокна, соединённые последовательно с помощью вставочных дисков – нексусов, обладающих незначительным электрическим сопротивлением и тем самым обеспечивающих функциональное единство миокарда. Кроме сократительных волокон в миокарде имеется особая система мышечных единиц, способных к генерации спонтанной ритмической активности, распространению возбуждения по всем мышечным слоям и координации последовательности сокращения камер сердца. Эти специализированные мышечные волокна образуют проводящую систему сердца.

Проводящая система сердца включает в себя:

1. Синоатриальный (синусно-предсердный, синусовый, Ашоффа-Товара) узел – центр автоматизма (пейсмейкер) первого порядка, расположенный в месте впадения полых вен в правое предсердие. Он генерирует 60...80 импульсов в минуту.

2. Межузловые проводящие тракты Брахмана, Векенбаха и Тореля.

3. Атриовентрикулярный (предсердно-желудочковый) узел, расположенный справа от межпредсердной перегородки рядом с устьем коронарного синуса (вдаваясь в перегородку между предсердиями и желудочками), и атриовентрикулярное соединение (место перехода АВ-узла в пучок Гиса). Они являются пейсмейкерами второго порядка и генерируют 40 – 50 импульсов в минуту.

4. Пучок Гиса, берущий начало от АВ-узла и образующий две ножки, и волокна Пуркинье – пейсмейкеры третьего порядка. Они вырабатывают около 20 импульсов в минуту.

Сокращение сердечной мышцы называется систолой, а её расслабление – диастолой. Систола и диастола чётко согласованы во времени и вместе составляют сердечный цикл, общая продолжительность которого составляет 0,6 – 0,8 с. Сердечный цикл имеет три фазы: систола предсердий, систола желудочков и диастола.

Началом каждого цикла считается систола предсердий, длящаяся 0,1 с. При этом волна возбуждения, генерируемая синоатриальным узлом, распространяется по сократительному миокарду предсердий (сначала правого, затем обоих и на заключительном этапе – левого), по межпредсердному пучку Бахмана и межузловым специализированным трактам (Бахмана, Венкебаха, Тореля) к атриовентрикулярному узлу. Основное направление движения волны деполяризации предсердий (суммарного вектора) – вниз и влево. Скорость распространения возбуждения составляет 1 м/с. Далее поток возбуждения достигает атриовентрикулярного (АВ) узла. Возбуждение через него может проходить только в одном направлении, ретроградное проведение импульса невозможно. Так достигаются направленность движения процесса возбуждения и, как следствие, координированность работы желудочков и предсердий. При прохождении через АВ-узел импульсы задерживаются на 0,02 – 0,04 с, скорость распространения возбуждения при этом составляет не более 2 – 5 см/с. Функциональное значение этого явления состоит в том, что за время задержки успевает завершиться систола предсердий и их волокна будут находиться в фазе рефрактерности.

По окончании систолы предсердий начинается систола желудочков, длительность которой 0,3 с. Волна возбуждения, пройдя АВ-узел, быстро распространяется по внутрижелудочковой проводящей системе. Она состоит из пучка Гиса (предсердно-желудочкового пучка), ножек (ветвей) пучка Гиса и волокон Пуркинье. Пучок Гиса делится на правую и левую ножки. Левая ножка вблизи от основного ствола пучка Гиса разделяется на два разветвления: передне-верхнее и задне-нижнее. В ряде случаев имеется третья, срединная ветвь. Конечные разветвления внутрижелудочковой проводящей системы представлены волокнами Пуркинье. Они располагаются преимущественно субэндокардиально и непосредственно связаны с сократительным миокардом. Скорость распространения возбуждения по пучку Гиса составляет 1 м/с, по его ветвям – 2–3 м/с, а по волокнам Пуркинье – до 3–4 м/с. Большая скорость способствует почти одновременному охвату желудочков волной возбуждения. Возбуждение идёт от эндокарда к эпикарду. Суммарный вектор деполяризации правого желудочка направлен вправо и вперед. После вступления в процесс возбуждения левого желудочка суммарный вектор

сердца начинает отклоняться вниз и влево, а затем по мере охвата всё большей массы миокарда левого желудочка он отклоняется всё больше влево.

После систолы желудочков миокард желудочков начинает расслабляться и наступает диастола (реполяризация) всего сердца, которая продолжается до следующей систолы предсердий. Суммарный вектор реполяризации имеет то же направление, что и вектор деполяризации желудочков.

Из вышесказанного следует, что в процессе сердечного цикла суммарный вектор, постоянно изменяясь по величине и ориентации, большую часть времени направляет сверху и справа вниз и влево.

Проводящая система сердца обладает функциями автоматизма, возбудимости и проводимости.

1. Автоматизм – способность сердца вырабатывать электрические импульсы, вызывающие возбуждение. В норме наибольшим автоматизмом обладает синусовый узел.

2. Проводимость – способность проводить импульсы от места их возникновения до миокарда. В норме импульсы проводятся от синусового узла к мышце предсердий и желудочков.

3. Возбудимость – способность сердца возбуждаться под влиянием импульсов. Функцией возбудимости обладают клетки проводящей системы и сократительного миокарда.

Важными электрофизиологическими процессами являются рефрактерность и аберрантность.

Рефрактерность – это невозможность клеток миокарда снова активизироваться при возникновении дополнительного импульса. Различают абсолютную и относительную рефрактерность. Во время относительного рефрактерного периода сердце сохраняет способность к возбуждению, если сила поступающего импульса сильнее, чем обычно. Абсолютный рефрактерный период соответствует комплексу QRS и сегменту RS–T, относительный – зубцу T. Во время диастолы рефрактерность отсутствует.

Аберрантность – это патологическое проведение импульса по предсердиям и желудочкам. Аберрантное проведение возникает в тех случаях, когда импульс, чаще поступающий в желудочки, застаёт проводящую систему в состоянии рефрактерности.

Таким образом, электрокардиография позволяет изучать функции автоматизма, возбудимости, проводимости, рефрактерности и аберрантности. О сократительной функции по электрокардиограмме можно получить лишь косвенное представление.

3.1.4. Понятие об электрической оси сердца

Сердце имеет так называемую электрическую ось, представляющую собой направление распространения процесса деполяризации в сердце. Электрическая ось сердца определяется состоянием пучка Гиса и мышцы желудочка и до некоторой степени анатомической позицией сердца. Последнее особенно важно для определения электрической оси здорового сердца.

Электрическая ось в норме направлена от основания к верхушке почти параллельно анатомической оси сердца. Ее направление зависит в основном от следующих факторов: положения сердца в грудной клетке, соотношения массы миокарда желудочков, нарушения проведения импульса к желудочкам и очаговых поражений миокарда. В настоящее время большинство авторов выделяет пять вариантов положения электрической оси сердца, определяемых во фронтальной плоскости: нормальное, вертикальное, отклонение вправо, горизонтальное и отклонение влево. Все эти варианты могут быть выражены количественно в градусах угла α (рис. 3.2).

При нормальном положении электрической оси сердца угол α находится в пределах от $+30^\circ$ до $+70^\circ$. При вертикальном положении электрической оси, обусловленном небольшим поворотом его вправо, угол α находится в пределах от $+70^\circ$ до $+90^\circ$. Более значительный поворот электрической оси вправо с углом α от $+90^\circ$ до $+180^\circ$ называется отклонением оси сердца вправо. Значительное отклонение оси сердца вправо обычно встречается при патологии. Оно может наблюдаться при вертикальном положении сердца, блокаде правой ножки пучка Гиса, гипертрофии правого желудочка, инфаркте передней стенки, декстрокардии, смещении вниз диафрагмы (при эмфиземе легких, инспирации).

При горизонтальном положении электрической оси сердца угол α колеблется в пределах от $+30^\circ$ до 0° . Отклонением электрической оси влево считается такое её положение, когда угол α становится отрицательным (когда средний вектор находится между 0° и -90°). Заметное отклонение оси влево обычно встречается при патологии. Оно может быть результатом горизонтального положения сердца, блокады левой ножки пучка Гиса, синдрома преждевременного возбуждения желудочков, гипертрофии левого желудочка, верхушечного инфаркта миокарда, кардиомиопатии, некоторых врождённых заболеваний сердца, смещения вверх диафрагмы (при беременности, асциты, внутрибрюшных опухолях).

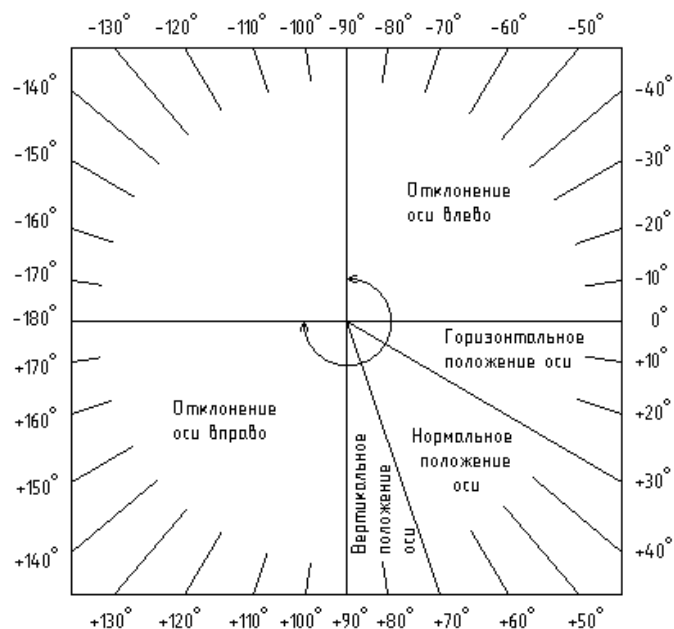


Рис. 3.2. Варианты положения электрической оси сердца, выраженные в градусах угла α

3.2. ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ МЕТОДА ВЕКТОРКАРДИОГРАФИИ

Векторкардиография представляет собой метод пространственного динамического исследования электрического поля сердца в процессе кардиоцикла. В основе метода лежит принцип получения пространственной фигуры, являющейся графическим изображением изменений величины и направления электродвижущей силы в течение всего сердечного цикла. Известно, что при возбуждении мышцы сердца во все моменты сердечного цикла образуется значительное количество разнонаправленных моментных векторов, оценка каждого из которых невозможна. Это дало основание интегрировать их и при анализе оперировать понятием результирующего вектора сердца, являющегося суммой элементарных векторов каждого момента электрической активности миокарда. В процессе периодов возбуждения и восстановления сердечного цикла измеряют величину и направление результирующего вектора сердца, описывающего в пространстве из предполагаемого центра сердца кривую, названную векторкардиограммой (ВКГ).

В векторкардиографии принята своя система координат, для перехода к которой от обычной декартовой системы координат следует учитывать, что $X = -x$, $Y = -z$, $Z = -y$ (рис. 3.3).

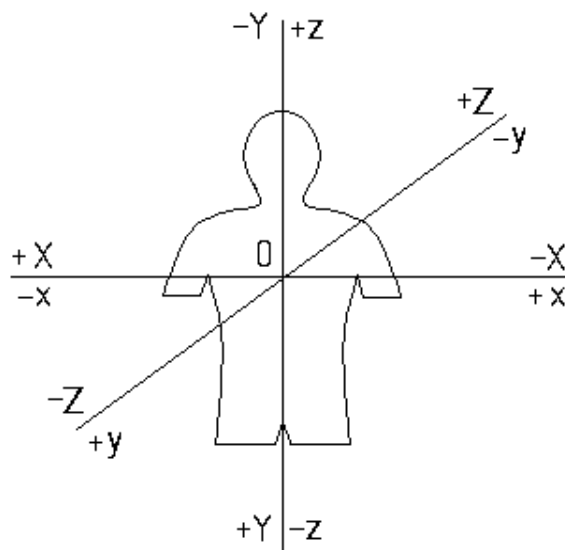


Рис. 3.3. Декартова система координат xyz и XYZ , используемая в векторном и топографическом анализе ВКГ

Три плоскости XZ , XY , и YZ , образованные этими осями координат, представляются как горизонтальная, фронтальная и сагиттальная плоскости, соответственно.

Существуют два способа представления векторкардиограммы: скалярное и векторное.

3.2.1. Скалярное представление векторкардиограммы

Скалярное представление ВКГ вполне соответствует общепринятому представлению стандартной электрокардиограммы (ЭКГ) в двенадцати отведениях – измеренные сигналы изображаются в виде кривых изменения потенциала во времени для каждого отведения. Основные элементы каждой кривой ВКГ также аналогичны элементам стандартной ЭКГ. На рис. 3.4 представлено упрощённое изображение скалярной ВКГ в одном отведении, содержащее все типичные элементы.

Наибольшее по амплитуде, относительно быстрое отклонение, отражающее процесс деполяризации желудочков сердца, называют комплексом QRS. Комплекс QRS, или желудочковый комплекс, отражает деполяризацию желудочков. Продолжительность его от начала зубца Q до начала зубца S не превышает 0,1 с, и чаще всего равна 0,06 или 0,08 с. Измерение его производится в том отведении, где ширина его наибольшая.

За комплексом QRS следует пологий или почти горизонтальный участок – сегмент S-T, соответствующий началу реполяризации желудочков, который переходит в отклонение, соответствующее конечной, быстрой реполяризации желудочков – зубец T.

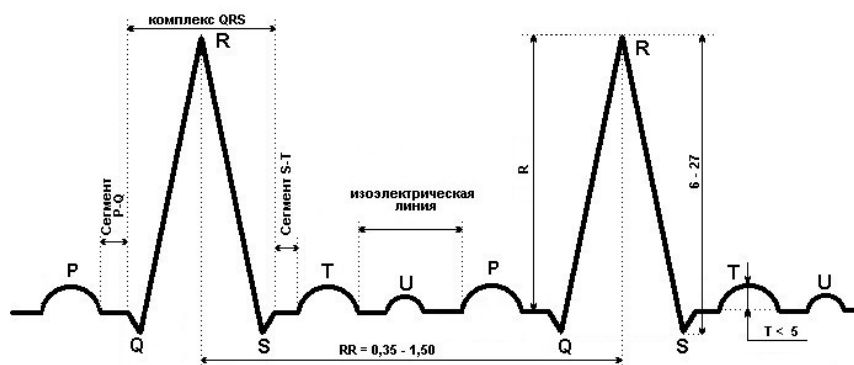


Рис. 3.4. Типичный кардиоцикл скалярной ортогональной электрокардиограммы в отведении X

После зубца T в некоторых случаях удается зарегистрировать зубец U. Происхождение его до сих пор не совсем выяснено. Есть основание считать, что он связан с реполяризацией волокон проводящей системы. Он возникает через 0,04 с после зубца T.

Перед комплексом QRS обычно наблюдается отклонение, которое имеет ровную округлую форму, характеризующее процесс деполяризации предсердий и называемое зубцом P.

Горизонтальный участок кардиограммы между зубцом T (или U) одного из кардиоциклов и зубцом P последующего кардиоцикла обычно используется в качестве истинной изолинии, относительно которой можно измерять значения всех представляющих интерес отклонений. Основные измеряемые параметры скалярной ВКГ – это амплитуда и длительность каждого зубца, а также длительность некоторых характерных комплексов и участков, которые могут включать несколько зубцов и промежутков между ними.

Интервал PQ отражает время, необходимое для деполяризации предсердий и проведения импульса по атриовентрикулярному (АВ) соединению, его называют предсердно-желудочковый интервал. Его измеряют от начала зубца P до начала желудочкового комплекса – зубца Q или зубца R при его отсутствии. В норме продолжительность интервала P–Q колеблется от 0,12 до 0,20 с и зависит от частоты сердечных сокращений, пола и возраста исследуемого. Увеличение интервала P–Q характеризуется как нарушение АВ-проводимости.

3.2.2. Векторное представление векторкардиограммы

Векторкардиограмма как в норме, так и при патологии состоит из следующих элементов (рис. 3.5):

1. Изоэлектрическая (нулевая) точка.
2. Петля P, являющаяся отражением процессов возбуждения миокарда предсердий, на скалярной ЭКГ ей соответствует зубец P.
3. Петля QRS, являющаяся отражением возбуждения миокарда желудочков, на скалярной ЭКГ ей соответствует комплекс QRS:
 - начальное отклонение, соответствующее по времени появлению зубца Q на скалярной ЭКГ;
 - тело петли, в котором принято различать нисходящую (центробежную) и восходящую (центростремительную) части;
 - конечное отклонение, соответствующее по времени появлению зубца S на скалярной ЭКГ.
4. Петля T, являющаяся отражением процесса восстановления (реполяризации) миокарда желудочков. На ЭКГ ей соответствует зубец T.

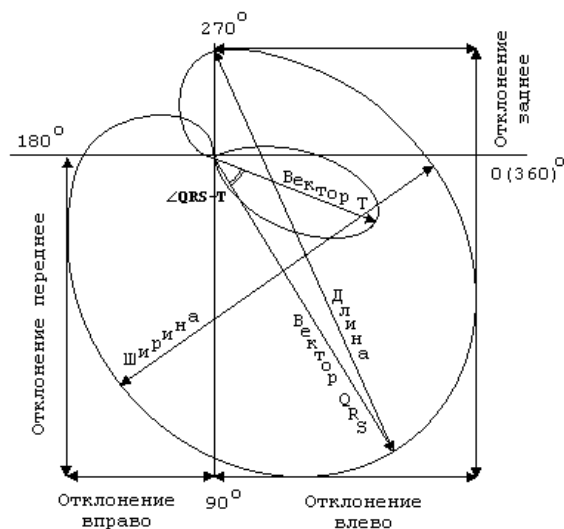


Рис. 3.5. Векторная петля на плоскости и её основные параметры

Интервалы P-Q, S-T, T-P на ВКГ не видны, так как в моменты, соответствующие отсутствию разности потенциалов, конец вектора сердца возвращается в нулевую точку.

При анализе ВКГ определяют плоскостные и пространственные показатели динамики электрического поля сердца человека.

При анализе плоскостных показателей векторной петли рассматривают проекции петель на координатные плоскости. При анализе векторной петли в каждой плоскости определяют:

- длину и ширину петли QRS и их соотношение;
- отклонение вперед, назад, влево и вправо и их отношения в вертикальной, горизонтальной и сагиттальной плоскостях;
- величину и направление максимального вектора петель QRS и T;
- величину и направление моментных векторов (обычно моментные векторы определяются через каждые 0,01 с);
- угол расхождения между направлением максимальных векторов QRS и T ($\angle QRS-T$);
- площади петель QRS и T;
- вектор полуплощади (вектор, который делит ВКГ-петлю на две части, равные по площади);
- время переднего и заднего отклонения петли QRS в горизонтальной и сагиттальной плоскостях, верхнего и нижнего отклонения во фронтальной плоскости;
- направление вращения петель QRS и T при формировании петель.

При анализе пространственных показателей ВКГ определяют:

- максимальный модуль вектора в каждом из восьми октантов векторкардиографической системы координат;
- интервалы времени пребывания вектора в определённых октантах;
- степень отклонения формы ВКГ-петли от плоской, или её изогнутости;
- пространственную скорость конца вектора сердца и угловую скорость вектора;
- скорость изменения площади поверхности, ометаемой вектором;
- истинную площадь пространственной ВКГ-петли.

Векторкардиографическое исследование проводится по следующим показаниям:

- ранняя диагностика гипертрофии миокарда желудочков и предсердий;
- диагностика гипертрофии желудочка на фоне блокады правой ножки пучка Гиса;
- диагностика комбинированной гипертрофии желудочков;
- наличие полифазных комплексов QRS в правых грудных отведениях;
- инфаркты миокарда задней локализации;
- мало измененная или нетипично измененная ЭКГ при несомненном заболевании сердца;
- трудно интерпретируемые изменения предсердного и желудочкового комплексов ЭКГ.

В табл. 3.1 и 3.2 приведены показатели ВКГ здоровых лиц, полученные Франком.

3.1. Плоскостные показатели ВКГ (на основании исследования 100 здоровых)

Наименование значений	Горизонтальная плоскость	Фронтальная плоскость	Сагиттальная плоскость
Максимальный вектор петли QRS, мВ	$1,12 \pm 0,21$	$1,18 \pm 0,15$	$1,16 \pm 0,12$
Направление, градус	335 ± 30	$42,3 \pm 7,2$	$5,35 \pm 22,3$

Максимальный вектор петли Т, мВ	$0,58 \pm 0,18$	$0,46 \pm 0,11$	$0,52 \pm 0,12$
Направление, градус	$52 \pm 12,5$	$36,2 \pm 10,1$	$146,3 \pm 30,2$
Моментные векторы, градус			
0,01 с	120 ± 41	152 ± 72	192 ± 50
0,02 с	54 ± 25	40 ± 53	150 ± 38
0,03 с	12 ± 12	36 ± 12	146 ± 22
0,04 с	355 ± 20	46 ± 18	92 ± 16

3.2. Пространственные показатели ВКГ (на основании 100 здоровых)

Наименование значений	Величины
Максимальный пространственный вектор петли QRS, мВ	$1,42 \pm 0,25$
Максимальный пространственный вектор петли Т, мВ	$0,58 \pm 0,22$
Пространственный угол QRS–Т, градус	$68,7 \pm 24,6$
Азимут, градус	$392,4 \pm 35,3$
Угол подъёма, градус	$50,4 \pm 16,2$

3.3. ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ЛИНЕЙНОГО СИНТЕЗА СТАНДАРТНЫХ ОТВЕДЕНИЙ ИЗ ОРТОГОНАЛЬНЫХ ОТВЕДЕНИЙ ВЕКТОРКАРДИОГРАФИИ

С распространением автоматического анализа ЭКГ очень актуальным становится вопрос уменьшения числа отведений. Для этой цели хорошо подходит методика их восстановления.

Проведём математическое моделирование процесса векторкардиографии. Дипольный эквивалентный электрический генератор сердца (ДЭЭГС) в процессе электрической систолы описывается колебательным контуром. Этот контур включает в себя активное, индуктивное и ёмкостное сопротивления, а также источник с ЭДС, изменяющейся по закону, который соответствует закону изменения потенциала водителя ритма (рис. 3.6).

Рассмотрим работу ДЭЭГС в процессе электрической систолы. Будем считать, что сердце обладает активным сопротивлением R , индуктивностью L , и ёмкостью C . Так как обычно при диагностике исследуются измерения проекций интегрального электрического вектора (ИЭВ) на выделенные плоскости, рассмотрим в качестве модели ДЭЭГС три взаимно перпендикулярных колебательных контура, расположенных во фронтальной, горизонтальной и сагиттальной плоскостях (рис. 3.7).

ЭДС E во всех контурах одинаковы. Для желудочков непосредственным водителем ритма является атриовентрикулярный узел. Так как в процессе кардиоцикла происходит изменение ёмкости C , связанной с циклической частотой, то электрические колебания в ДЭЭГС носят параметрический характер.

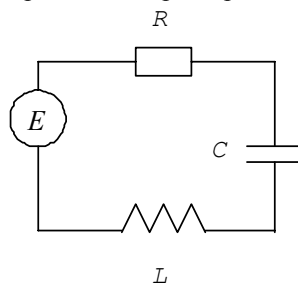


Рис. 3.6. Колебательный контур

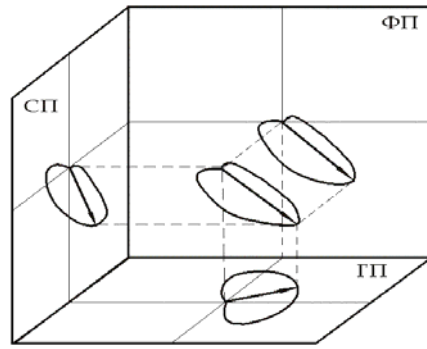


Рис. 3.7. Схема дипольного эквивалентного электрического генератора сердца

Любой плоскости зависимость дипольного момента D ИЭВ от угла поворота Θ определяется дифференциальным уравнением

$$\frac{d^2 D}{d\Theta^2} + D = C_1, \quad (3.1)$$

где C_1 – постоянная величина.

Решением этого уравнения является зависимость вектора дипольного момента от угла поворота и времени, которое удобно записать в виде:

$$D = A \sin^2(\Theta + \varphi)/2 + B \cos^2(\Theta + \varphi)/2. \quad (3.2)$$

В формуле (3.2) A и B – постоянные интегрирования, так что $C_1 = (A + B)/2$. Угол φ – это угол наклона электрической оси сердца (ЭО) или оси петель вектор-электрокардиограммы. На рис. 3.8 показана векторкардиограмма петель SQR и T, построенная по формуле (3.2).

Угол φ принят равным 2,3 рад, что примерно соответствует норме. Положительным считается направление против часовой стрелки.

Проектируя на линию отведения петли (рис. 3.8) на горизонтальное направление – отведение X векторкардиограммы, можно построить линейную векторкардиограмму по формуле:

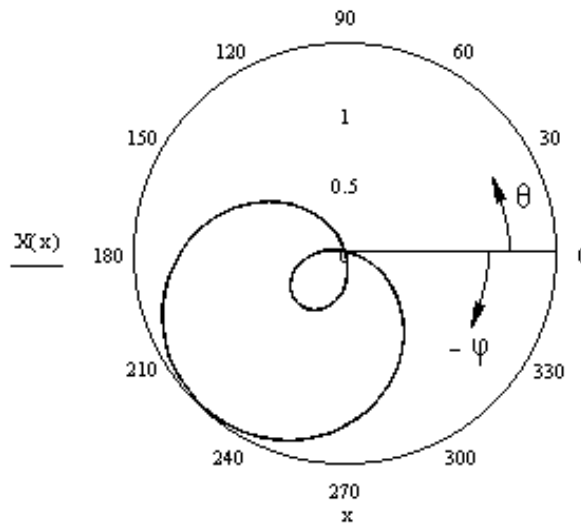


Рис. 3.8. Векторкардиограмма в полярных координатах

$$U_X = kD \cos \Theta = \left(R \frac{\cos^2(\Theta + \varphi)/2}{\cos^2} - T \frac{\sin^2(\Theta + \varphi)/2}{\cos^2} \right) \cos \Theta, \quad (3.3)$$

где k – постоянный коэффициент, согласующий размерность U и D ; R и T – амплитуды зубцов ЭКГ. На рис. 3.9 отображены результаты моделирования отведений векторкардиографии.

Из сравнений формул (3.2) и (3.3), а также рис. 3.9 видна связь проекций длин главных осей петель SQR и T, равных соответственно B и A на линию отведения амплитудами зубцов линейной ЭКГ R и T .

Аналогично рассуждая, можно получить выражения для отведений Y и Z :

$$U_Y = kD \sin \Theta = \left(R \frac{\cos^2(\Theta + \varphi)/2}{\cos^2} - T \frac{\sin^2(\Theta + \varphi)/2}{\cos^2} \right) \sin \Theta, \quad (3.4)$$

$$U_Z = kD \cos \Theta \operatorname{tg} \varphi \left(R \frac{\cos^2(\Theta + \varphi)/2}{\cos^2} - T \frac{\sin^2(\Theta + \varphi)/2}{\cos^2} \right) \cos \Theta \operatorname{tg} \varphi. \quad (3.5)$$

Графики функций, описывающие три ортогональных отведения векторкардиографии, представлены на рис. 3.9.

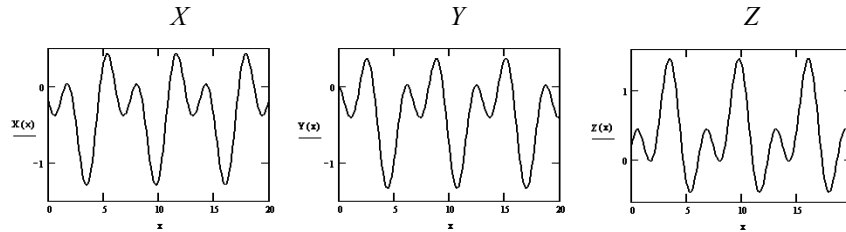


Рис. 3.9. Результаты моделирования ортогональных отведений векторкардиографии

3.4. МЕТОД СИНТЕЗА СТАНДАРТНЫХ ОТВЕДЕНИЙ ИЗ ТРЁХ ОРТОГОНАЛЬНЫХ

Существует метод линейного синтеза стандартной электрокардиограммы, сигнал каждого стандартного отведения представляют в виде суммы произведений сигналов трёх ортогональных отведений на постоянные коэффициенты. Тогда сигнал любого стандартного отведения в каждый момент времени можно выразить следующим уравнением:

$$\varphi(t) = L_{TX} X(t) + L_{TY} Y(t) + L_{TZ} Z(t),$$

где $X(t)$, $Y(t)$, $Z(t)$ – сигналы трёх ортогональных отведений в стандартной векторкардиографической системе координат, показанной на рис. 3.9; L_{TX} , L_{TY} , L_{TZ} – постоянные коэффициенты ($i = |, ||, |||$, aVL , aVR , aVF , V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , V_6 обозначение стандартных отведений). При этом сигналы всех отведений удобно трактовать как потенциалы поля дипольного электрического генератора, изменяющего на протяжении кардиоцикла свою интенсивность и свою ориентацию, т.е. вектор дипольного момента, а коэффициенты L_{TX} , L_{TY} , L_{TZ} – как компоненты вектора отведения. Для определения этих коэффициентов используют методы, основанные либо на формулировке и расчёте более или менее сложных электродинамических моделей сердца как дипольного электрического генератора и тела как объёмного проводника, либо на экспериментальном исследовании реальных испытуемых и подборе значений коэффициентов из условия наиболее точного приближения стандартной электрокардиограммы при помощи ортогональной для кардиоцикла в целом. Последний, эмпирический подход отличается тем, что коэффициенты учитывают не только собственно дипольный вклад в сигналы стандартных отведений, найденные экспериментально при использовании разных методов синтеза отведений на основе скорректированной ортогональной системы отведений Франка (табл. 3.3). Нередко наблюдаются весьма значительные различия между измеренными и синтезированными стандартными электрокардиограммами у конкретных испытуемых, особенно в грудных отведениях. Тем не менее, при использовании постоянных осреднённых значений коэффициентов, определении на синтезированной стандартной электрокардиограмме общепринятых параметров и применении к ним общепринятых критериев диагностики удаётся в среднем получить практически такую же точность диагностики, как и при регистрации стандартной электрокардиограммы.

Применив данный метод синтеза к рассмотренной выше математической модели процесса векторкардиографии, были получены следующие результаты для второго отведения ($\Pi(x)$), для второго грудного отведения ($V_2(x)$) и для отведения aVR ($aVR(x)$).

Таблица 3.3

Стандартное отведение	L_X	L_Y	L_Z
I	1,05	-0,28	0,19
II	0,37	1,45	-0,14
III	-0,68	1,73	-0,33
AVR	-0,71	-0,59	-0,03
AVL	0,87	-1,01	0,26
AVF	-0,15	1,59	-0,24
V_1	-0,65	-0,67	-1,06

V_2	0,06	-0,86	-1,58
V_3	0,99	-0,42	-1,50
V_4	1,67	-0,13	-0,84
V_5	1,53	-0,06	-0,14
V_6	1,10	-0,06	0,33

Таким образом, мы на собственном опыте убедились в том, что методика восстановления стандартных отведений из трёх ортогональных теоретически обоснована и может быть использована в разрабатываемом устройстве с целью синтеза двенадцати общепринятых отведений из регистрируемых ортогональных на компьютере.

4. ПРИБОРЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ

Используемые в медицинской диагностике технические средства можно условно разделить на три основные категории: инструменты, измерительные приборы и аппаратно-программные комплексы.

Инструменты представляют собой простые механические приспособления для взятия различных проб или для облегчения доступа к исследуемому органу.

Измерительные приборы являются автономными устройствами, которые выполняют измерения значения некоторого клинического показателя и представляют его врачу в удобной для восприятия форме. Примерами таких устройств являются аппараты УЗИ, гастроскопы, лабораторные анализаторы и т.п.

В отличие от этого *аппаратно-программные комплексы* выполняют не только измерения первичных клинических показателей, но и производят над этими показателями различные и нередко достаточно сложные вычисления и преобразования, выдавая врачу результат уже в виде производных комплексных показателей, функциональных зависимостей или же в форме предварительного словесного заключения.

Измерительные приборы находят применение в двух диаметрально противоположенных областях: 1) там, где измеряемые показатели представляют собой простые переменные и для диагностики достаточно знать их текущее числовое значение; 2) там, где врачу для диагностики необходимо видеть картину внутренних органов, которая по своей сложности и комплексности не поддается вычислительному анализу.

Аппаратно-программные комплексы (часто используется и эквивалентный термин «измерительно-вычислительные комплексы») применяются в тех пограничных областях, которые, с одной стороны, характеризуются показателями, достаточно сложными для непосредственной диагностики, а с другой стороны, там имеется возможность вычислительного (функционального) преобразования этих показателей к виду, более простому для формулировки клинического заключения.

Фактически аппаратно-программные комплексы представляют собой такую интеграцию (сопряжение) измерительного прибора с вычислительным устройством, при которой заложенной в компьютер программой обеспечивается комплексное выполнение четырёх функций:

- управление работой измерительного прибора и сопутствующих ему устройств;
- съём и запоминание показаний измерительного прибора или регистрация данных;
- преобразование и вычислительный анализ зарегистрированных данных;
- представление и вывод полученных результатов в числовой, графической или текстовой форме.

Среди аппаратно-программных комплексов по конструктивному воплощению можно выделить стационарные, мобильные и автономные, а по функциональным возможностям – клинические и исследовательские.

Мобильные системы отличаются от *стационарных* только тем, что вместо настольного персонального компьютера в них используется портативный компьютер (NoteBook), в связи с чем они вместе с регистрирующими устройствами могут быть размещены в одном портфеле или чемодане, легко транспортируемы и использованы для клинической диагностики вне стационара, на выездах или в полевых условиях.

Автономные системы ещё более компактны за счёт того, что управляющая и вычислительная программа в них реализуется не на персональном компьютере, а на встроенных микропроцессорах в рамках целостного однокорпусного прибора. Однако это ограничивает их функциональные возможности и позволяет встраивать исполнение минимума функций и методик. Нередко при этом ограничиваются только функциями регистрации и визуализации биосигналов (на жидкокристаллическом мониторе и на самописце) с вычислением базовых производных показателей. Обычно в виде автономных приборов выпускаются кардиографы, реографы и спирографы.

Клинические системы ориентированы на выполнение того или иного строго очерченного круга типовых медицинских методик. Несомненным достоинством таких систем является именно их ограниченность, позволяющая максимально упростить работу с ними, сделав её доступной для выполнения вспомогательным медперсоналом, разгружая тем самым врача от рутинной работы. Доведённое до механизма исполнение стандартных методик с минимумом временных затрат оказывается особенно эффективным при массовых диагностических обследованиях. Основными производителями

отечественных клинических комплексов являются такие известные фирмы, как ВНИИМП-ВИТА (Москва), Геолинк (Москва), МБН (Москва), Медиком (г. Таганрог), Нейрософт (г. Иваново), Рид Цент (СПБ), DX-системы (г. Харьков) и другие.

Здесь следует отметить, что многие отечественные производители аппаратуры (в отличие от зарубежных) для удешевления своей продукции и повышения её конкурентоспособности отказываются от аналоговых фильтров, заменяя их цифровой фильтрацией в реальном времени.

Исследовательские системы в дополнение к этому содержат широкий набор управляющих, аналитических, изображительных и конструкторских программных средств, позволяющих реализовывать разнообразные и новые методики как клинического, так и научно-исследовательского назначения. Поэтому работа с такими системами с полной использованием предоставляемых возможностей требует повышенной профессиональной квалификации и творческого мышления. В то же время, после реализации конкретной методики она может быть зафиксирована в отдельном файле стандартных настроек, после чего её исполнение по своей трудоёмкости и требованиям к квалификационному уровню персонала будет не существенно отличаться от работы с клиническими системами. Одними из немногочисленных представителей подобных интегрированных аппаратно-программных комплексов являются системы CONAN (Россия) и NeuroScan (USA).

Следует отметить, что развитие вычислительной техники привело к компьютеризации измерений в различных областях медицины. Так, например, современные томографы оснащены как специализированными вычислительными устройствами, управляющими процессом сканирования, так и персональными компьютерами, выполняющими сложные графические преобразования над полученными исходными изображениями. Однако это не соответствует той степени интеграции, которая по вышеприведенному определению вкладывается в понятие аппаратно-программного комплекса. Действительно, этот случай аналогичен съёмке фотографий на цифровую камеру, после чего изображение вводится в компьютер и посредством какого-нибудь графического пакета редактируется, масштабируется и выводится на принтер.

Одной из основных областей развития аппаратно-программных систем, в которой наиболее комплексно и полно реализуется выполнение ими четырёх вышеперечисленных функций, является функциональная диагностика. Принципиальная особенность этой области состоит в том, что основным объектом анализа являются не точечные и статические измерения состояния организма (как бы сложны и комплексны они не были), а динамические характеристики процессов жизнедеятельности с их изменением во времени. В свою очередь функциональная диагностика базируется на электрофизиологии, которая изучает физиологические процессы посредством их электроизмерения.

4.1. ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ

Классы электрокардиографов. Электрокардиограф – прибор для регистрации электрокардиограммы. Согласно ГОСТ 19687–74 «Электрокардиографы. Общие технические условия», они делятся в зависимости от точности воспроизведения формы сигнала на 3 класса.

К классу 1 относятся наиболее точные приборы, предназначенные для комплексных исследований сердечно-сосудистой системы. Они имеют четыре или шесть каналов, используемых также для записи звуков сердца (фонокардиография), пульсовых колебаний сосудов (сфигмография), незначительных перемещений тела, возникающих в результате сокращения сердца и движения крови в крупных сосудах (баллистокардиография) и др. Соответственно приборы класса 1 должны регистрировать без искажений колебания с частотой до 800...1000 Гц, иметь большой набор скорости движения бумажной ленты и другие повышенные характеристики.

Приборы класса 2 имеют обычно один или два канала и предназначены для регистрации электрокардиограммы в ходе диагностического процесса. Наибольшая частота регистрируемых колебаний у этих приборов составляет 70...100 Гц, что позволяет без искажений воспроизводить все характерные особенности биопотенциалов сердца.

Электрокардиографы класса 3 представляют собой портативные одноканальные приборы, предназначенные, в основном, для использования на дому, в условиях скорой и неотложной помощи для быстрого установления состояния больного. Наибольшая частота записываемых колебаний для этих приборов составляет 60...70 Гц. Приборы класса 3 имеют только автономный источник питания либо допускают также питание и от сети переменного тока. Основное требование к этим приборам – малые габариты и масса.

Основные характеристики электрокардиографов и электрокардиоскопов. Выработанные за время развития электрокардиографии стандарты на технические характеристики приборов вполне обоснованы, объяснимы и в совокупности определяют структурный состав и схмотехническое решение основных блоков и узлов электрокардиографов.

Приведём наиболее важные характеристики, диктуемые требованиями ГОСТ и международных стандартов к приборам для измерения биоэлектрических потенциалов сердца.

ГОСТ 19687–89 определяет основные характеристики приборов типа электрокардиографы и электрокардиоскопы. Основные параметры приборов должны соответствовать данным, приведённым в табл. 4.1.

Таблица 4.1

Наименование параметра	Значение параметра
1. Диапазон входных напряжений U , мВ	От 0,03 до 5
2. Относительная погрешность измерения	

напряжения * и, в диапазонах: от 0,1 до 0,5 мВ, %, не более	±7
от 0,5 до 4 мВ, %, не более	±7
3. Нелинейность, %, в пределах: для электрокардиографов	±2
для электрокардиоскопов	±2,5
4. Чувствительность S , мм/мВ	2,5*; 5; 10; 20; 40*
5. Относительная погрешность установки чувствительности δS , %, в пределах	
6. Эффективная ширина записи (изображения) канала B , мм, не менее	±5
7. Входной импеданс $Z_{вх}$, МОм, не менее	40
9. Коэффициент ослабления синфазных сигналов K_c , не менее: для электрокардиографов	5
для электрокардиоскопов	100 000
9. Напряжение внутренних шумов, приведённых ко входу $U_{ш}$, мкВ, не более	28 000
11. Постоянная времени τ , с, не менее	20
11. Неравномерность амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) δ в диапазонах частот: от 0,5 до 60 Гц, %	3
от 60 до 75 Гц, %	2
12. Относительная погрешность измерения интервалов времени δt в диапазоне интервалов времени от 0,1 до 1,0 с, %, не более	от -10 до +5 от -30 до +5
13. Скорость движения носителя записи (скорость развёртки) V_n , мм/с	±7
6. Относительная погрешность установки скорости движения носителя записи (скорости развёртки) δV , %, в пределах: для электрокардиографов	25,50 допустимы и иные значения
для электрокардиоскопов	±5 ±10

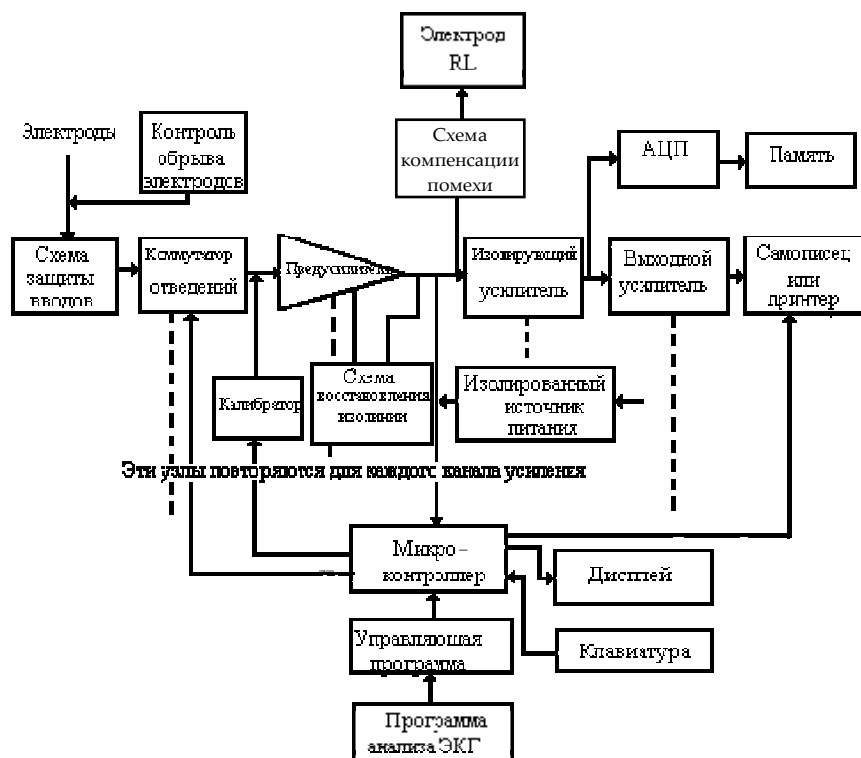


Рис. 4.1. Блок-схема типичного клинического электрокардиографа

Чтобы понять работу электрокардиографа в целом (рис. 4.1), рассмотрим сначала каждый из блоков.

1. **Защита входных цепей.** На рис. 4.2 показан принцип защиты входных цепей электрокардиографа при повреждении элементов электрической схемы от высоких напряжений, возникающих в результате работы, например, дефибриллятора.

Резисторы R ограничивают ток пороговых элементов. На рис. 4.4 показаны применяемые в качестве пороговых элементов, рассчитанных на определённые напряжения, компоненты радиоэлектроники: диоды, стабилитроны, газоразрядные лампы и их вольтамперная характеристика.

2. **Коммутатор отведений.** Все электроды подключаются к усилителю через коммутатор отведений, который выбирает два электрода либо электрод и псевдоэлектрод, подключаемые к входам каждого канала усиления. Псевдоэлектроды, такие как объединённый электрод Вильсона, также формируются в этом блоке. Коммутатором отведений управляет оператор либо микроконтроллер. В автоматическом режиме каждое из 12 отведений записывается в течение небольшого времени, например 10 с.

Данный вариант реализации входных каскадов биоусилителей обеспечивает вычисления электрокардиографических отведений. Вычисление отведений реализовано аналоговыми методами для организации совокупности 12-ти общепринятых стандартных отведений.

В схеме, представленной на рис. 4.3, предусмотрено формирование «объединенной точки Вильсона» и формирование индифферентного электрода N для улучшения подавления синфазной помехи.

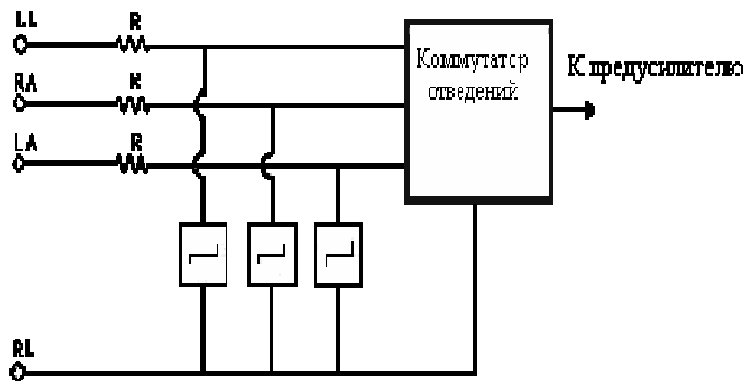


Рис. 4.2. Схема защиты входных цепей кардиографа от высоких напряжений

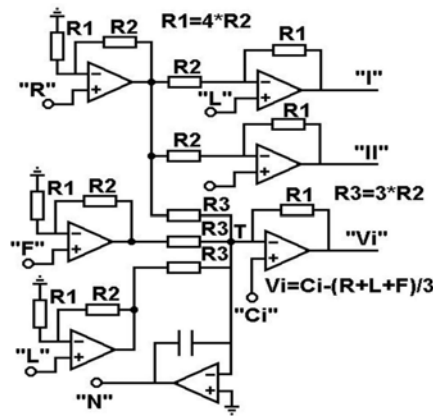


Рис. 4.3. Формирование «объединенной точки Вильсона»

3. **Калибратор.** Калибровочный сигнал с амплитудой 1 мВ может быть временно подключён к входу кардиографа для его проверки.

4. **Предусилитель.** Осуществляет начальное усиление сигнала ЭКГ. Должен иметь очень большое входное сопротивление и коэффициент ослабления синфазного сигнала (КОСС). Обычно используется усилитель, имеющий переключаемый коэффициент усиления.

Для представления ЭКС с минимальными потерями неравномерность амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) не должна превышать 1 дБ (10 %) в диапазоне от 0 Гц (постоянный ток) до 100 Гц.

В случае постоянного тока (0 Гц) это приводит к тому, что система усиления становится неустойчивой. Постоянная времени (τ) системы стремится к бесконечности. Время успокоения системы после случайного воздействия крайне велико:

$$T_{\text{уст}} \geq 3\tau.$$

Поэтому требование по неравномерности АЧХ на сверхнизкой частоте сформулировано как требование к постоянной времени (τ) канала, которая не должна быть менее 3,2 с. Для реализации этого требования между 1-м и последующими каскадами канала ЭКГ организуется фильтр высокой частоты (обычная RC-цепочка).

Для получения высокого входного сопротивления и подавления синфазного сигнала применен дифференциальный усилитель. Для подстройки КОСС служит переменный резистор. Поскольку напряжение поляризации электродов может достигать 0,3 В, коэффициент усиления инструментального усилителя выбран равным 17. Ставить конденсаторы на входах не допустимо, потому что тогда придётся добавить резисторы, через которые входной ток ОУ мог бы стекать на землю, уменьшая входное сопротивление. Конденсаторы между первым и вторым каскадом инструментального усилителя должны были бы иметь слишком большую ёмкость. Поэтому первый разделительный конденсатор 1 мкФ включён между выходом инструментального усилителя и следующим каскадом усиления. С резистором 3,3 МОм постоянная времени равна 3,3 с, что соответствует частоте среза 0,05 Гц. Выходной каскад является неинвертирующим усилителем с усилением 32.

5. **Блок изоляции.** Формирует гальванический барьер между цепями, присоединёнными к пациенту, и остальной частью схемы. Даже если на пациента случайно будет подано сетевое напряжение, гальванический барьер предотвращает протекание опасного тока на землю самописца или компьютера.

6. **Схема компенсации синфазной помехи.** Электрод RL подключается либо к земле усилителя, либо к схеме компенсации помехи.

7. **Выходной усилитель мощности.** Усиливает ЭКГ до входного уровня самописца. Здесь же осуществляется фильтрация, ограничивающая полосу до значений, указанных в табл. 4.1. Часто позволяет добавлять постоянное смещение на выходе, чтобы управлять положением записи на бумаге.

9. **Блок памяти.** Многие современные кардиографы не только записывают ЭКГ на бумаге, но и сохраняют в памяти. Для этого сигнал подаётся на аналогово-цифровой преобразователь (АЦП), и цифровые отчёты заносятся в память. Вместе с ними сохраняется информация о пациенте, введённая с клавиатуры. Всё это происходит под управлением микроконтроллера.

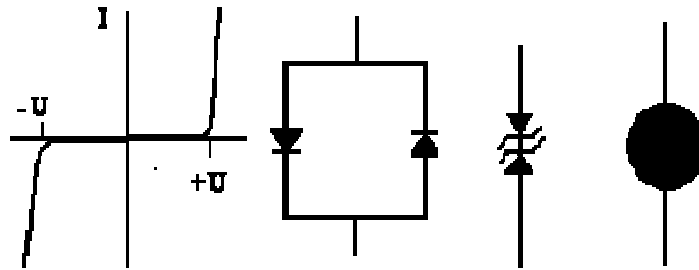


Рис. 4.4. Электронные элементы, используемые для защиты входных цепей

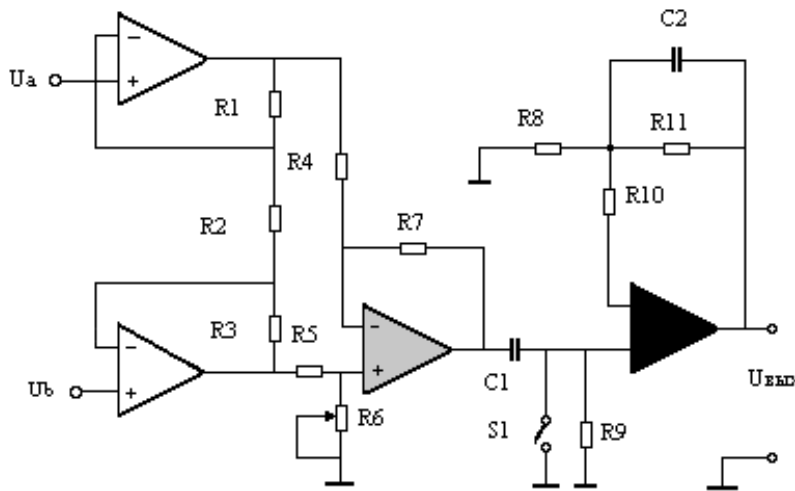


Рис. 4.5. Усилитель ЭКГ

Параметры системы дискретизации АЦП связаны между собой следующим образом:

$$M = Dr / (6 \cdot \log_2(fs/fa)),$$

где M – порядок фильтра (крутизна определяется, как 6М дБ/октава); Dr – динамический диапазон системы, дБ; fs – частота дискретизации, Гц; fa – ширина полосы частот входного сигнала, Гц.

С другой стороны, динамический диапазон идеального АЦП с разрядностью N бит определяется как

$$Dr = (6,02N + 1,76) \text{ дБ.}$$

Пользуясь этими двумя соотношениями, нетрудно определить минимально допустимую частоту дискретизации для конкретного случая.

Таким образом, если выбирать разрядность АЦП $N = 12$ и при условии полосы сигнала $Fa = 100$ Гц, то для частоты квантования $Fs = 500$ Гц необходима реализация фильтра ВЧ 5-го порядка.

10. Микроконтроллер. Управляет работой кардиографа в целом. Когда оператор выбирает тот или иной режим работы, вызывается соответствующая программа. Например, можно заставить прибор записать три 10-секундных фрагмента шести фронтальных отведений, а затем три 10-секундных фрагмента шести грудных отведений. В некоторых кардиографах микроконтроллер осуществляет также анализ ЭКГ: определение частоты сердечных сокращений, распознавание определённых аритмий, определение электрических осей зубцов ЭКГ и временных интервалов между зубцами.

11. Самописец или принтер. Осуществляет запись или распечатку ЭКГ на бумаге. Также распечатывает имя пациента, другую информацию, введённую оператором, и результаты автоматического анализа ЭКГ. В прошлом использовались аналоговые самописцы, современные приборы используют термопечать или электростатические принтеры, в которых единственным механическим узлом является подача бумаги, а печатающая головка неподвижна.

Оцифрованные кардиограммы могут сохраняться на магнитной ленте или диске.

4.2. ЭКГ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ

Серийно выпускаемые приборы с относительно низким отношением сигнал/шум не позволяют использовать всю информацию ЭКС, которую можно получить при технически достижимых в настоящее время возможностях электрокардиографов.

Среди методов повышения диагностической информативности электрокардиографии дополнительно усиленная (крупномасштабная) ЭКГ (КМ ЭКГ) заняла прочное место в деятельности научно-исследовательских учреждений и позволила получить важную для диагностики информацию о больных.

Усиленная электрокардиография требует регистрации ЭКГ сигналов с чувствительностью 50...100 мм/мВ. Ясно, что требования к подобного рода аппаратам должны быть иными, чем к типичным электрокардиографам. Такое усиление требуется для выявления низкоамплитудных элементов ЭКГ. Этим можно получить дополнительную информацию об электрической активности миокарда и выработать новые диагностические критерии, способствующие более точной интерпретации изменений ЭКГ.

В клинической электрокардиографии стала классической запись кривых при чувствительности электрокардиографа 10 мм/мВ. Выбор такого усиления не обусловлен какими-либо специальными техническими или медицинскими требованиями. Однако при подобной чувствительности некоторые элементы ЭКГ остаются невыраженными, что приводит к определённым трудностям при их оценке. В серийных приборах максимальная чувствительность ограничена требованиями 20 мм/мВ.

Если рассматривать ЭКГ как стационарный сигнал, то для получения КМ ЭКГ можно было бы использовать и метод так называемого *когерентного накопления*, основанный на том, что аналоговый ЭКС аналого-цифровым преобразователем превращается в цифровой. При этом случайные помехи при усреднении сигнала погашаются, а полезный сигнал, если исходить из предположения, что он имеет одинаковую величину и время возникновения (т.е. считать, что каждый зубец комплекса QRST одинаков), усиливается по мере увеличения числа обработанных комплексов. Подобный подход подкупает предполагаемой возможностью избавления от помех, сколь угодно большого усиления полезного сигнала и возможностью автоматического вычисления различных ЭКГ-признаков. Поэтому он использовался в системах автоматического анализа ЭКГ и даже с целью выявления потенциалов предсердно-желудочкового пучка (пучок Гиса).

Для приборов подобного высокого класса требования к характеристикам таковы:

- подавление синфазных помех канала – от 80 до 120 дБ;
- уровень собственных шумов – от 10 до 1 мкВ;

Частотные характеристики усилителя соответствуют требованиям:

- полоса пропускания частот может регулироваться, в том числе расширяться в сторону снижения частот до 0 (с ручной компенсацией разностной инфранизкочастотной помехи) и в сторону верхних частот до 2000 Гц;
- максимальная чувствительность – 100 мм/мВ;
- минимальная – 10 мм/мВ;
- погрешность измерения амплитуды сигнала не более 10 – 50 мкВ;
- ошибки измерения интервалов времени, скорости движения носителя, эффективная ширина записи определяются характеристикой регистратора и могут быть не хуже, чем требуется по стандартам для кардиографов 1-го класса точности.

Имеется большое количество факторов, которые следует принимать во внимание при разработке и использовании усилителей биопотенциалов вообще и кардиографов в частности. Эти факторы важны не только для разработчика, но и для оператора, работающего с прибором. Далее мы рассмотрим некоторые проблемы, возникающие при работе с электронными устройствами, и проанализируем их причины.

Внутренние и внешние помехи, влияющие на работу ЭКГ

Частотные искажения. Частотная характеристика кардиографа не всегда соответствует стандарту. Ограничение полосы пропускания приводит к искажению формы ЭКГ. При недостаточной полосе в области высоких частот наблюдаются *высокочастотные искажения*, при которых острые пики сглаживаются, а амплитуда QRS-комплекса уменьшается. Если полосу ограничить снизу (например, установив рабочий диапазон частот 1...70 Гц), то становятся заметны *низкочастотные искажения* (например, переходные процессы после пиков). При этом однополярные (монофазные) волны начинают выглядеть как двухполярные (двухфазные). Полоса занимаемых кардиокомплексом частот охватывает от 0,05 до 800 Гц.

Ограничение сигнала по насыщению усилителя. Высокое напряжение смещения на входе или неправильная настройка могут быть причиной насыщения усилителя, что приводит к очень большим искажениям формы кардиограммы. Если сумма напряжения смещения и амплитуды QRS-комплекса на выходе усилителя превышает его максимальный линейный диапазон, пики QRS-комплекса будут ограничены (срезаны).

Аналогично, при ограничении отрицательной полярности, срезается нижняя часть кардиограммы. Это может выражаться в ограничении S-зубцов либо, как крайний случай, уровень ограничения может быть выше зубцов Р и Т (при этом видны только вершины R-зубцов).

Петли заземления. Во время записи ЭКГ пациент бывает подключён не только к кардиографу, но и к другой аппаратуре. Каждый прибор имеет собственное присоединение к земле.

Земляная петля (земляной контур) возникает тогда, когда к пациенту подключён кардиограф и другой прибор, причём оба имеют земляной электрод. Кардиограф присоединён к защитной земле сети через заземлённый контакт розетки, в которую он включён. Другой прибор также имеет соединение с защитной землей сети, но в другой точке. Между этими заземлениями может существовать разность потенциалов, и через тело пациента будет протекать ток с одной земли на другую. Этот ток не только нежелателен с точки зрения безопасности, но и создаёт на входах кардиографа синфазное напряжение.

Если КОСС усилителя недостаточен, то помеха появится и на выходе. Следует учесть, что цепи пациента отделены от сетевой части прибора гальваническим барьером и не имеют электрического соединения с проводом защитного заземления. Этот барьер имеет проходную ёмкость, так что на частоте 50 Гц через него течёт некоторый ток, но всё же не такой величины, чтобы угрожать безопасности пациента.

Разрыв по входу. В результате неосторожного обращения один из проводов обрывается или теряет контакт с электродом. Поля сетевой частоты, источником которых является электропроводка или аппаратура, создают на входе усилителя наводку большой амплитуды. В результате запись вместо полезного сигнала содержит только мощную помеху сетевой частоты. Такое случается и тогда, когда электрод отрывается от тела пациента.

Электрические помехи большой амплитуды. В ходе записи ЭКГ может потребоваться применение дефибриллятора. К груди пациента прикладывается высокое напряжение. Во время разряда напряжение на входах кардиографа может на несколько порядков превышать обычные значения. Помехи большой величины могут быть вызваны и другими причинами. При этом перо кардиографа резко отклоняется «до упора» в результате перегрузки.

Помимо перечисленных проблем, необходимо учитывать ряд существенных особенностей источника возбуждения.

Нестабильность внутреннего сопротивления. Нестабильность внутреннего сопротивления возникает за счёт изменения сопротивления перехода электрод – кожа. При этом нужно считаться с большими значениями междуэлектродных сопротивлений и их разбалансом в системе отведений ЭКС. Межэлектродное сопротивление, включающее сопротивление переходов кожа – электрод, соответствует внутреннему сопротивлению источника возбуждения УсЭКС и изменяется в значительных пределах. Для технических расчётов обычно принимают диапазон 5...100 кОм.

Образование напряжения поляризации. На переходах кожа – электрод образуются напряжения поляризации, создающие на входных контактах УсЭКС напряжение смещения, достигающее ± 300 мВ. Такое напряжение может вызвать насыщение усилителя.

Смещение электродов. Возникает медленный дрейф напряжения поляризации при смещениях электродов из-за движения больного. Скачки напряжения поляризации создают трудно устранимые электрические помехи.

Биологические и физиологические помехи возникают из-за наличия напряжений помех, попадающих на входные зажимы УсЭКС синфазно и противофазно. Помехи могут быть биологического и физиологического происхождения:

– к биологическим помехам относятся биопотенциалы других органов и мышц (влияние противофазных помех биологического происхождения можно уменьшить фильтрацией, уменьшением площади электродов и их оптимальным расположением);

– к физическим – наведение на объект напряжения от неэкранированных участков сетевой проводки, сетевых шнуров других приборов и проводящих поверхностей (вторичное напряжение наводки). Особенно большой уровень имеют синфазные сигналы помех напряжения сети, попадающие на объект через емкостную связь. Уменьшение влияния противофазных помех физического происхождения достигается методами экранирования, компенсации и др.

Импульсные помехи. Импульсные помехи возникают при воздействии на объект терапевтических аппаратов: кардиостимулятора и дефибриллятора. Попадая на вход УсЭКС, артефакты импульсов кардиостимулятора искажают ЭКС и вызывают в ряде случаев ложное обнаружение кардиокомплекса, а импульсы дефибриллятора могут повредить входные цепи УсЭКС.

Помехи от различной электро медицинской аппаратуры. Возможны помехи, проникающие в электрокардиограф по электрической сети и (или) по эфиру. Такие помехи возникают в результате образования магнитных полей, неисправности сетевых фильтров или применения неправильных методик при проведении физиотерапевтических процедур высокочастотной аппаратурой, эксплуатации электроножей, рентгеновской аппаратуры и др. При обнаружении таких помех необходимо найти источник помехи, отключить его и, в случае неисправности, направить прибор в ремонт.

Очевидно, что переносный электрокардиограф, отвечающий изложенным выше требованиям, должен иметь особые качества:

- возможность работать от автономных источников питания (батареи или аккумулятора);
- малая масса (у современных аппаратов – 1–2 кг);
- возможность работать длительное время без перезарядки аккумуляторов, при этом важно найти целесообразное соотношение между массой и мощностью батарей;

– необходимость выдерживать механическое воздействие (тряску, удары).

Переносный одноканальный электрокардиограф является важным подспорьем врачу, работающему в обычных условиях. Однако одноканальный аппарат не пригоден для более сложной диагностики. Для этого применяют многоканальные (трёх-, четырёх-, шести- и восьмиканальные) аппараты и кардиокомплексы, построенные на основе персональных компьютеров.

4.3. ЭЛЕКТРОКАРДИОМОНИТОРЫ

В некоторых ситуациях необходима непрерывная регистрация ЭКГ и ЧСС пациента. При применении общего наркоза анестезиолог следит по ЭКГ за состоянием пациента на операционном столе и во время выхода из наркоза. Наблюдение в течение нескольких дней за ЭКГ и ЧСС пациента, перенесшего инфаркт миокарда, позволяет вовремя обнаружить угрожающие жизни аритмии. Во время родов изменение ЧСС плода является ранним индикатором недоногания плода.

В этих и других случаях, когда требуется непрерывная регистрация ЭКГ, применяются *кардиомонитор* или *кардиоскоп*. Его входные цепи аналогичны входным цепям кардиографа. Сигнал снимается с пары электродов, обычно расположенных на груди. Провода соединяют электроды с входными гнездами. Вход усилителя защищён от разряда дефибриллятора.

Усилитель ничем не отличается от обычного усилителя ЭКГ, кроме частот среза. В этом пункте кардиомониторы имеют более узкую полосу, чем у стандартного кардиографа. Это связано с тем, что артефакт движения проявляется главным образом в области низких частот, а сетевая и миографическая наводки – в области высоких. Таким образом, мы можем значительно улучшить ОСШ, если ограничимся полосой от 0,67 до 40 Гц. При этом незначительно изменяется форма зубцов, но информация о сердечном ритме сохраняется. Схема обнаружения QRS-комплексов кардиомонитора не должна запускаться от импульсов водителя ритма, которые не прекращаются и в случае остановки сердца. Кроме того, она не должна реагировать на высокие Т-зубцы, чтобы исключить двойной подсчёт сердечных сокращений.

Блок изоляции пациента обычно расположен после предусилителя. Затем идёт ещё один усилитель, который доводит амплитуду сигнала до уровня, необходимого для отображения, записи и анализа.

После этого путь сигнала может быть различным. В простейшем случае он подаётся на аналоговый дисплей (ЭЛТ) и отображается в таком же виде, как на бумаге кардиографа. Если от монитора больше ничего не требуется, он может содержать только названные узлы. Монитор такого типа называется *кардиоскопом*. Кардиоскопы часто применяются в операционных и машинах скорой помощи.

В большинстве современных кардиомониторов аналогово-цифровой преобразователь оцифровывает усиленный сигнал и дальнейшую обработку осуществляет компьютер. Иногда отдельные функции выполняют специализированные цифровые или аналоговые схемы.

Часто желательно получить бумажную запись части сигнала ЭКГ. Поэтому во многие кардиомониторы встроен самописец или принтер, с помощью которого оператор может распечатать интересный фрагмент. Кроме того, бывает нужно записать не текущий сигнал, а предысторию, например, события, которое предшествовало серьёзной аритмии. Для этого оцифрованная ЭКГ подаётся на схему памяти, которая задерживает сигнал примерно на 7 с. Когда оператор видит интересное событие, он может дать команду на запись сигнала с выхода схемы задержки, так что событие фиксируется с предысторией.

Сигнал ЭКГ используется для определения ЧСС. Текущее значение ЧСС отображается на дисплее. Система также подаёт сигнал тревоги, когда значение ЧСС становится выше или ниже установленного порога. Часто сигнал тревоги автоматически включает регистрацию ЭКГ с предысторией. Это помогает врачу выбрать правильное лечение.

Кардиомонитор можно принести в палату к пациенту, но в большинстве больниц существуют специализированные отделения интенсивной терапии, где мониторы объединены в единую систему. У постели каждого пациента находится кардиоскоп и кардиотахометр, отображающий значение ЧСС и дающий при необходимости сигнал тревоги. Индивидуальные мониторы подключены к *центральной станции*, расположенной на посту медсестры. Центральная станция отображает ЭКГ и ЧСС всех пациентов, а также имеет сигналы тревоги, дублирующие сигналы прикроватных мониторов. Самописец или принтер также находится на центральной станции. Его можно активировать как с центральной станции, так и дистанционно через прикроватные мониторы.

В отделениях интенсивной терапии используются специализированные компьютеры, которые распознают эпизоды аритмии и фиксируют, насколько часто они происходят. Эти компьютеры могут распечатать графики, показывающие тенденции измеряемых параметров, и регистрируют действия медицинского персонала. Этим они освобождают персонал от части бумажной работы, оставляя больше времени для выполнения прямых обязанностей.

Появление микрокомпьютеров позволило объединить мониторинг амбулаторных пациентов с распознаванием аритмий. Переносные регистраторы на магнитной ленте или твердотельной памяти могут применяться для записи ЭКГ амбулаторных пациентов; позже эти записи анализируются компьютером. В кардиомониторе имеется *процессор (контроллер)*, который выполняет две основные функции: перемещение данных и анализ данных. Первая заключается в том, что под управлением процессора происходит пересылка данных от АЦП в память, из памяти на печать и так далее. Вторая включает обработку сигнала ЭКГ: фильтрацию, удаление артефактов, идентификацию зубцов, определение ЧСС и обнаружение аритмий. При необходимости эти функции могут быть поделены между двумя или несколькими процессорами. Контроллер работает под управлением программы, которая обычно содержится в *постоянном запоминающем устройстве (ПЗУ)*. Прибор можно модифицировать без изменения аппаратной части, заменив ПЗУ с программой.

Для временного хранения отсчётов сигнала используется *оперативное запоминающее устройство (ОЗУ)*, а для архивирования выбранных фрагментов или всей записи – память на съёмных носителях, таких как магнитная лента или оптический диск. Интерфейс оператора состоит из дисплея и клавиатуры.

Компьютеризированные кардиомониторы могут быть подключены к информационной системе больницы. Часто они имеют сетевой интерфейс, что позволяет врачу наблюдать ЭКГ пациентов, не выходя из своего кабинета.

Для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний часто применяются носимые мониторы. Носимый монитор ЭКГ называется также холтеровским монитором. Он состоит из усилителя ЭКГ, подключенного к электродам на груди пациента, и регистратора на магнитной ленте. Прибор питается от батарей, его размеры и вес позволяют носить его на поясе, лента хранит от 24 до 48 часов непрерывной записи. Некоторые мониторы регистрируют ЭКГ по трём отведениям, по их записи можно построить ВКГ. Компьютер воспроизводит сделанную регистратором запись и анализирует её. Эпизоды аритмии отображаются на экране. Кроме того, компьютер печатает отчёт, в котором отражены ЧСС, вариабельность ритма, тип аритмий и количество эпизодов нарушения ритма, а также количество артефактов.

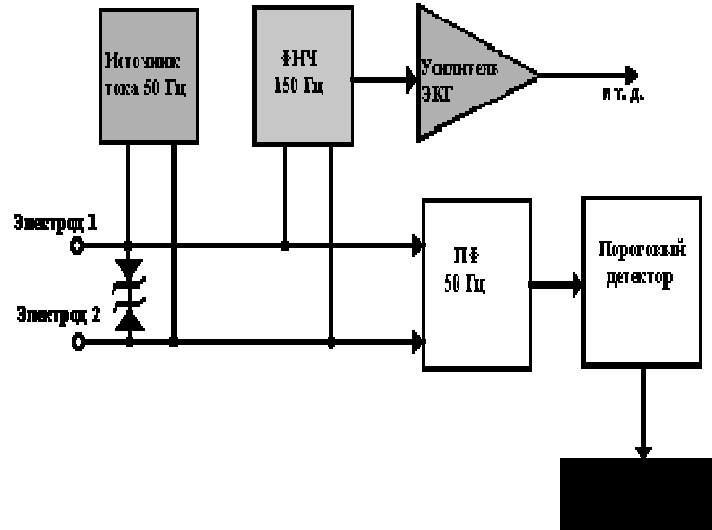


Рис. 4.6. Блок-схема системы контроля контактного сопротивления электродов:

ФНЧ – фильтр низкой частоты; ПФ – полосовой фильтр

При длительной записи ЭКГ нередко нарушается контакт электрод–кожа, и чем дольше электрод остаётся на пациенте, тем чаще это случается. В отделениях интенсивной терапии электроды заменяют каждый день либо каждую смену. Большинство кардиомониторов имеет схемы, обнаруживающие обрыв электрода или ухудшение контакта.

На рис. 4.6 показана блок-схема типичной системы для обнаружения обрыва электрода. Источник тока 50 кГц с высоким внутренним сопротивлением включён параллельно электродам. Пиковые значения тока могут достигать 100...200 мкА без всякого риска, так как допустимое значение тока растёт с частотой. Ток течёт через тело пациента, и пока контакт хороший, падение напряжения невелико. Если контакт нарушен в результате высыхания проводящего геля, отрыва электрода от пациента или обрыва провода, сопротивление резко возрастает. В результате возрастает и падение напряжения. Высокочастотный сигнал отделяется от ЭКГ фильтрами, как показано на блок-схеме. Сигнал ЭКГ проходит через ФНЧ с частотой среза около 70 Гц, после чего усиливается, как обычно. Полосовой фильтр с центральной частотой 50 кГц выделяет сигнал измерения импеданса, который затем подаётся на пороговый детектор. Когда амплитуда превышает установленный порог, включается сигнал тревоги.

4.4. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ СИСТЕМЫ ОПЕРАТИВНОГО ВРАЧЕБНОГО КОНТРОЛЯ (АСОВК)

Кардиомонитор стационарный КМС8-01 предназначен для оснащения палат интенсивного наблюдения за больным и состоит из восьми прикроватных модулей, укомплектованных усилителями ЭКС, абонентскими пультами селекторной связи и кабелями отведений, а также центрального пульта с переносным кардиомонитором. Система обеспечивает измерение, регистрацию и отображение ЭКГ, измерение ЧСС одновременно у восьми больных и сигналы немедленного оповещения о выходе контролируемых параметров за установленные пределы, выявляя фибрилляцию и асистолию желудочков. Для контроля состояния сердечной деятельности у постели больного требуются дополнительные КМ.

Диагностический комплекс «Аррикомп – Сервомед» фирмы «Хеллиге» состоит из прикроватных кардиомониторов различной сложности и, разных функциональных возможностей (SMS71 – портативный КМ с памятью для контроля ЧСС, SMS104 – двухканальный с телеметрией, SMS108 – блочный с набором модулей для измерения различных физиологических параметров и т.п.) и центральной станции, состоящей из многоканального индикатора ЭКГ, анализатора аритмии и регистратора. «Аррикомп» представляет собой мультимикропроцессорную систему с большими функциональными возможностями. Для анализа аритмий используется 10 классов форм QRS-комплексов и интервалы R–R.

Подлежат обнаружению следующие аритмии: асистолия, мерцание желудочков, брадикардия, тахикардия, полиморфность QRS-комплексов, желудочковая тахикардия, желудочковая аритмия, желудочковая бигеминия, желудочковая тригеминия и др. Все данные представляются шестью форматами.

Централизованная мониторинговая система «Коне» (фирмы «Коне») предназначена для наблюдения четырех больных и состоит из центрального пульта «Коне 590А» или при контроле аритмий – «Коне 595А» и прикроватных мониторов нескольких типов в произвольном сочетании. При контроле аритмий в центральном пульте используется дополнительный процессор. Система обнаруживает 21 класс аритмий и девять различных технических неполадок. Возможно наблюдение нескольких физиологических параметров и наращивание системы до контроля восьми больных. В системе используются цветные дисплеи и видеокопирующие устройства.

Практически все ведущие фирмы мира в области приборостроения выпускают кардиомониторы и АСОВК, в том числе: «Хьюлетт-Пак-кард», «Электродин», «Витатек», «Брукер», «Нихон Кохден» и др.

Применение в составе комплекса для функциональной диагностики персонального компьютера позволяет на основе универсального прибора для записи сигналов функциональной диагностики и пакета программ для их анализа создать, исходя из пожеланий врача, специализированный комплекс. Для примера рассмотрим комплекс диагностический «Валента». Комплекс укомплектован БПС – преобразователем биосигналов – универсальным прибором для записи сигналов функциональной диагностики и позволяет, используя соответствующее программное обеспечение и методики, проводить электрокардиографические обследования.

4.5. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФ

Для регистрации биопотенциалов мозга применяются специальные приборы – электроэнцефалографы. Низкий уровень биопотенциалов мозга (5...500 мкВ) вызывает необходимость в большой чувствительности прибора – не менее 0,4 мм/мкВ, при низком уровне шумов. Полоса регистрируемых частот электроэнцефалографа обычно находится в пределах 0,5...80...100 Гц. Для регистрации биопотенциалов различных отделов головного мозга применяется до двадцати электродов и не менее четырех каналов усиления и регистрации. Распространены электроэнцефалографы, имеющие 8 и 16 каналов.

Для облегчения детального исследования электроэнцефалограммы, имеющей составляющие различной частоты и амплитуды, электроэнцефалограф имеет большой набор скоростей протягивания диаграммной ленты (от единиц до 100 мм/с) и амплитуд калибровочного сигнала (5...500 мкВ). Для этого, а также для исключения возможных помех от биопотенциалов скелетных мышц, дыхательной мускулатуры и др., предусматривается возможность отдельной регулировки нижней и верхней границ полосы пропускания. В широких пределах регулируется и чувствительность прибора.

В связи со сложностью визуального анализа электроэнцефалограммы широко применяются устройства, автоматизирующие этот анализ. К таким устройствам относятся частотные анализаторы, интеграторы, которые иногда встраиваются в электроэнцефалограф, а также более сложные (корреляторы), изготавливаемые обычно в виде самостоятельных приборов.

Принципиальная схема ЭЭГ-прибора аналогична схеме электрокардиографа. Однако поскольку сигналы ЭЭГ почти на два порядка слабее, то усиление электроэнцефалографа должно быть большим. Электроэнцефалографы отличаются от электрокардиографов и по способу регистрации сигналов. В ЭЭГ применяют регистраторы, пишущие с помощью чернил. Такой способ регистрации сигналов дает возможность фиксировать передачу относительно низких частот.

ЭЭГ сама по себе является более сложной кривой, чем ЭКГ, не говоря уже о том, что она требует больше отведений, а регистрация сигналов длится дольше. Оценка на глаз здесь затруднена, поэтому применяются различные анализаторы, в которых производится анализ спектра, интегрирование, дифференцирование, образование перекрестной и автокорреляции, определение средних значений и т.д. Это даёт возможность получать на основании ЭЭГ всё более ценную информацию.

Сигнал ЭЭГ, полученный при регистрации спонтанной биоэлектрической активности, подчас не даёт характерной картины. Поэтому в ЭЭГ нередко применяют искусственное раздражение и оценивают отклик на него. Так, например, под действием световой стимуляции изменяется активность мозга. Характерные изменения наблюдаются и при звуковом воздействии.

4.6. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФ 19-КАНАЛЬНЫЙ «НЕЙРОН-СПЕКТР 3»

Электроэнцефалограф 19-канальный «Нейрон-Спектр 3» предназначен для регистрации до 19 каналов ЭЭГ или длиннолатентных зрительных, слуховых и когнитивных вызванных потенциалов мозга (ВП) и одного отведения ЭКГ в любых незэкранированных помещениях. Возможно применение в качестве ЭЭГ- и ЭКГ-монитора в операционных и реанимационных палатах. Аппарат может работать в режиме длительного мониторинга с автоматическим поиском и записью острых потенциалов. Работает от сети, компьютерных аккумуляторов, бортовой сети автомобиля.

Виды стимуляции: слуховая, зрительная (очки, обрабатываемый паттерн, световспышка), токовая.

Возможности:

- электронейромиография;
- соматосенсорные вызванные потенциалы мозга;
- транскраниальная магнитная стимуляция;

- вызванные кожные вегетативные потенциалы;
- электроретинография;
- зрительные вызванные потенциалы мозга;
- слуховые вызванные потенциалы мозга;
- когнитивные вызванные потенциалы мозга (P300).

В комплект поставки входит:

- электроэнцефалографический блок на стойке или штативе;
- комплект ЭЭГ- и ЭКГ-электродов, кабелей, три шлема (два взрослых и детский);
- фотостимулятор на сверхъярких светодиодах с программно управляемыми частотой стимуляции и интенсивностью свечения;
- программное обеспечение для регистрации, анализа, печати и хранения ЭЭГ;
- компьютер с лазерным принтером (стационарный или переносной – по запросу).

4.7. РЕОГРАФ РГ-4-02

Реограф РГ-4-02 предназначен для преобразования одновременно по четырём каналам изменений модуля межэлектродного импеданса органов и сосудов, связанных с кровенаполнением и первой производной изменений модуля импеданса в электрический сигнал измерения и индикации модуля межэлектродного импеданса на цифровом индикаторе и усилении ЭКС для осуществления временных отсчётов.

Прибор может работать в комплекте с электрокардиографом по ГОСТ 19687–74 и регистраторами типа Н-339.

Прибор может использоваться для исследования сердечно-сосудистой системы в кабинетах функциональной диагностики больниц, а также в различных специализированных лечебных учреждениях.

Условия эксплуатации прибора:

- температура окружающей среды от +10 до 35 °С;
- относительная влажность воздуха при +20 °С – (65 ± 5) %;
- атмосферное давление 100 000 ± 4000 Па.

Технические данные.

Прибор работает от сети переменного тока – частота 50 ± 0,5 Гц; номинальное напряжение 220 В при отклонении напряжения сети на 10 % от номинального значения.

Потребляемая прибором мощность не более 55 В·А.

Установление рабочего режима прибора после включения не более 5 мин.

Время непрерывной работы прибора менее 8 часов.

Наработка на отказ не менее 1000 часов.

Средний срок службы прибора не менее 5 лет.

По электробезопасности прибор удовлетворяет требованиям II класса по ГОСТ 12.2.025–76.

Тип защиты – В.

Уровень допускаемых промышленных радиопомех, создаваемых прибором, соответствует ГОСТ 23450–79.

Коэффициент преобразования каналов реограммы не менее 20 мВ/Ом для записи на электрокардиографе и не менее 20 В/Ом для записи на регистраторе.

Диапазон измерения импеданса от 10 до 250 Ом.

Погрешность измерения импеданса не более 10 % единицы счёта.

Диапазон преобразования переменной составляющей импеданса (0,05 – 0,5) Ом.

Погрешность преобразования переменной составляющей импеданса не более 10 %.

Размах калибровочного сигнала канала реограммы 0,1 Ом с погрешностью не более ±5 %.

Верхняя граничная частота канала реограммы не менее 30 Гц.

Нижняя граничная частота каналов реограммы не более 0,3 Гц.

Неравномерность амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) каналов реограммы не более ±10 %.

Величина зондирующего тока прямоугольной формы через биологический объект 2 мА – ±20 %.

Частота зондирующего тока для:

I канала – 40 кГц ± 10 %.

II (канала – 50 кГц ± 10 %.

III канала – 70 кГц ± 10 %.

IV канала – 100 кГц ± 10 %.

Уровень шумов, приведённых ко входу, не более 0,002 Ом при сопротивлении 100 Ом.

Погрешность дифференцирования (неравномерность АЧХ) сигналов не более 10 %, в полосе частот (1,6 – 16) Гц.

Коэффициент усиления канала усилителя кардиосигнала не менее 2 мВ/мм.

Полоса пропускания частот усилителя кардиосигнала не менее (0,3 – 30) Гц.

Коэффициент подавления синфазного сигнала усилителя кардиосигнала не менее 70 дБ.

Выходное сопротивление измерительных каналов не более 1 кОм.

Коэффициент взаимовлияния между каналами не более 5 %.

Коэффициент преобразования дифференциатора не менее 20 В/Ом·с для записи на регистраторе и не менее 20 мВ/Ом·с для записи на электрокардиографе.

Функциональная схема реографа (см. рис. 4.7) включает:

1. Генератор зондирующего тока высокой частоты.

2. Контакты реле переключения режимов преобразователя.
3. Пациент.
4. Калибровочное устройство.
5. Входное устройство.

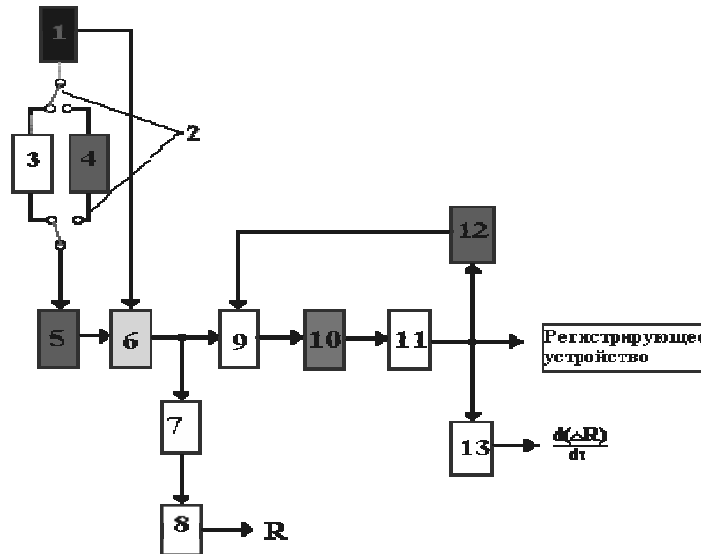


Рис. 4.7. Блок-схема реографа РГ-4-02

6. Синхронный демодулятор.
7. Усилитель постоянного тока.
8. АЦП.
9. УНЧ.
10. Фильтр низкой частоты.
11. УНЧ.
12. Схема автоматического успокоения.
13. Дифференциатор.

4.8. ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКАЯ СИСТЕМА CONAN

Система CONAN обеспечивает проведение всесторонних и комплексных исследований в кабинетах функциональной диагностики, неврологических и кардиологических отделениях, исследовательских центрах и лабораториях.

Исходным материалом для функциональной диагностики являются *электрофизиологические показатели*, характеризующие состояние человека и работу его отдельных органов и систем жизнедеятельности. Эти показатели по способу своего измерения могут быть разбиты на три категории:

1) *биоэлектрические показатели прямого измерения* представляют собой изменяющиеся электрические потенциалы, генерируемые различными образованиями в центральной и периферической нервной системе:

- электроэнцефалограмма (ЭЭГ), отражающая изменение биопотенциалов головного мозга;
- вызванные потенциалы (ВП) или реакции глубинных нейронных структур на внешние раздражители, проявляющиеся как фоновые изменения среднего уровня ЭЭГ;
- электрокардиограмма (ЭКГ), отражающая электрическую активность сердца, вызывающую сокращения сердечных мышц;
- электромиограмма (ЭМГ), отражающая электрическую активность, связанную с сокращением скелетных мышц;
- электрокулограмма (ЭОГ), отражающая электрическую активность, вызывающую сокращения мышц, управляющих глазным яблоком;
- электрическая активность отдельных нейронов;

2) *показатели косвенного электроизмерения* выражаются в изменении электрического сопротивления участков кожи и тела человека, для измерения которого необходимо дополнительное пропускание тока через исследуемый орган:

- реограмма (РГ) или изменение объёмного сопротивления участков тела и органов, вызванное движением крови по сосудам (изменением кровенаполнения);
- кожно-гальваническая реакция (КГР) или изменение сопротивления кожи, определённое преимущественно реакциями эмоционального характера, отражающимися на деятельности потовых желез;

3) *показатели преобразовательного измерения* отражают различные процессы механического, биохимического или биофизического происхождения и требуют предварительного преобразования в изменение электрического тока или напряжения посредством специализированных датчиков:

- фонокардиограмма (ФКГ), представляющая акустические измерения шумов сердца;
- реоплетизмограмма (РПГ), представляющая пульсовые волны, измеряемые оптическим датчиком, наложенным на кровеносные сосуды;
- спирограмма (СГ), отражающая динамику изменения скорости воздушного потока из лёгких при вдохе и выдохе;

- динамика дыхательного ритма и амплитуда дыхания обычно измеряется по растяжению/сжатию нагрудных эластичных ремней с пьезодатчиками;
- пульсоксиметрия (ПО) фиксирует изменения насыщения крови кислородом по отражённому свету с использованием светочувствительных датчиков.

Перечисленные показатели существенно отличаются друг от друга как по способам измерения, так и по методам анализа. На самом первом этапе подготовки исследования необходимо учитывать, что физиологические показатели прямого измерения различаются между собой как по амплитуде и частотному диапазону своих колебаний в 1000 и более раз.

Кроме того необходимо учитывать влияние *артефактов*, приводящих к искажению биосигналов.

Внешние артефакты. Основным и наиболее частым из внешних артефактов является сетевая наводка с частотой около 50 Гц, амплитуда которой может быть значительно меньше амплитуды самого сигнала, но может даже и полностью подавлять биосигнал. Борьба с сетевой наводкой состоит в использовании режекторного фильтра биоусилителя, в правильном наложении электродов и качественном заземлении компьютера через отдельную землю, изолированную от электрической сети. Во многих лечебных заведениях проводка такого земляного провода осуществлена во все кабинеты ещё на этапе строительства. Самостоятельно такая проводка может быть осуществлена от массивного железного стержня или трубы, закопанной в землю на 1,5 – 2 м совместно с засыпкой 1–2 кг поваренной соли.

Нередко некачественные мониторы и блоки питания компьютера также создают значительные помехи на частотах 60 и 100 Гц. В этом случае пациента следует удалить от монитора на 2–3 м. Сильные помехи могут создаваться и мощным промышленным оборудованием, работающим в соседних помещениях и даже в соседних зданиях.

Частой причиной сильного искажения или отсутствия биосигналов является нарушение контактов в соединяющих штекерах и разъёмах, для чего их следует пошевелить, прижать, поплотнее закрутить, промыть спиртом или полностью заменить.

И, наконец, заметное искажение в съёме биосигналов может быть вызвано неправильной установкой коэффициентов усиления и фильтров.

Внутренние артефакты. Из внутренних артефактов наиболее часто проявляется низкоамплитудная миографическая помеха от мышечного тремора с частотой 10 – 30 Гц, а также медленно волновые помехи от дыхания и движений, проявляющиеся в колебаниях нулевой линии. Для устранения этих помех запись следует проводить у пациента, находящегося в расслабленном и спокойном состоянии в удобном сидячем или лежачем положении.

Преимущества интегрированной системы очевидны:

- экономия финансовых затрат – потребителю не нужно приобретать несколько программных систем, ориентированных только на отдельные методики или отдельные электрофизиологические показатели;
- экономия временных затрат – на освоение разнородных программных систем и на обучение персонала приемам работы с каждой из них;
- расширение методических возможностей – пользователь собственными силами может модифицировать любую стандартную методику исследования, а также реализовать новые современные методики.

Такая система обладает следующими отличительными качествами:

- готовые настройки на типовые исследования с возможностью формирования банка автоматизированных методик;
- автоматизация и программирование комплексного исследования в считанные минуты и собственными силами;
- разнообразная стимуляция, экспресс-анализ и управление в реальном времени вплоть до исследований biofeedback, когнитивной деятельности и нетрадиционных состояний;
- быстрые и мощные процедуры временного, частотного и структурного анализа с цветным картированием и графопостроениями;
- наглядная и всесторонняя визуализация записей и результатов анализа;
- широкий выбор средств преобразования и редактирования записей, статистический анализ, совместимость по импорту-экспорту;
- запись до 32 аналоговых и до 16 дискретных каналов с частотами до 10 кГц на интервалах до 5 мин (при 100 Гц), число таких записей ограничено только ёмкостью магнитного носителя информации.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Изложенные теоретические основы диагностических методов и аппаратных средств, применяемых в практической медицине и лабораторных исследованиях, по мнению авторов, помогут студентам старших курсов специальности «Биотехнические и медицинские аппараты и системы» получить дополнительную информацию, необходимую для успешного решения широкого круга задач при разработке и проектировании медицинской диагностической, терапевтической и лабораторной техники.

В заключении следует подчеркнуть, что разработка новых диагностических методов и современной аппаратуры в медицине является актуальной и социально значимой задачей современного медицинского приборостроения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Биофизическое моделирование диагностического процесса – век торкардиографии // Вестник новых медицинских технологий. – 1999. – Т. 4. – № 3–4.
2. Белоусов, В.Е. Математическая электрокардиология / В.Е. Белоусов. – Минск : Беларусь, 1969. – 143 с.
3. Дорофеева, З.З. Принципы векторкардиографии / З.З. Дорофеева. – М. : Медгиз, 1963. – 96 с.
4. Макаров, Л.М. Холтеровское мониторирование : руководство для врачей по использованию метода у детей и лиц молодого возраста / Л.М. Макаров. – М. : Медпрактика, 2000. – 216 с.
5. Мурашко, В.В. Электрокардиография / В.В. Мурашко, А.В. Срутынский. – М. : Медицина, 1987. – 256 с.
6. Кедров, А.А. О методике реоэнцефалографии / А.А. Кедров // Кардиология. – 1987. – Т. 28, № 2.
7. Компьютерная реография / М.А. Ронкин, В.С. Шалыгин, А.В. Пироженов и [др.] // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2002. – № 8.
8. Бердников, А.В. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы : учебное пособие. Ч. I. Технические методы и аппараты для экспресс-диагностики / А.В. Бердников, М.В. Семко, Ю.А. Широкова. – Казань : Изд-во Казан. гос. техн. ун-та, 2004. – 176 с.
9. Кулаичев, А.П. Компьютерная электрофизиология / А.П. Кулаичев. – 3-е изд., перераб. и доп. – М. : Изд-во МГУ, 2002. – 379 с.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
1. РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ	4
1.1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ. ОСОБЕННОСТИ КРОВООБРАЩЕНИЯ В ГОЛОВНОМ МОЗГУ	4
1.2. МЕХАНИЗМЫ ФОРМИРОВАНИЯ РЕОЭНЦЕФАЛО- ГРАММЫ	7
1.3. АСПЕКТЫ ПРИМЕНЕНИЯ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ	10
1.4. ИНФОРМАЦИОННАЯ НАПРАВЛЕННОСТЬ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ	12
1.5. ОБЪЕКТИВНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ РЕОЭНЦЕФАЛО- ГРАММЫ	14
1.6. ВЫБОР СПОСОБА СНЯТИЯ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ И ПРИМЕНЯЕМЫХ ПРИ ЭТОМ ОТВЕДЕНИЙ	18
2. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ	23
2.1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛО- ГРАФИИ	23
2.2. ИНФОРМАЦИОННАЯ НАПРАВЛЕННОСТЬ ЭЛЕКТРО- ЭНЦЕФАЛОГРАФИИ	25
2.3. УСТАНОВКА ЭЛЕКТРОДОВ	28
3. ЭЛЕКТРО- И ВЕКТОРКАРДИОГРАФИЯ	31
3.1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРО- И ВЕКТОР- КАРДИОГРАФИИ	31
3.1.1. Биоэлектрические явления в сердечной мышце	31
3.1.2. Дипольная концепция электрической активности сердца	32
3.1.3. Проводящая система сердца	34
3.1.4. Понятие об электрической оси сердца	37
3.2. ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ МЕТОДА ВЕКТОРКАРДИО- ГРАФИИ	39
3.2.1. Скалярное представление векторкардиограммы	40
3.2.2. Векторное представление векторкардиограммы	41
3.3. ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ЛИНЕЙНОГО СИНТЕЗА СТАНДАРТНЫХ ОТВЕДЕНИЙ ИЗ ОРТОГОНАЛЬНЫХ ОТВЕДЕНИЙ ВЕКТОРКАРДИОГРАФИИ	44
3.4. МЕТОД СИНТЕЗА СТАНДАРТНЫХ ОТВЕДЕНИЙ ИЗ ТРЁХ ОРТОГОНАЛЬНЫХ	47
4. ПРИБОРЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ	50
4.1. ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ	53
4.2. ЭКГ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ	59

4.3. ЭЛЕКТРОКАРДИОМОНИТОРЫ	64
4.4. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ СИСТЕМЫ ОПЕРАТИВНОГО ВРАЧЕБНОГО КОНТРОЛЯ (АСОВК)	67
4.5. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФ	68
4.6. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФ 19-КАНАЛЬНЫЙ «НЕЙРОН-СПЕКТР 3»	70
4.7. РЕОГРАФ РГ 4-02	70
4.8. ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКАЯ СИСТЕМА CONAN.....	73
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	76
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	77