МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ
АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА
(НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)» (СГАУ)

А.А. Федотов,
С.А. Акулов

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КЛИНИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

Рекомендовано учебно-методическим объединением вузов Российской Федерации по образованию в области радиотехники, электроники, биомедицинской техники и автоматизации в качестве учебного пособия для студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлению подготовки бакалавров и магистров 201000 «Биотехнические системы и технологии»

САМАРА
Издательство СГАУ
2014

УДК 6(075)
ББК 5я7
Ф342

Рецензенты: д-р техн. наук, проф. Мелентьев В.С.
канд. техн. наук, доц. Пахарьков Г.Н.

Федотов А.А.

Ф342 Методы и средства клинического мониторинга: учеб. пособие / *А.А. Федотов, С.А. Акулов.* – Самара: Изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, 2014. – 236 с.

ISBN 978-5-7883-0913-2

Рассматриваются структурное построение и основные особенности функционирования современных систем клинического мониторинга состояния организма человека. Основное внимание уделено построению измерительных каналов биоэлектрической активности сердца, артериальной пульсации крови и электрического импеданса биологических тканей, являющихся основными элементами большинства современных систем медицинской диагностики. В пособии наиболее подробно рассмотрены примеры построения мониторов артериального давления крови, параметров сердечного ритма, респираторной системы человека и нейромышечного мониторинга.

Учебное пособие предназначено для бакалавров и магистрантов, обучающихся по направлению «Биотехнические системы и технологии», а также будет полезно всем специалистам в области разработки современного медицинского приборостроения и биомедицинской инженерии.

УДК 6(075)
ББК 5я7

ISBN 978-5-7883-0913-2

© Самарский государственный аэрокосмический университет, 2014

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие **6**

ГЛАВА 1. Медицинские системы клинического мониторинга **8**
1.1. Общие принципы клинического мониторинга 8
1.2. Биомедицинские сигналы и их характеристики 14
1.3. Общие сведения об измерительных преобразователях биомедицинских сигналов 26

ГЛАВА 2. Средства регистрации сигнала артериальной пульсации крови **34**
2.1. Общие сведения и классификация методов регистрации артериальной пульсации крови 34
2.2. Особенности построения фотоплетизмографов 41
2.3. Методы и средства сфигмографии 49
2.3.1. Основы сфигмографического метода регистрации артериальной пульсации крови 49
2.3.2. Датчики давления 52
2.3.3. Структурное построение сфигмографов 57

ГЛАВА 3. Устройства регистрации биоэлектрической активности сердца **63**
3.1. Структурное построение электрокардиографов 63
3.2. Особенности регистрации потенциалов биоэлектрической активности сердца 67

ГЛАВА 4. Методы и средства измерения электрического импеданса биологических тканей **71**
4.1. Измерение электрического импеданса неоднородных проводников 71
4.2. Особенности измерения электрического импеданса биологических тканей 74
4.3. Методы измерения биоэлектрического импеданса. 83
4.3.1. Потенциометрический метод измерения 83
4.3.2. Мостовой метод измерения 87
4.3.3. Резонансный метод измерения 89
4.3.4. Метод измерения на основе анализа переходной функции 91
4.4. Анализ построения средств измерения биоэлектрического импеданса 93

ГЛАВА 5. Клинические системы мониторинга сердечного ритма. **95**
5.1. Основные принципы мониторинга сердечного ритма 95
5.2. Методы математического анализа сердечного ритма 98

5.3. Методы компьютерной обработки биосигналов в системах мониторинга сердечного ритма 108
5.3.1. Основы цифровой фильтрации биомедицинских сигналов 108
5.3.2. Методики детектирования характеристических точек биомедицинских сигналов 128
5.4. Структурное построение аппаратуры автоматизированного анализа сердечного ритма 141

Глава 6. Мониторинг параметров давления крови и величины сердечного выброса 144
6.1. Прямые инвазивные методы измерения давления крови 146
6.2. Косвенные методы измерения давления крови 150
6.3. Структурное построение аппаратуры мониторинга параметров давления крови 160
6.4. Мониторинг величины сердечного выброса 165
6.4.1. Инвазивное измерение величины сердечного выброса 166
6.4.2. Неинвазивная оценка величины сердечного выброса. 170

Глава 7. Респираторный мониторинг 179
7.1. Принципы мониторинга функции внешнего дыхания 179
7.2. Диагностические показатели газообмена крови 181
7.3. Мониторинг степени насыщения гемоглобина крови кислородом 184
7.3.1. Спектрофотометрическая оксиметрия 184
7.3.2. Методика пульсовой оксиметрии 188
7.3.3. Особенности структурного построения пульсоксиметров 191
7.3.4. Источники погрешностей при пульсоксиметрии 200
7.4. Мониторинг напряжения кислорода в крови 202
7.5. Мониторинг дыхательных газов. Методика и аппаратуракапнометрии 204
7.6. Мониторинг частоты дыхания 210

Глава 8. Нейромышечный мониторинг 215
8.1. Проблематика контроля нейромышечной функции во время наркоза. 215
8.2. Инструментальная оценка уровня нейромышечной блокады 217
8.3. Методики мониторинга уровня нейромышечной блокады 221
8.4. Аппаратура мониторинга нейромышечной функции 228

Заключение 233
Библиографический список 234

Книга посвящается светлой памяти
профессора Калакутского Льва Ивановича,
научного руководителя, учителя и наставника авторов

ПРЕДИСЛОВИЕ

Появление в последние годы в клинической практике многочисленной аппаратуры мониторного контроля физиологических показателей открывает большие возможности в совершенствовании методик медицинской диагностики. Именно в этой области медицины наиболее важным является непрерывный контроль и прогнозирование развития состояния пациента на фоне проведения лечебных процедур. Особенностью современных систем клинического мониторинга, используемых в анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии, является применение «интеллектуальных» технических средств, позволяющих получать результаты оценки физиологических показателей пациента в готовом для восприятия виде.

Значительное повышение технического уровня развития современных диагностических систем за счет совершенствования аппаратной реализации и технологий производства делает системы клинического мониторинга незаменимыми в повседневной практике. При этом все более существенную роль в настоящее время начинают играть компьютерные методы обработки биомедицинской информации, в частности, методы цифровой фильтрации биомедицинских сигналов.

Неотъемлемыми элементами систем клинического мониторинга являются измерительные преобразователи биомедицинских сигналов, обеспечивающие преобразование происходящих в организме человека физиологических процессов в диагностическую информацию. В настоящей работе рассмотрены основные технические принципы построения устройств регистрации биомедицинских сигналов, являющихся основными компонентами систем клинического мониторинга и определяющих базовые характеристики и эффективность проводимой диагностики. Учебное пособие содержит практические примеры построения наиболее актуальных систем мониторинга артериального давления крови, параметров сердечного ритма и дыхательной системы человека.

В первой главе рассмотрены общие принципы клинического мониторинга, приведены характеристики аппаратных средств мониторинга, применяемых в анестезиологии, реаниматологии, интенсивной терапии, формулируются требования к составу диагностической аппаратуры. Рассмотрены основные подходы к получению информации о состоянии живого организма с помощью регистрации и анализа биомедицинских сигналов. Описаны основные характеристики измерительных преобразователей и методы определения погрешностей измерений физиологических показателей.

Во второй главе приведено описание структурного построения и принципов функционирования устройств регистрации артериальной пульсации крови, построенных на различных физических принципах преобразования артериальной пульсации крови в информационный сигнал. Основное внимание уделяется рассмотрению и практической реализации фотометрического и сфигмографического методов регистрации биосигнала артериальной пульсации крови.

Третья глава посвящена рассмотрению особенностей регистрации потенциалов биоэлектрической активности сердца. Приведены структурные схемы электрокардиографов, подробно рассмотрены источники погрешностей, возникающих при регистрации электрокардиографического сигнала, обусловленных влиянием основных методических и инструментальных факторов.

В четвертой главе рассмотрены методы и средства измерения электрического импеданса биологических тканей. Проанализированы различные способы построения измерительных устройств биоимпеданса, описаны особенности измерения электрического импеданса биологических тканей.

Пятая глава содержит изложение принципов построения средств измерения и оценки параметров сердечного ритма и их использование в клинической практике. Рассмотрены основные методы математического анализа параметров сердечного ритма и компьютерной обработки биомедицинских сигналов, приведен анализ особенностей структурного построения аппаратуры автоматизированного мониторинга сердечного ритма.

Шестая глава учебного пособия посвящена рассмотрению методов и средств мониторинга артериального давления крови и оценки величины сердечного выброса. Рассмотрены методы прямого и косвенного измерения параметров давления крови, построение монитор-

ной аппаратуры измерения артериального давления и оценки величины сердечного выброса.

В седьмой главе рассмотрены методики и средства респираторного мониторинга. Основное внимание уделено анализу средств контроля газов крови и газообмена. Подробно изложены принципы пульсоксиметрии, рассмотрено построение аппаратуры и методик ее использования в клинической практике.

В восьмой главе уделено внимание построению систем мониторинга нейромышечной функции. Рассмотрены методики оценки нейромышечной блокады во время проведения наркоза. Проведён анализ основных особенностей структурного построения аппаратуры оценки состояния нейромышечной функции.

Материалы данного учебного пособия могут рассматриваться как первая ступень в изучении проблемы создания инструментальных средств регистрации и обработки биомедицинских сигналов и информации с целью совершенствования аппаратуры мониторинга состояния пациентов.

Учебное пособие посвящается светлой памяти научного руководителя авторов, заслуженного работника высшей школы Российской Федерации, профессора, доктора технических наук Калакутского Льва Ивановича.

ГЛАВА 1
МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ КЛИНИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

1.1. Общие принципы клинического мониторинга

Повышение эффективности современных медицинских технологий тесно связано с совершенствованием методов и инструментальных средств диагностики и объективного контроля состояния пациента в процессе лечения. В медицине критических состояний проблема непрерывного контроля диагностических данных занимает особое место, так как в этой области медицины мониторинг текущего состояния пациента может иметь жизненно важное значение.

Построение инструментальных средств диагностики состояния основано на регистрации и измерении физиологических показателей, характеризующих работу важнейших физиологических систем организма.

Первыми техническими средствами, используемыми для этой цели, стали ртутный термометр для определения температуры тела и звукоусилительная трубка для прослушивания шумов сердца и дыхания.

Развитие техники и, в особенности, электроники привело к созданию высокочувствительных методов регистрации биологических сигналов и эффективных средств их обработки и получения диагностических данных.

Биомедицинские сигналы представляют собой разнообразные по характеру проявления (электрические, механические, химические и др.) деятельности физиологических систем организма. Знание параметров и характеристик биологических сигналов дополняет клиническую картину заболевания объективной диагностической информацией, позволяющей прогнозировать развитие состояния пациента.

Современная концепция **клинического мониторинга** (от лат. Monitor – предостерегающий) предполагает непрерывный контроль состояния пациента, осуществляемый на основе регистрации физиологических данных и оценки диагностических показателей организма с целью выявления отклонения показателей, предупреждения опасностей и осложнений, возникающих в процессе лечения.

Методы исследования физиологических процессов, используемые в приборах клинического мониторинга, должны обеспечивать непрерывность регистрации биологических сигналов в реальном масштабе времени при высокой диагностической ценности получаемых показателей. Этим требованиям удовлетворяют ряд методов физиологических исследований, широко используемых в функциональной диагностике.

Электрокардиография – метод исследования электрической активности сердца, осуществляемый с помощью регистрации и последующей обработки электрокардиограммы (ЭКГ). Используется в мониторах для визуального наблюдения ЭКГ и диагностики нарушений, для слежения за показателями вариабельности сердечного ритма, отражающими состояние регуляторных процессов в организме.

Электроэнцефалография – метод исследования биоэлектрической активности мозга, дающий информацию о функциональном состоянии мозга и его отдельных участков. Используется при мониторинге активности центральной нервной системы, в частности, при определении глубины анестезии с помощью биспектрального анализа электроэнцефалограммы, а также путем оценки слуховых вызванных потенциалов мозга.

Импедансная плетизмография (электроплетизмография, реография) – метод исследования центральной и периферической гемодинамики, основанной на изучении сопротивления тканей переменному электрическому току. При мониторинге параметров гемодинамики (частоты сердечных сокращений (ЧСС), ударного объема, общего периферического сопротивления, параметров венозного отдела кровообращения и др.) оценивается пульсирующая составляющая сопротивления тканей, возникающая вследствие изменения интенсивности кровотока. При мониторинге содержания и распределения жидкости в организме оценке подвергается базовая составляющая сопротивления тела на различных частотах. В многоканальных мониторах метод используется для слежения за параметрами дыхания, например, частотой дыхания (ЧД).

Фотоплетизмография – метод исследования периферической гемодинамики, основанный на изучении поглощения света, проходящего через исследуемый участок ткани с пульсирующей кровью. Используется в мониторах пациента для определения ЧСС, величины интенсивности пульсации кровотока, а также в пульсоксиметрах.

Осциллометрия – метод исследования параметров периферической гемодинамики, осуществляемый путем регистрации и анализа

пульсаций давления в окклюзионной манжетке, окружающей исследуемый сосуд. Используется в клиническом мониторинге для слежения за параметрами артериального давления (АД) крови.

Оксиметрия и капнометрия – методы исследования функции внешнего дыхания, основанные на анализе состава выдыхаемых газов или газов крови исследуемых участков тканей. Используется в клиническом мониторинге с целью следящей оценки концентрации кислорода (углекислого газа) в выдыхаемом воздухе, напряжения кислорода в крови, сатурации гемоглобина крови кислородом.

Развитие средств регистрации и методов обработки биологических сигналов, а также широкое использование микропроцессорной техники привело к объединению отдельных приборов измерения и контроля физиологических параметров в многофункциональные мониторные системы, позволяющие вести комплексную оценку состояния пациента.

В клинических мониторных системах осуществляется сбор физиологических данных, анализ полученной информации, определение диагностических показателей с представлением результатов в удобном для восприятия виде (рисунок 1.1).

Сбор данных в мониторных системах основан на регистрации биологических сигналов, то есть преобразовании сигналов, отражающих функционирование физиологических систем в форму, удобную для дальнейшей обработки и анализа.

Физиологические параметры могут быть определены либо непосредственно, как измеряемые физические величины, например, температура, давление, биоэлектрические потенциалы, либо как величины, характеризующие взаимодействие физиологических процессов организма с физическими полями, например, величина ослабления прошедших через исследуемые ткани оптического излучения, ультразвука, электромагнитных волн.

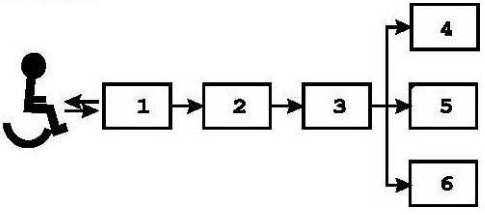


Рисунок 1.1 – Структурное построение клинического монитора:
1 – датчики физиологических параметров, 2 – блок первичной обработки данных, 3 – блок анализа информации,
4 – регистратор, 5 – дисплей, 6 – память

Для регистрации и измерения физиологических параметров служат датчики, содержащие чувствительные элементы, преобразующие исследуемый физиологический процесс в электрический сигнал. Анализ данных в мониторах включает первичную обработку электрических сигналов датчиков, например, усиление сигналов, фильтрацию помех, аналого-цифровое преобразование, измерение характеристик сигналов, имеющих диагностическую ценность.

Простейшим вариантом анализа данных, используемым в прикроватных мониторах является пороговый контроль величины текущих значений физиологических параметров с включением тревожной сигнализации при приближении значения контролируемого параметра к заранее заданной, «опасной», величине.

После первичной обработки биологических сигналов анализ данных в мониторных системах ведется с помощью средств микропроцессорной техники, которая предоставляет большие возможности по реализации сложных диагностических алгоритмов обработки физиологической информации, в частности, проведение спектрального, статистического, регрессионного и других методов математического анализа.

В то же время цифровая обработка сигналов в мониторах упрощает построение аппаратуры – реализацию многоканального отображения физиологических кривых на графических дисплеях, организацию памяти данных, передачу информации по цифровым сетям, формирование баз данных для отсроченного анализа и т.д.

Цифровая обработка сигналов в современных мониторах позволяет провести сложный многопараметровый анализ поступающей физиологической информации, что приводит к снижению влияния артефактов, возникающих при регистрации сигналов.

Использование компьютерных средств обработки данных дает возможность предоставлять всю информацию, поступающую от аппаратуры в удобном для врача виде. В «интеллектуальных» мониторах осуществляется переход от контроля отдельных физиологических параметров к наблюдению за изменениями интегральных показателей, характеризующих состояние пациента.

Интегральный показатель состояния может быть определен по способу формирования обобщенного критерия на основе меры отклонения частных критериев от «идеальной» альтернативы. В качестве меры обобщенного критерия состояния может быть использована степень соответствия значений физиологических параметров в рассматриваемый момент времени границам их динамической нормы.

Величина интегрального показателя состояния может быть определена как минимальное расстояние между точкой многомерного пространства нормированных значений физиологических параметров и областью данного пространства, соответствующей динамической норме. Относительное изменение расстояния, определяемое в различные моменты времени, характеризует динамику изменения состояния пациента.

На основе слежения за изменением интегрального показателя состояния строятся простые и наглядные способы отображения информации. Например, в одной из таких систем на дисплей наблюдения за состоянием больных в палатах выводится план отделения с расположением палат и размещением в них пациентов. Каждое место в палате отображается на плане в виде цветной пиктограммы. Изменение цвета пиктограммы от зеленого к красному соответствует изменению показателя состояния пациента от нормы к «тревоге» и легко распознается медицинским персоналом, ведущим круглосуточное наблюдение.

В последние годы мониторные системы преобразуются в клинические информационные системы, обладающие широкими возможностями по использованию баз медицинских данных.

В таких системах реализуется концепция «гибкого» мониторинга, основанная на использовании технологии компьютерных локальных сетей. Каждый мониторный прибор, участвующий в контроле или управлении состоянием пациента, снабжается «сетевой картой» – устройством, с помощью которого осуществляется обмен данными в компьютерной сети клиники. Прикроватные мониторы, пульсоксиметры, инфузионные дозаторы, наркозно-дыхательная и другая аппаратура связываются с центральным компьютером – рабочей станцией клиники. Удобство использования компьютерных сетей в медицинских учреждениях заключается в том, что соединение всех приборов осуществляется с помощью дешевого телефонного кабеля, что существенно снижает стоимость оборудования клиники средствами мониторинга.

Рабочая станция является общим коллектором данных, поступающих со всех приборов. Данные о жизненно важных физиологических параметрах передаются от рабочей станции на мультидисплейные мониторы поста наблюдения за состоянием пациентов. База данных, являющаяся ядром клинической информационной системы, позволяет заносить данные пациента в «электронную» историю болезни, которая может быть распечатана в привычном для врача виде. Компьютерная сеть охватывает все источники информации в клинике: приемное отделение, клинические лаборатории, кабинеты функциональной диагно-

стики, получения медицинских изображений и др., что позволяет концентрировать все данные, относящиеся к пациенту на рабочей станции.

Локальная сеть системы имеет выход в сеть телемедицины, что дает возможность проводить консультации с ведущими специалистами других клиник. Терминалы системы могут быть установлены на любом рабочем месте врача, предоставляя ему всю необходимую информацию о пациенте. Имеется возможность включения баз знаний, предоставляющих обширный справочно-информационный материал, а также стандартные программные приложения, позволяющие вести обработку медицинских данных.

Таким образом, современные системы клинического мониторинга осуществляют не только многопараметровый контроль состояния пациента, но и подсказывают решения по диагностике, выбору оптимальной тактики лечения и даже по проведению неотложной интенсивной терапии.

Ценность использования систем мониторинга для клинической практики определяется следующими факторами:

- высокой точностью и объективностью получаемой диагностической информации;
- отслеживанием изменений жизненно важных параметров организма в реальном масштабе времени, определяемом высоким быстродействием обработки физиологической информации;
- возможностью одновременной обработки изменений нескольких физиологических параметров и установлением связи между ними;
- ранним выявлением признаков нарушения управления в системах организма;
- наблюдением за изменениями диагностических показателей, являющихся производными от текущих значений физиологических параметров (например, слежение за изменением периферического сопротивления, сердечного выброса, индексов активности вегетативной регуляции и т.п.).

Данные возможности делают методы и средства клинического мониторинга незаменимым фактором, без которого невозможно эффективное ведение больных, находящихся в критических состояниях.

Клинический мониторинг в медицине критических состояний может включать несколько направлений:

- **контроль физиологических функций** пациента, например, контроль частоты сердечных сокращений при электрической нестабильности сердца с включением сигнала тревоги при выходе параметра за установленные границы и автоматическое включение электрокардиостимулятора или дефибриллятора;
- **контроль лечебных воздействий** – мониторинг глубины анестезии, уровня нейромышечного блока, дозировки инфузии, концентрации вдыхаемых газов и др.;
- **контроль окружающей среды** – мониторинг температуры, влажности воздуха в кювете для новорожденного, давления и газового состава воздуха в барокамере и т.п.

Результаты клинического мониторинга позволяют более точно оценить состояние пациента, а также дают возможность реализации систем управления состоянием путем автоматического дозирования лечебных воздействий.

1.2. Биомедицинские сигналы и их характеристики

Биомедицинские сигналы представляют собой физические проявления физиологических процессов живого организма, которые могут быть измерены и представлены в виде, удобном для обработки с помощью электронных средств (например, в виде величины электрического напряжения или тока). Обработка биосигналов проводится с целью выделения информативных с точки зрения медицинской диагностики признаков биосигнала или с целью определения диагностических показателей, вычисляемых по параметрам биосигнала.

По механизму образования биосигналов в живом организме можно выделить две основные группы биосигналов.

К **первой** группе можно отнести биосигналы, связанные с образованием в организме физических полей биологического происхождения, ко **второй** группе – биосигналы, связанные с изменениями физических характеристик участка биологической ткани, происходящими под влиянием протекания физиологических процессов.

Первая группа биосигналов включает сигналы, обусловленные биоэлектрической активностью органов и тканей, связанные с наличием в организме сравнительно низкочастотных электрических полей биологического происхождения, вызванные электрохимическими и кинетическими процессами, протекающими в организме. Они, как

правило, характеризуют функционирование отдельных органов и функциональных систем. Низкочастотные электрические поля в значительной степени экранируются проводящими тканями биологического объекта с неоднородным распределением электрической проводимости.

Электрические поля являются причиной создания на кожном покрове биоэлектрических потенциалов, при этом можно выделить квазистатический электрический потенциал, имеющийся на определенном участке поверхности, и потенциал, изменяющийся синхронно с изменением свойств определенного органа или системы при его функционировании.

Таким образом, на кожном покрове будет иметься постоянный потенциал относительно зоны, взятой за базовую, и переменный – который характеризует работу соответствующего органа или функциональной системы. Спектр переменных биосигналов, характеризующих функционирование органов и систем, лежит в полосе частот от долей Гц до единиц кГц. Разность квазистатических потенциалов между участками на кожном покрове человека достигает долей вольта и в значительной степени зависит от электродов, с помощью которых они регистрируются. Разность переменных потенциалов оценивается в диапазоне от мкВ до десятков мВ.

Наибольшую диагностическую ценность имеют переменные биосигналы, характеризующие функционирование сердца, центральной нервной системы, опорно-двигательного аппарата, состояние нервно-мышечной проводимости и др. Приведем краткую характеристику некоторых из них.

Электрокардиографический (ЭКГ) сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи, возникающее под действием биоэлектрической активности сердца.

На рисунке 1.2 приведен фрагмент электрокардиографического сигнала (ЭКГ), зарегистрированного у здорового человека в нормальных условиях. Диапазон изменений амплитуды ЭКГ сигнала составляет 0,3…3,0 мВ; частотный диапазон сигнала составляет 0,05…300 Гц.

Используется в кардиологической диагностике для контурного, в том числе и визуального анализа сигнала на коротких записях, автоматизированного поиска и идентификации аномальных участков сигнала при длительной записи (системы Холтеровского мониторирования), определении показателей вариабельности ритма сердца. В системах

клинического мониторинга электрокардиографический сигнал используется для отображения на экране монитора с целью визуального наблюдения сигнала в нескольких отведениях, диагностики нарушений ритма, для слежения за показателями вариабельности сердечного ритма, отражающими состояние регуляторных процессов в организме.

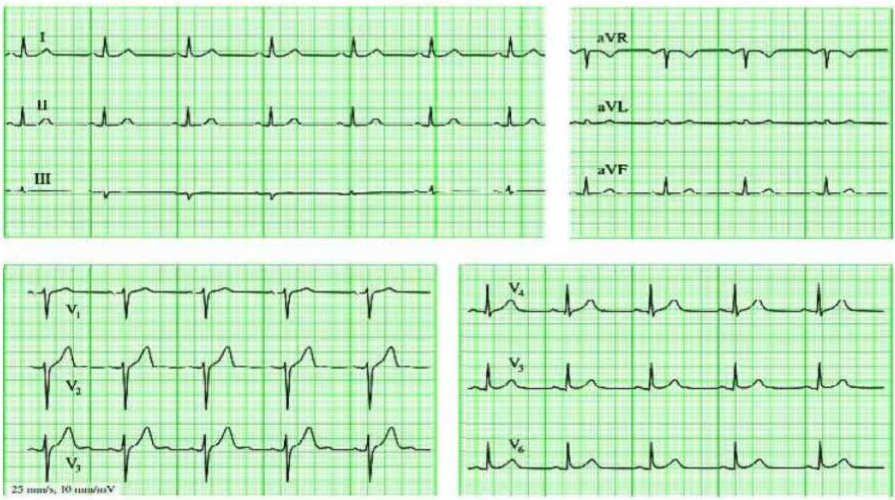


Рисунок 1.2 – ЭКГ сигнал в норме, зарегистрированный в 12 отведениях

Магнитокардиографический сигнал представляет собой изменение во времени магнитного поля, возникающего вследствие биоэлектрической активности сердца. Регистрируется бесконтактно с помощью магнитометров, преобразующих интенсивность магнитного поля в электрический сигнал. Магнитокардиографический сигнал используется в кардиологической диагностике, в частотности в перинатологии, для контурного визуального анализа сигнала на коротких записях, а также для картирования распределения магнитного поля по сердцу.

Электроэнцефалографический (ЭЭГ) сигнал – представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков головы, возникающее под действием биоэлектрической активности центральной нервной системы.

На рисунке 1.3 приведен ЭЭГ сигнал, зарегистрированный в 19 отведениях у здорового человека. Диапазон изменений амплитуды ЭЭГ сигнала составляет 0,002…0,1 мВ; частотный диапазон сигнала составляет 0,3…80 Гц.

Регистрация и анализ ЭЭГ сигналов используется в диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков в основном путем топографического анализа амплитуд отдельных частотных компонент сигнала, называемых ритмами, на коротких записях. Основными ритмами ЭЭГ сигнала являются: альфа-ритм (8…13 Гц), бета-ритм (13…35 Гц) и гамма-ритм (35…80 Гц).

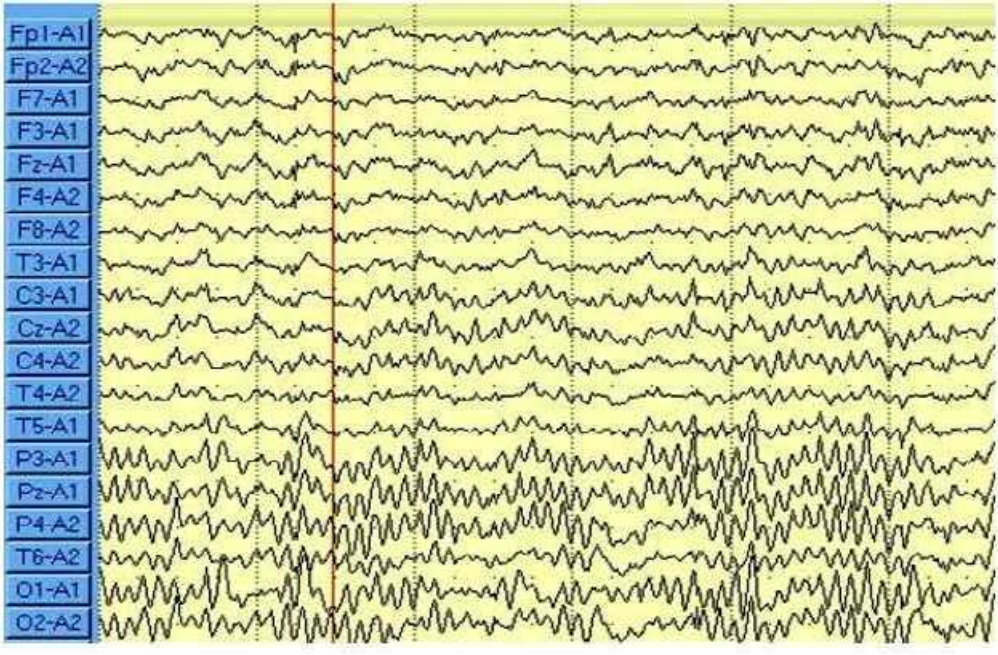


Рисунок 1.3 – Многоканальная запись ЭЭГ сигнала здорового человека

Электроэнцефалография применяется при мониторинге активности центральной нервной системы, в частности, при определении глубины анестезии с помощью биспектрального анализа ЭЭГ сигнала, а также путем оценки вызванных аудиторных биопотенциалов мозга. ЭЭГ сигнал также находит применение в системах человеко-машинных интерфейсов для передачи данных от человека-оператора к управляемому с помощью биосигналов автоматизированному машинному комплексу.

Электрокортикографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков головного мозга с помощью электродов, отводящих биопотенциалы непосредственно от коры головного мозга. Диапазон изменения ам-

плитуды сигнала составляет 0,01…0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,3…80 Гц.

Электрокортикографический сигнал используется в исследованиях и детальной диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков в основном путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях.

Электромиографический сигнал (ЭМГ) представляет собой изменение во времени электрического потенциала мышц. Регистрируется с помощью электродов, накладываемых на кожу в проекции исследуемых мышц. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,02…3,0 мВ, частотный диапазон составляет 0,1…1000 Гц.

Регистрация и обработка ЭМГ сигнала используется в диагностике функционального состояния нервно-мышечной проводимости, состояния опорно-двигательного аппарата в основном путем анализа топографии и амплитуды сигнала на коротких записях. Используется при исследовании выраженности Н-рефлекса, также применяется при мониторинге нервно- мышечной проводимости во время наркоза.

Электроокулографический сигнал представляет собой изменение во времени корнеоретинального электрического потенциала, вызываемого движением глазного яблока. Регистрируется с помощью электродов, накладываемых на кожу в области век. На рисунке 1.4 приведены электроокулографические сигналы, записанные одновременно с ЭЭГ сигналом и ЭМГ сигналом напряжения мышц подбородка.

Диапазон изменения амплитуды электроокулографического сигнала составляет 0,01…0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1…7 Гц. Электроокулографические сигналы используются в диагностике функционального состояния вестибулярного аппарата у человека путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях, в частности, для диагностики нистагма, характеризующего нарушения нормального функционирования организма на вестибулярные воздействия.

Электрогастрографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала, возникающего при работе желудочно-кишечного тракта. Регистрируется с помощью электродов, накладываемых на кожу передней брюшной стенки. На рисунке 1.5 приведены записи электрогастрографического сигнала человека, записанные до и после лечения язвенной болезни желудка.

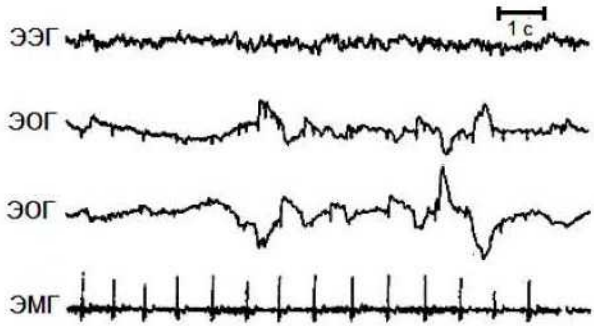


Рисунок 1.4 – Сон с быстрым движением глаз. Сверху вниз: ЭЭГ сигнал; электроокулограмма обоих глаз; ЭМГ сигнал напряжения мышц подбородка



Рисунок 1.5 – Электрогастрограммы больного язвенной болезнью желудка: 1 – до лечения; 2 – после лечения

Диапазон изменения амплитуды электрогастрографического сигнала составляет 0,2…1,0 мВ, частотный диапазон составляет 0,05…2,0 Гц. Электрогастрография используется в диагностике функционального состояния желудочно-кишечного тракта в основном путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях.

Сигнал **кожно-гальванической реакции** (по Тарханову) представляет собой медленное изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи в ответ на психологические тесты. По Фере **кожно-гальваническая реакция** проявляется в изменении электрокожного сопротивления. Кожно-гальваническую реакцию связывают с секреторной деятельностью потовых желез, расположенных под электродами и контролируемых непосредственно ЦНС.

На рисунке 1.6 приведен сигнал кожно-гальванической реакции (КГР) человека, зарегистрированного во время игры в шахматы, в нижней части рисунка приведены сопровождающие решение речевые рассуждения: 1 – «Ага, а если мы пойдем слоном»; 2 – «Слон на В6,

отлично!»; 3 – «Поле С7 перекрыто». Резкое падение сопротивления кожи является показателем эмоциональной активации в момент принятия решения.

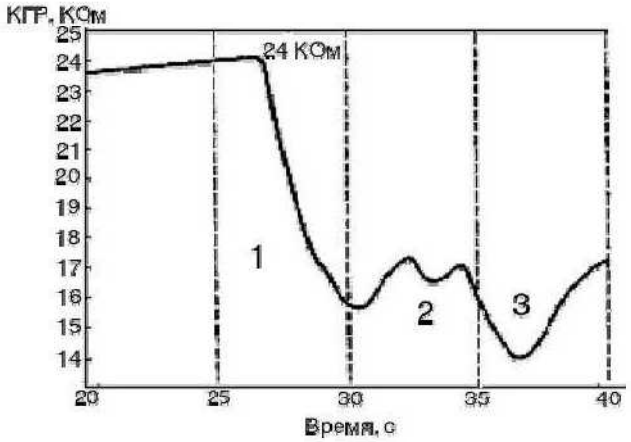


Рисунок 1.6 – Динамика кожно-гальванической реакции в процессе решения мыслительной (шахматной) задачи (по О.К. Тихомирову)

Диапазон изменения амплитуды сигнала кожно-гальванической реакции составляет 0,1…2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1…10 Гц. Регистрация и обработка сигнала кожно-гальванической реакции используются в диагностике психоэмоционального состояния человека путем контурного анализа сигнала на коротких записях.

Фонокардиографический сигнал представляет собой изменение во времени акустических (звуковых) проявлений работы сердца. Регистрируется с помощью микрофона, накладываемого на грудь обследуемого в проекции сердца и преобразующего звуковые колебания в электрический сигнал. На рисунке 1.7 приведен фонокардиографический сигнал, зарегистрированный одновременно с ЭКГ сигналом. Диапазон изменения амплитуды фонокардиографического сигнала в зависимости от типа используемого микрофона составляет 0,1…2 мВ, частотный диапазон составляет 20…800 Гц.

Фонокардиография используется в кардиологической диагностике путем контурного визуального анализа сигнала на коротких записях,

часто в совокупности с электрокардиографическими сигналами. В электронных стетоскопах используется для прослушивания сердечных тонов и выявления патологий в биомеханике сердца.

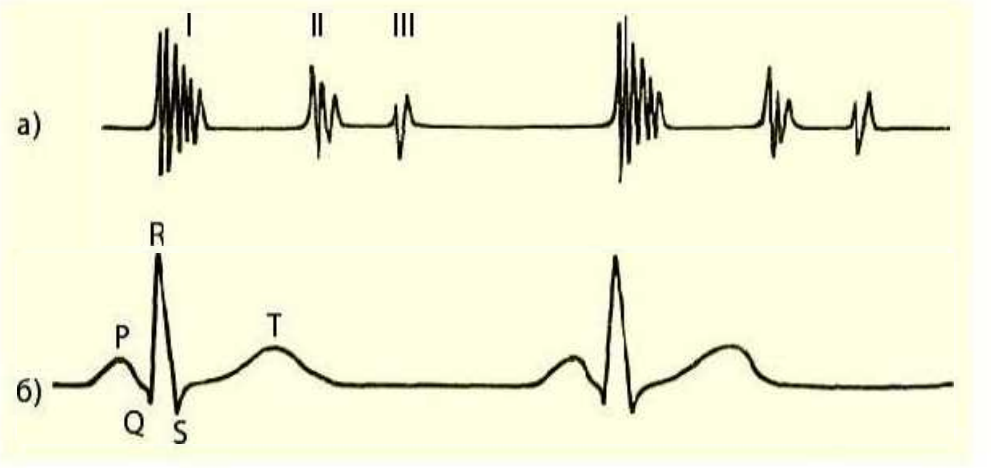


Рисунок 1.7 – Фонокардиограмма (а), электрокардиограмма (б); систолический (I), диастолический (II), желудочковый (III) тоны

Сфигмографический сигнал представляет собой изменение во времени колебаний сосудистой стенки. Регистрируется с помощью датчиков давления, преобразующих колебания сосудистой стенки в электрический сигнал, накладываемых на кожу в местах пролегания сосудов в непосредственной близости от поверхности кожи. Диапазон изменения амплитуды сфигмографического сигнала в зависимости от применяемого датчика составляет 0,1…2 мВ, частотный диапазон составляет 0,3…70 Гц. На рисунке 1.8 приведены фрагменты синхронной записи сфигмограммы сонной и бедренной артерий совместно с ЭКГ сигналом.

Регистрация сфигмографических сигналов используется в кардиологической диагностике для контурного анализа сигнала на коротких записях с целью определения эластических свойств сосудов и дисфункции сосудистого эндотелия, а также в системах неинвазивного мониторинга артериального давления.

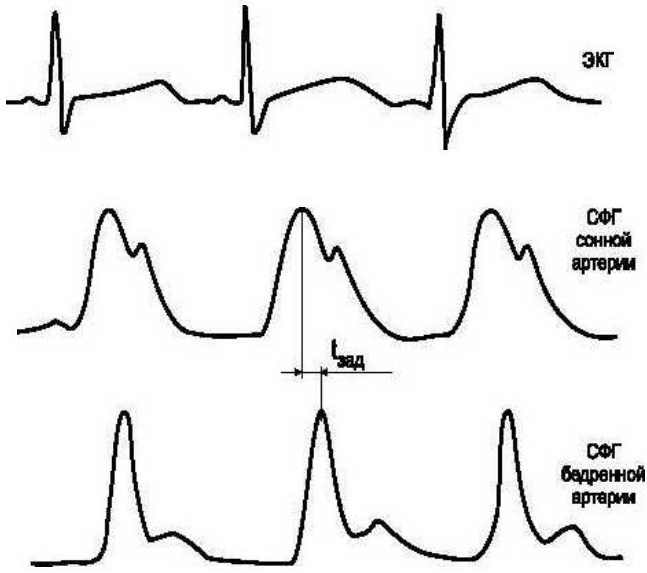


Рисунок 1.8 – Синхронная регистрация ЭКГ сигнала и сфигмограмм

Вторая группа биосигналов требует для своей регистрации приложения к биологическим тканям внешних физических полей.

Реографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического сопротивления участка биологической ткани, расположенного между измерительными электродами. Для регистрации реографического сигнала через участок исследуемых биологических тканей пропускается переменный электрический ток с частотой порядка сотен кГц и амплитудой, не превышающей 1 мА. Амплитуда сигнала измеряется как падение напряжения на участке биологических тканей, расположенных между измерительными электродами, и составляет не менее 1 мВ. Частотный диапазон биосигнала составляет 0,3…70 Гц.

Методы реографии используются в кардиологической практике для определения параметров центрального кровотока (по Тищенко), например, величины сердечного выброса с помощью дифференциальной реограммы, и параметров периферического кровотока, например, формы пульсовой волны, величины индекса перфузии.

Фотоплетизмографический (ФПГ) сигнал представляет собой изменение во времени объема кровеносного сосуда под действием

пульсовых волн. Для регистрации фотоплезмографического сигнала через исследуемый участок биологических тканей пропускается поток излучения оптического или инфракрасного диапазона. Величина сигнала измеряется как ослабление излучения, проходящего через исследуемый участок биологической ткани, содержащей кровеносный сосуд (или отраженного от участка исследуемой биологической ткани).

Амплитуда сигнала при использовании широкополосного фотоприемника составляет не менее 0,1 мВ. Частотный диапазон составляет 0,3…70 Гц. На рисунке 1.9 приведен фрагмент записи пальцевой фотоплетизмограммы.

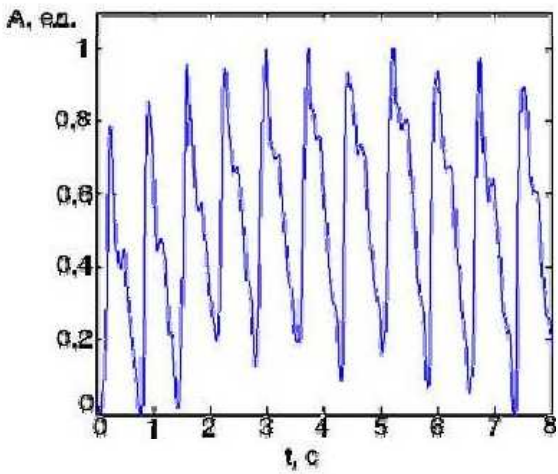


Рисунок 1.9 – Фрагмент записи пальцевой фотоплетизмограммы

Методы фотоплетизмографии используются в кардиологической практике для определения параметров периферического кровотока, например, с целью определения эластических свойств сосудов. В клиническом мониторинге используются при построении пульсоксиметров для неинвазивного мониторинга степени насыщения крови кислородом.

Плетизмографический сигнал представляет собой изменение во времени давления в компрессионной манжетке, охватывающей исследуемый кровеносный сосуд (например, плечевая окклюзионная манжетка). Для регистрации плетизмографического сигнала в компрессионной манжетке создается окклюзионное давление воздуха. Величина

сигнала измеряется с помощью датчика давления воздуха, подключаемого к манжетке. Амплитуда изменения сигнала при использовании современных тензометрических датчиков давления составляет порядка 0,1 мВ. Частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц. Форма плетизмографического сигнала аналогична виду ФПГ сигнала, зарегистрированного с одинакового участка артериального русла человека.

Методы плетизмографии используются при построении приборов измерения артериального давления крови, а также при исследовании эластических свойств сосудов.

Краткое рассмотрение характеристик, наиболее часто используемых при построении диагностических методик регистрации и обработки биосигналов, обнаруживает их основные особенности – малую амплитуду, низкочастотный спектр и чувствительность к воздействию помех.

При проведении регистрации на биосигнал всегда накладываются сигналы наводок (помех) и шумов. Наводки возникают вследствие действия внешних физических полей, не имеющих прямого отношения к объекту исследований. Помехи физической природы возникновения оказывают влияние на чувствительный элемент измерительного преобразователя или на отдельные узлы или цепи устройства преобразования биосигнала.

Шумы характерны как для измерительной аппаратуры, так и для объекта измерений. Под шумами понимаются такие сигналы, которые появляются на выходе вследствие особенностей функционирования и параметров измерительной аппаратуры, а также вследствие работы других подсистем и наличия процессов в организме, в результате которых возникают сигналы, не имеющие прямого отношения к определяемым показателям или характеристикам.

Так, например, если при измерении малых разностей потенциалов между участками кожного покрова электроды будут непрерывно колебаться из-за колебаний кожи, то при больших переходных сопротивлениях в месте контакта электродов с кожей и при нестабильности контактных явлений аппаратура покажет наличие переменного сигнала, появившегося в результате взаимодействия чувствительного элемента (электродов) с объектом измерений и не характерного для объекта, находящегося в нормальном состоянии.

В медицинской практике шумы биологического происхождения, вызванные процессами, не имеющими прямого отношения к опреде-

ляемым параметрам или характеристикам, называют часто артефактами. К артефактам биологического происхождения, как правило, относятся помехи, обусловленные дыханием или движениями обследуемого во время регистрации биосигналов, а также любую активность систем организма, не связанную с регистрируемым процессом, но оказывающую влияние на определяемые значения диагностических показателей. Наиболее ярким примером таких процессов может служить миографическая активность периферических мышц при регистрации ЭКГ сигнала.

Очень часто трудно отличить присутствующие помехи и шумы от биомедицинских сигналов, появившихся вследствие взаимодействия с объектом измерения чувствительного элемента измерительного преобразователя. Вследствие этого, даже располагая аппаратурой с гарантированными метрологическими характеристиками, нельзя с полной уверенностью утверждать, что погрешность результатов измерений не превышает значений, нормированных для технического измерительного средства.

Еще одним фактором, важным при исследовании биологических организмов, является их изменчивость и индивидуальность параметров и показателей. Даже на групповом уровне проявляется зависимость от национальных, возрастных, генетических и климатических особенностей, поэтому корректным является описание свойств биосигналов у группы организмов, в которой проводятся исследования одних и тех же проявлений.

Для установления каких-либо закономерностей в медицинской диагностике широко применяются методы математической статистики. Это обусловлено тем, что из-за субъективности и многофакторности получаемых результатов установить объективные закономерности можно только после математической обработки достаточно большого массива статистического материала. Получение такого фактического материала часто затруднительно, так как некоторые биологические процессы по длительности соизмеримы с продолжительностью существования биологической системы, и даже в тех случаях, когда определение интересующего параметра или показателя можно выполнить относительно быстро, набор статистического материала, анализ полученных данных с целью установления объективных закономерностей занимает значительные промежутки времени.

1.3. Общие сведения об измерительных преобразователях биомедицинских сигналов

Измерительное преобразование биосигналов представляет собой преобразование одной физической величины, характеризующей параметры биосигнала, в другую физическую величину, функционально с ней связанную.

Применение измерительных преобразований биосигналов является единственным методом практического построения любых инструментальных систем регистрации и обработки биомедицинской информации.

Измерительный преобразователь биосигналов – это техническое устройство, построенное на определенном физическом принципе действия, выполняющее одно частное измерительное преобразование и необходимую обработку сигнала с целью получения выходной величины преобразователя, например, преобразование артериальной пульсации крови в электрическое напряжение, ослабление помех и определение частоты сердечных сокращений.

В общем случае измерительный преобразователь представляет собой средство измерения, предназначенное для выработки сигнала измерительной информации в форме, удобной для передачи и дальнейшей обработки, но не поддающейся непосредственному восприятию наблюдателем. Измерительный преобразователь, как правило, содержит в своем составе чувствительный элемент – датчик или сенсор.

Датчик – устройство, преобразующее измеряемую величину в сигнал, удобный для передачи, дальнейшего преобразования или регистрации. Тип и конструкция датчика зависят от вида необходимого преобразования, т.е. определяются конкретными физическими представлениями входного неэлектрического сигнала и выходного электрического сигнала, а также зависят от условий работы датчика. Чувствительный элемент является частью первого в измерительной цепи преобразовательного элемента, находящегося под непосредственным воздействием измеряемой величины. Ключевыми характеристиками датчиков являются пределы измерений, динамические и частотные диапазоны, погрешность измерения, допустимые условия эксплуатации, массогабаритные характеристики.

Датчики систем физиологических измерений должны обладать целым рядом специальных качеств. Независимо от особенностей конкретных технических реализаций они должны обеспечивать:

1) получение устойчивого информативного сигнала;

2) минимальное искажение полезного сигнала;

3) максимальную помехозащищенность;

4) удобство размещения в необходимом для измерения месте;

5) отсутствие раздражающего или другого действия на организм;

6) возможность стерилизации (без изменения характеристик) и многократного использования.

Кроме этого, датчики должны быть по возможности миниатюрными, конструктивно удобными для размещения и фиксации, не иметь острых и выступающих краев, не содержать жидких и полужидких элементов (спирт, масло), по возможности не потреблять энергию и не оказывать энергетического воздействия на объект исследования.

При разработке и выборе биомедицинских датчиков необходимо учитывать прежде всего параметры контролируемого физиологического процесса, а также особенности условий применения. Основными параметрами, характеризующими любой физиологический процесс с точки зрения разработки датчиков для его контроля являются динамический и частотный диапазоны контролируемых величин.

Датчики и ИП могут быть классифицированы по самым различным принципам: назначению, виду выходного сигнала, принципу действия и т.д. Важнейшим из них является принцип работы датчика. В соответствии с этим критерием датчики медико-биологической информации можно разделить на две группы: биоуправляемые и энергетические. На рисунке 1.10 приведена классификационная схема биомедицинских датчиков.

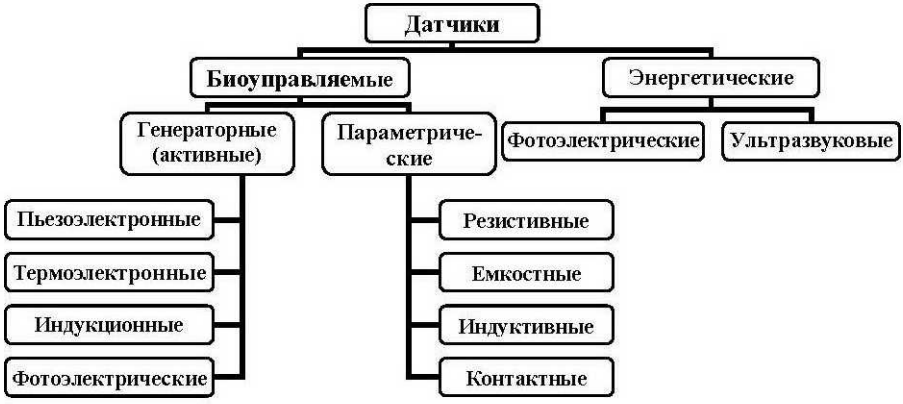


Рисунок 1.10 – Классификация биомедицинских датчиков

Биоуправляемые датчики изменяют свои характеристики непосредственно под влиянием биомедицинской информации, поступающей от объекта измерения. В свою очередь, биоуправляемые датчики подразделяются на активные (генераторные) и пассивные (параметрические).

В активных датчиках измеряемый параметр непосредственно преобразуется в электрический сигнал, т.е. под воздействием измеряемой величины активные датчики сами генерируют сигнал соответствующей амплитуды или частоты. По существу здесь совершается в миниатюре процесс биологического управления: объект управляет работой датчика, заставляя его генерировать электрические сигналы или изменять свои электрические параметры. К таким датчикам относятся пьезоэлектрические, индукционные преобразователи, термоэлементы.

Пассивные датчики под воздействием входной измеряемой величины изменяют свои электрические параметры: сопротивление, емкость или индуктивность. В отличие от активных (генераторных) датчиков пассивные (параметрические) датчики для получения соответствующего значения выходного напряжения или тока включаются в электрическую цепь с внешним источником питания. К таким датчикам можно отнести емкостные, индуктивные, резистивные, контактные датчики.

Энергетические датчики в отличие от биоуправляемых активно воздействуют на органы и ткани. Они создают в исследуемом органе так называемый немодулированный энергетический поток со строго определенными, постоянными во времени характеристиками. Измеряемый параметр воздействует на характеристики этого потока, модулирует его пропорционально изменениям самого параметра. Энергетические информационные преобразователи нуждаются в источнике дополнительной энергии для воздействия на объект и создания немодулированного энергетического потока. Из датчиков такого типа можно указать, к примеру, фотоэлектрические и ультразвуковые.

Измерительные преобразователи по месту, занимаемому в измерительном тракте, делятся на первичные и вторичные. К первичным преобразователям относятся датчики. В них электрический сигнал возникает в результате непосредственного воздействия наблюдаемого явления (микрофоны для записи тонов сердца, потенциометры для регистрации движений).

Вторичные ИП предназначены для преобразования сигнала с датчика в форму, воспринимаемую последующими элементами измери-

тельного тракта, и могут быть промежуточными (на основе АЦП, ЦАП и др. преобразователей), масштабными и передающими.

Источником биомедицинской информации является собственно организм человека, и, в частности, происходящие в нем процессы, которые характеризуются достаточно большим числом параметров, подлежащих измерениям. Эти параметры могут относиться как ко всему организму в целом, так и преимущественно к определенным органам, системам организма или процессам.

Примерами таких параметров могут служить, например, частота пульса, кровяное давление, скорость кровотока и пульсовой волны, емкость легких, состав выдыхаемого газа, кислотность желудочного сока, скорость нервно-мышечной передачи, частотная характеристика слуха, пространственно-частотная характеристика зрения, внутриглазное давление и многие другие. Указанные параметры имеют определенный диапазон значений, под который должны быть рассчитаны соответствующие биомедицинские датчики и ИП.

Многие физиологические процессы в организме имеют электрическую природу или сопровождаются изменениями электрических потенциалов, токов, импеданса. В связи с высоким уровнем современной техники электрических измерений регистрация сигналов биоэлектрической активности находит широкое применение в медицинской практике и экспериментах.

Функционирование измерительных преобразователей биосигналов протекает в сложных условиях, так как объект измерения – это, как правило, сложный, многогранный процесс, характеризующийся множеством параметров, каждый из которых действует на работу измерительного преобразователя совместно с остальными параметрами. Однако интерес представляет только один параметр, который является измеряемой величиной, а все остальные параметры процесса считаются помехами. Поэтому у каждого измерительного преобразователя целесообразно установить его естественную входную величину преобразователя, которая лучше всего воспринимается им на фоне помех.

Подобным образом можно выделить выходную величину преобразователя. Современная элементная база радиоэлектроники предоставляет для разработки измерительных преобразователей биосигналов интегральные решения, позволяющие с помощью одной микросхемы осуществить процедуры регистрации биосигналов, усиления, аналогово-цифрового преобразования и цифровой обработки. В этих условиях

в качестве выходной величины преобразователя может быть выбрана величина диагностического показателя, характеризующая биосигнал.

Функция преобразования измерительного преобразователя – это функциональная зависимость выходной величины от измеряемой величины, описываемая аналитическим выражением или графиком. Чаще всего стремятся иметь линейную характеристику преобразования, т. е. прямую пропорциональность между изменением входной величины и соответствующим приращением выходной величины преобразователя.

Для описания линейной характеристики преобразования достаточно двух параметров: начального значения выходной величины (нулевого уровня), соответствующего нулевому (или какому-либо другому характерному) значению входной величины, и значения показателя относительного наклона характеристики, являющегося чувствительностью преобразователя. Чувствительность преобразователя – это, как правило, именованная величина с разнообразными единицами, зависящими от природы входной и выходной величин.

Другими характеристиками датчиков являются разрешающая способность, динамический диапазон, параметры динамического режима: постоянная времени датчика, время реакции.

Разрешающая способность датчика определяется минимальным изменением входного параметра, приводящим к изменению выходного сигнала, различимому на уровне шума. Разрешающая способность определяется уровнем собственных шумов датчика.

Динамический диапазон представляет собой диапазон входных величин, измерение которых производится без заметных искажений от максимальной предельной величины до минимальной, ограниченной порогом чувствительности или уровнем помех.

В динамическом режиме датчик должен воспроизводить изменяющуюся во времени входную величину без искажений или с минимально допустимыми искажениями. Для количественной оценки свойств датчиков в динамическом режиме могут использоваться различные параметры. На практике для этих целей обычно используется амплитудно-частотная характеристика, в частности, частотный диапазон, постоянная времени, время реакции.

Частотная характеристика датчика должна соответствовать диапазону частот входного измеряемого сигнала. Входной сигнал может подвергаться интегрированию или дифференцированию в самом датчике, если его частотная характеристика сдвинута в сторону низких или высоких частот по сравнению с частотой входных сигналов.

Постоянная времени датчика – интервал времени, в течение которого при подаче сигнала на вход датчика ступенчатого воздействия сигнал на выходе достигает значения 0,63 от полного перепада после окончания переходного процесса.

Время реакции – минимальный промежуток времени, в течение которого происходит установка выходной величины на уровень, соответствующий измененному уровню входной величины.

Наиболее важными характеристиками измерительных преобразователей биосигналов являются понятия реальной и номинальной характеристик и погрешности измерительного преобразователя.

При рассмотрении серии однотипных преобразователей оказывается, что их характеристики несколько отличаются друг от друга, занимая некоторую полосу. Поэтому в данных измерительного преобразователя приводится некоторая средняя характеристика, называемая номинальной. Разности между номинальной и реальной характеристиками преобразователя рассматриваются как его погрешности. Кратко рассмотрим систематические, прогрессирующие и случайные погрешности измерительных преобразователей.

Систематическими называются погрешности, не изменяющиеся с течением времени или являющиеся не изменяющимися во времени функциями определенных параметров. Основное свойство систематических погрешностей состоит в том, что они могут быть почти полностью устранены введением соответствующих поправок.

Особая опасность постоянных систематических погрешностей заключается в том, что их присутствие чрезвычайно трудно обнаружить. В отличие от случайных, прогрессирующих или являющихся функциями определенных параметров погрешностей постоянные систематические погрешности внешне себя никак не проявляют и могут долгое время оставаться незамеченными. Единственный способ их обнаружения состоит в поверке нуля и чувствительности путем

повторной поверки измерительных преобразователей биосигналов по образцовым мерам.

Примером другого вида систематических погрешностей служит большинство дополнительных погрешностей, являющихся не изменяющимися во времени функциями вызывающих их влияющих величин (температура, частота, напряжение и т. п.). Эти погрешности благодаря постоянству во времени функций влияния также могут быть скорректированы введением дополнительных корректирующих преобразователей, воспринимающих влияющую величину и вводящих соответствующую поправку в результат преобразования основного преобразователя.

Прогрессирующими являются погрешности, медленно изменяющиеся с течением времени. Эти погрешности, как правило, вызываются процессами старения тех или иных деталей аппаратуры (разрядка источников питания, старение резисторов, конденсаторов, деформация механических деталей и т.д.). Особенностью прогрессирующих погрешностей является то обстоятельство, что они могут быть скорректированы без выяснения вызвавших их причин введением поправки, но лишь в данный момент времени, а далее вновь монотонно возрастают.

В отличие от систематических погрешностей прогрессирующие погрешности требуют непрерывного повторения коррекции, и тем более частого, чем менее желательно их остаточное значение. Другая особенность прогрессирующих погрешностей состоит в том, что с точки зрения теории вероятностей их изменение во времени представляет собой нестационарный процесс и не может быть описано в рамках хорошо разработанной теории стационарных процессов.

Случайными являются неопределенные по своему значению или недостаточно изученные погрешности, в появлении различных значений которых нам не удается установить какой-либо закономерности. Они определяются сложной совокупностью причин, трудно поддающихся анализу. Их частные значения не могут быть предсказаны, а для всей их совокупности может быть установлена закономерность лишь для частот появления их различных значений.

Присутствие случайных погрешностей (в отличие от систематических) легко обнаруживается при повторных измерениях в виде некото-

рого разброса результатов. В подавляющем большинстве случаев процесс появления случайных погрешностей есть стационарный случайный процесс. Поэтому размер случайных погрешностей характеризуют указанием закона распределения их вероятностей или указанием параметров этого закона, разработанных в теории вероятностей и теории информации.

В силу того что большинство составляющих погрешности реальных измерительных преобразователей проявляются как случайные, то их вероятностное, а на его основе и информационное описание служит основным научным методом теории погрешностей. Необходимо иметь в виду, что разделение погрешностей на систематические, прогрессирующие и случайные представляет собой лишь прием их анализа. В действительности же все эти три составляющие проявляются совместно и образуют единый нестационарный случайный процесс.

ГЛАВА 2
СРЕДСТВА РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ

2.1. Общие сведения и классификация методов регистрации артериальной пульсации крови

Регистрация и обработка сигнала периферической артериальной пульсации крови находят широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, измерения артериального давления, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле.

Все существующие инструментальные средства регистрации артериальной пульсации крови можно разделить на две группы. Первая группа основана на использовании сфигмографических ИП артериальной пульсации крови; а вторая группа – на основе плетизмографических ИП артериальной пульсации крови. На рисунке 2.1 представлена обобщенная классификация ИП артериальной пульсации крови.



Рисунок 2.1 – Измерительные преобразователи артериальной пульсации крови

Сфигмографические измерительные преобразователи обеспечивают преобразование колебаний стенки артериального сосуда в электрический сигнал. Артериальная сфигмограмма описывает колебания

стенки артерии, связанные с изменениями давления в сосуде на протяжении каждого сердечного цикла. Сфигмограммы артериальной пульсации крови регистрируют с помощью специальных датчиков, преобразующих механические колебания в электрические. Датчики устанавливают на участках тела с отчетливо выраженной пульсацией артерий – на сонной, подключичной, бедренной и лучевой артериях. В качестве чувствительного элемента используются самые различные преобразователи механических перемещений: индуктивные, емкостные, транзисторные, пьезоэлектрические и другие. Современные преобразователи механической энергии колебаний стенки артериального сосуда практически безынерционны и обладают хорошей линейной характеристикой в достаточно широком диапазоне.

Сфигмограф, предназначенный для регистрации и обработки сигнала артериальной пульсации крови, включает в себя датчик давления, преобразователь сигнала датчика, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рисунок 2.2).

Недостатки сфигмографических ИП артериальной пульсации крови обусловлены крутой зависимостью величины выходного сигнала первичного преобразователя от взаимного расположения пульсирующего сосуда и чувствительного элемента. Другими словами, на величину сигнала сильно влияют такие факторы, как точка приложения датчика, степень прижатия, глубина залегания артериального сосуда.



Рисунок 2.2 – Обобщенная структурная схема сфигмографа

Плетизмографические ИП артериальной пульсации крови обеспечивают преобразование изменений объема пульсового кровенаполнения участка тела или сосуда в соответствующий электрический сигнал. В настоящее время плетизмографические ИП артериальной пульсации крови подразделяют в зависимости от способа преобразования сигнала артериальной пульсации крови на механические, электроимпедансные и фотометрические ИП.

В механических плетизмографах изменения объема артериального сосуда воспринимаются заключенной в ограниченном объеме средой (воздух или вода) непосредственно или через различного рода разделительные пленки. В состав такого рода плетизмографа входят приемник колебания, состоящий из чувствительного элемента, воспринимающего колебания исследуемого участка, преобразователь зарегистрированного колебания в электрическую энергию, усилитель информационного сигнала, блок обработки сигнала (рисунок 2.3).



Рисунок 2.3 – Обобщенная структурная схема механического плетизмографа

Механические плетизмографы, использующие для передачи артериальных колебаний водную среду, в настоящее время практически не используются. К очевидным недостаткам такого рода решений относятся их громоздкость, повышенная инерционность, низкая чувствительность и низкая точность измерения.

Пневмомеханические плетизмографы лишены многих принципиальных недостатков водонаполненных устройств. В силу того что воздух имеет низкий коэффициент трения и малую массу, это позволяет использовать относительно простые конструкции с минимальными затратами энергии на передачу сигнала при более высокой чувствительности и точности, чем водные механические плетизмографы.

В качестве преобразователей сигнала в пневмомеханических плетизмографах используются капсула Марея, преобразующая пульсации столба воздуха в движения легкого пера, капсула Франка, преобразующая колебания в оптический сигнал, а также различные индукционные, емкостные, пьезокристаллические и пьезокерамические преобразователи давления воздуха в электрический сигнал.

Недостатками пневмомеханических плетизмографов являются необходимость существенной герметизации, что приводит к увеличению

габаритов, а также зависимость полученных показателей от температуры окружающей среды.

Одной из разновидностей механической плетизмографии является окклюзионная плетизмография, представляющая собой метод регистрации прироста объема части тела после создания его венозной окклюзии, нарушающей венозный отток из органа.

Исследуемая часть тела (чаще всего палец) герметизируется в специально подобранном сосуде – рецепторе. Среда, окружающая эту часть тела (воздух или вода) и передающая изменения объема органа через систему датчиков и усиления, связана с регистрирующим устройством. Проксимальнее исследуемой части тела, например на плечо, накладывают манжету для измерения артериального давления. Вначале регистрируют исходную плетизмограмму, на которой видны колебания объема, связанные с пульсовым кровенаполнением органа. После этого в манжете создают давление 20 мм рт. ст. и вновь записывают плетизмограмму. На фоне венозной окклюзии происходит увеличение объема исследуемой части тела, поскольку сохраняется артериальный приток крови.

Скорость окклюзионного прироста объема отражает объемную скорость кровотока в пальце. Величина и скорость окклюзионного прироста объема прежде всего зависит от тонуса артериальных сосудов: чем ниже их тонус, тем большим оказывается прирост объема. Применение различных функциональных проб дает возможность дифференцировать функциональные и органические изменения тонуса артериальных сосудов.

В современной клинической практике механические плетизмографы в силу невысокой точности измерений, низкой технологичности находят крайне редкое применение.

Разработка **электроплетизмографических** систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови основана на методе реографии. **Реография** представляет собой метод исследования функции сердечно-сосудистой системы путем регистрации колебаний импеданса, связанных с изменениями кровенаполнения исследуемых участков тела. Метод основан на том, что при пропускании через участок тела переменного тока (с частотой 16—300 кГц) роль проводника тока выполняют жидкие среды организма, прежде всего кровь в крупных сосудах; это даёт возможность судить о состоянии кровообращения в определённой области тела или органе (например, конечности, мозге, сердце, печени, лёгких). На кровенаполнение влияют тонус сосудов и общее

количество крови, поэтому реография даёт косвенное представление о периферическом сопротивлении току крови в сосудах и об объёме циркулирующей крови.

В основе метода лежит пропорциональная зависимость, установленная А.А. Кедровым, между изменениями импеданса (ΔZ) по отношению к его исходной величине (Z) и приростом объема (ΔV) по отношению к исходному объему (V) исследуемой части тела за счет ее кровенаполнения:

$$\frac{\Delta V}{V} = -\frac{\Delta Z}{Z}.$$

Хотя известно, что на величину Z влияют колебания не только объема, но и скорости потока крови, принято считать, что регистрируемая кривая изменений импеданса за каждый сердечный цикл (реограмма) соответствует в основном кривой объемного пульса, интерпретация которой возможна на основе теоретических принципов механической плетизмографии и сфигмографии.

Электроплетизмографы включают в себя высокочастотный генератор тока, измерительный каскад, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рисунок 2.4).

В электроплетизмографах регистрируются колебания импеданса с помощью вводимой извне электрической энергии. В силу того что эти колебания имеют малое значение от общего сопротивления ткани (порядка 0,5 – 1 %), используют переменные электрические токи высокой частоты (порядка 50 – 500 кГц). Для получения приемлемой чувствительности амплитуду переменного тока, пропускаемого через биоткань, выбирают на уровне 2 мА.



Рисунок 2.4 – Обобщенная структурная схема электроплетизмографа

Принципиальным недостатком электроплетизмографов являются сложные количественные взаимоотношения между данными электрических величин и данными об объеме крови в исследуемом участке тела. Сложности в интерпретации получаемых результатов также определяются зависимостью регистрируемых сигналов от размеров электродов, их взаимного положения и используемой измерительной схемы.

В основу **фотоплетизмографических методов** регистрации артериальной пульсации крови положена способность биологической ткани изменять степень поглощения или отражения светового потока, проходящего сквозь нее. В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера поглощение света в объекте с однородными оптическими свойствами зависит от толщины слоя, через который это излучение проходит:

$$I = I_0 \cdot e^{-a_\lambda l},$$

где I – интенсивность светового потока, прошедшего через ткань;

I_0 – интенсивность светового потока, падающего на ткань;

a_λ – коэффициент светопоглощения, зависящий от длины волны излучения и оптических свойств ткани;

l – толщина ткани, поглощающей свет.

Если световой поток пропускать через биологическую ткань, содержащую артериальные сосуды, и оценивать значение светового потока, прошедшего через нее, то поглощение светового излучения или абсорбция будет зависеть от толщины биоткани, ее внутренней структуры, размеров кровеносных сосудов и спектрального состава источника света.

Фотоплетизмографы включают в себя источник излучения, фотоприемник, формирователь сигнала, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рисунок 2.5).



Рисунок 2.5 – Обобщенная структурная схема фотоплетизмографа

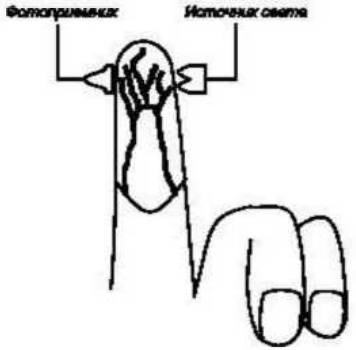


Рисунок 2.6 – Регистрация пальцевой фотоплетизмограммы

В фотоплетизмографах участок ткани, в которой исследуется артериальная пульсация кровотока, например, палец руки (рисунок 2.6), располагают на пути луча света между источником излучения и фотоприемником.

Зависимость поглощения света от времени имеет две составляющие (рисунок 2.7): пульсирующую компоненту, обусловленную изменением объема артериальной крови при каждом сердечном сокращении, и «постоянную» компоненту, определяемую долей света, поглощаемой в измеряемом пульсовом цикле во время диастолы, и оптическими характеристиками венозной и капиллярной крови, костей, кожи и других тканей исследуемого участка.

Регистрация и выделение пульсирующей составляющей сигнала, характеризующей изменение размеров артериальных сосудов с каждым сердечным циклом, позволяют исследовать эластические свойства кровеносных сосудов. Регистрируемые сигналы периферической артериальной пульсации или фотоплетизмограммы (ФПГ) периферического пульса приведены на рисунке 2.8.

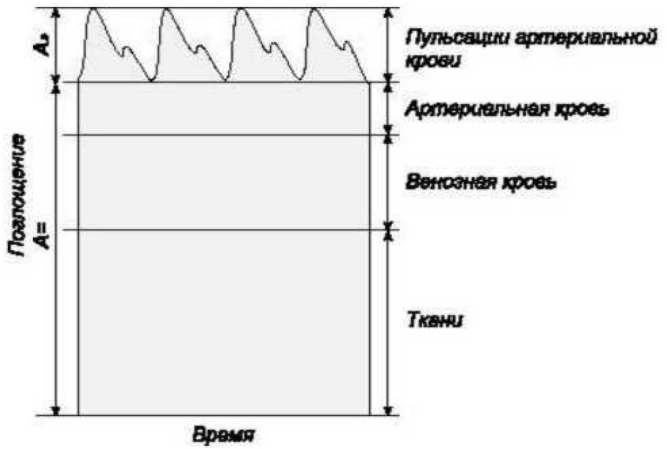


Рисунок 2.7 – Компоненты поглощения света

Каждый фрагмент ФПГ сигнала представляет собой периферическую пульсовую волну. Максимум этой волны соответствует моменту максимального кровенаполнения сосуда – систоле, а минимум – диастоле. Амплитуда регистрируемых колебаний зависит от разности давления в сосудах при систоле и диастоле.



Рисунок 2.8 – Фотоплетизмограмма периферической артериальной пульсации крови

Фотоплетизмографический метод неинвазивной регистрации биосигналов периферической пульсовой волны находит широкое применение в инструментальной диагностике, в частности в системах мониторинга степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом.

2.2. Особенности построения фотоплетизмографов

Рассмотрим более подробно особенности построения фотометрических устройств регистрации сигнала артериальной пульсации крови.

Технические параметры и метрологические характеристики используемых при регистрации сигнала артериальной пульсации крови источников излучения и фотоприемников были определены на основе анализа спектров поглощения света основными компонентами биологической ткани. Выбор длины волны источника излучения обусловлен глубиной проникновения оптического излучения в биологическую ткань.

Известно, что ультрафиолетовое излучение (10 – 380 нм), а также видимый свет в синем и фиолетовом диапазонах (380 – 485 нм) сильно поглощаются поверхностными тканями, особенно пигментным веществом кожи – меланином. Инфракрасное излучение в длинноволновом

(50 – 2000 мкм) диапазоне почти полностью поглощается верхними слоями кожи и оказывает местный тепловой эффект.

Оптимальным диапазоном излучения в задачах регистрации сигнала артериальной пульсации крови является диапазон видимого и ближнего инфракрасного света. На рисунке 2.9 приведен спектр поглощения света венозной и артериальной кровью в диапазоне видимого и ближнего инфракрасного света. Анализ приведенных кривых спектра поглощения позволяет сделать вывод о том, что наибольшее поглощение света артериальной кровью происходит в диапазоне 600 – 700 нм, что представляет собой красный диапазон видимого спектра (625 – 740 нм).

В настоящее время в качестве излучателя света в системах регистрации сигнала артериальной пульсации крови широкое использование получили полупроводниковые светодиоды с основным спектром излучения в видимом красном диапазоне.

В силу достаточно высокой крутизны спектральной характеристики абсорбции света артериальной кровью в качестве излучателей необходимо использовать полупроводниковые светодиоды, имеющие очень малый разброс длин волн излучения. Большинство современных светодиодов, используемых в фотоплетизмографических датчиках, имеют длину волны излучения 660±5 нм.

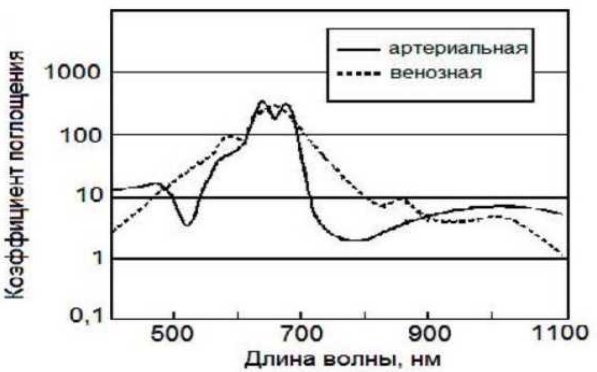


Рисунок 2.9 – Спектр поглощения крови в видимом и инфракрасном диапазонах

Современные полупроводниковые светодиоды имеют такие очевидные преимущества, как высокий КПД, малая инерционность, длительный срок службы, отсутствие вредного для организма излучения,

невысокая стоимость. Для изготовления светодиодов красного диапазона используются GaAsP, GaP и GaAlAs.

В качестве фотоприемника в фотоплетизмографических датчиках используется широкополосный кремниевый диод, обладающий высокой чувствительностью в области красного диапазона излучения, быстродействием и низким уровнем шумов.

Развитие измерительных средств регистрации сигнала артериальной пульсации крови определило ряд технических требований к используемым фотометрическим датчикам. В настоящее время применяется два типа датчиков: рефлектометрические, регистрирующие отраженный световой поток от исследуемого участка ткани, и трансмиссионные, основанные на регистрации светового излучения, прошедшего сквозь биологическую ткань.

С метрологической точки зрения рефлектометрические методы выглядят несколько хуже, чем абсорбционные. Это обусловлено тем, что параметры отраженного сигнала дополнительно зависят от формы частиц, от которых отражается свет, от глубины расположения этих частиц и от взаимного расположения источника света и фотоприемника. Рефлектометрические датчики целесообразно использовать при измерениях на поверхностях, имеющих большую толщину, когда невозможно использовать трансмиссионные датчики.

В настоящее время трансмиссионные датчики наиболее часто применяются в системах регистрации сигнала артериальной пульсации крови. Конструктивно такие датчики выполнены так, что излучатели и фотоприемник располагаются на поверхности тела человека таким образом, чтобы на фотоприемник поступал свет излучателей, ослабленный участком живой ткани. Чаще всего датчик надевается на кончик пальца, закрепляется на мочке уха, переносице; у детей датчик часто закрепляется на стопе в области большого пальца или пятки (рисунок 2.10).

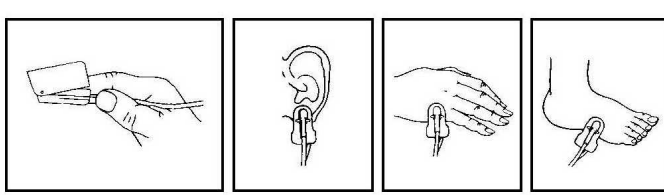


Рисунок 2.10 – Способы закрепления трансмиссионных датчиков на теле пациента

Параметры фотоплетизмографов, такие как число каналов, характеристики усилительного тракта и блока формирования сигнала, определяются функциональным назначением диагностической системы мониторинга.

По количеству каналов фотоплетизмографы можно разделить на одноканальные и многоканальные устройства. Многоканальные устройства могут использоваться для реализации методики измерения скорости распространения пульсовых волн. Для этого фотоплетизмографические датчики располагаются на различных участках тела, например один датчик устанавливается на пальце ноги, а второй – на пальце руки.

По типу питания источника излучения фотоплетизмографы подразделяются на устройства, использующие постоянный или переменный ток. Использование переменного тока для питания светоизлучающего элемента способствует уменьшению фоновых засветок фотоприемника, но при этом усложняет схемотехническую реализацию блока формирования сигнала. В системах с переменным питанием источника излучения в состав блока формирования сигнала обязательно входит демодулятор, выделяющий огибающую амплитудно-модулированного сигнала. Демодулятор может быть построен как на основе принципов амплитудного, так и синхронного детектирования. Использование методов синхронного детектирования при выделении огибающей сигнала артериальной пульсации крови позволяет существенно улучшить соотношение сигнал/шум.

Фотоплетизмограф обязательно содержит фильтр верхних частот (ФВЧ), необходимый для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне постоянной составляющей.

Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью фотоплетизмографического датчика сопровождается наличием помех различной природы. Основные помехи, влияющие на точность измерения показателей сердечного ритма, имеют электрическую, оптическую и физиологическую природу возникновения.

Помехи электрической природы возникают в усилительном тракте фотоплетизмографа в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых главным образом электрической сетью питания. Для подавления помех такого рода наиболее целесообразно использовать методы цифровой фильтрации. Частотная фильтрация возможна, благодаря тому что основная спектральная мощность сигналов артериальной пульсации крови сосредоточена в полосе частот до 15 Гц. В

качестве цифрового фильтра нижних частот для обработки биосигналов наиболее целесообразно использовать фильтр Баттерворта, к преимуществам которого можно отнести максимально плоскую частотную характеристику в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности, что позволяет разработать фильтр высокого порядка, что, в свою очередь, обеспечивает достаточную крутизну спектральной характеристики.

Наличие оптических помех, вызванных попаданием света от других источников на широкополосный фотоприемник, приводит к искажениям полезного сигнала. Ослабление оптических помех осуществляется как с помощью оптического экранирования (особое конструктивное построение датчика), так и с использованием специальных аппаратных средств при проектировании аналогового канала регистрации биосигнала. В частности, используются высокочастотная коммутация светодиода (частота следования импульсов порядка 1 кГц) и синхронное детектирование информационного сигнала, что позволяет уменьшить действие фоновых засветок и увеличить соотношение сигнал/шум. При проектировании аналогового тракта обработки биосигнала отдается предпочтение усилителям, имеющим высокую степень линейности в широком динамическом диапазоне входных сигналов.

Помехи физиологического происхождения, присутствующие при регистрации сигнала артериальной пульсации крови, можно разделить на две группы: артефакты, обусловленные движениями пациента, и помехи, созданные дыханием пациента.

Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала, что может приводить к погрешностям в определении диагностических показателей. Одним из способов подавления дыхательных помех является применение цифровой фильтрации с помощью фильтров верхних частот с частотой среза, не превышающей 0,5 Гц, что обеспечивает минимальные искажения биосигнала.

Двигательные артефакты, обусловленные движениями обследуемого человека при регистрации биосигнала, носят случайный характер и приводят к наибольшим искажениям сигнала артериальной пульсации крови. Обработка сигнала артериальной пульсации крови на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты пере-

крываются с основной полосой частот сигнала артериальной пульсации крови. Одним из возможных способов уменьшения влияния двигательных артефактов является использование устойчивых алгоритмов обработки, в том числе основанных на применении методов корреляционной обработки, использование адаптивного подавления шумов, фильтрация биосигнала на основе кратномасштабных вейвлет-преобразований.

Задачу обработки сигнала артериальной пульсации крови осложняет большой разброс в амплитуде биосигнала, который присутствует как между различными обследуемыми, что обусловлено индивидуальными особенностями оптических свойств биологических тканей, так и для одного и того же обследуемого в различные моменты времени, что объясняется различным сосудистым тонусом и функциональным состоянием человека.

Широкий динамический диапазон амплитудных значений сигнала артериальной пульсации крови обуславливает необходимость автоматической регулировки коэффициента передачи усилительного тракта фотоплетизмографа.

Основной характеристикой ИП является функция преобразования, описывающая функциональную зависимость выходной величины от измеряемой величины. Для фотометрического ИП сигнала артериальной пульсации крови выходной величиной является информационный сигнал – изменение фототока от времени на выходе фотодиода, измеряемой величиной является изменение давления крови в исследуемом участке артериального сосуда.

Фотометрический способ регистрации сигнала артериальной пульсации крови основан на изменении степени поглощения светового потока пульсирующим артериальным сосудом. В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера поглощение света будет зависеть от толщины биологической ткани, длины волны света и оптических свойств тканей, через которые это излучение проходит:

$$I = I_0 \cdot e^{-a_\lambda l},$$

где I – интенсивность светового потока, прошедшего через ткань;

I_0 – интенсивность светового потока, падающего на ткань;

a_λ – коэффициент светопоглощения, зависящий от длины волны излучения и оптических свойств ткани;

l – толщина ткани, поглощающей свет.

Толщину биологической ткани, содержащей пульсирующий артериальный сосуд, можно представить в виде

$$l = d_{\approx} + \Delta d_{\approx} + l_{=},$$

где $d_{\approx}$ – исходный диаметр пульсирующего артериального сосуда;

$\Delta d_{\approx}$ – изменение диаметра пульсирующего артериального сосуда;

$l_{=}$ – толщина непульсирующих компонентов биологической ткани, содержащей пульсирующий артериальный сосуд.

Изменение диаметра пульсирующего артериального сосуда во времени будет определяться возникновением временных колебаний пульсаций давления и определяться выражением

$$\Delta d_{\approx}(t) = \frac{3}{2} \cdot \upsilon \cdot \frac{d_{\approx}^{\,2}}{h} \cdot \frac{P(t)}{\xi},$$

где υ – коэффициент Пуассона;

h – толщина стенки пульсирующего сосуда;

$P(t)$ – изменение артериального давления крови во времени;

ξ –значение модуля Юнга стенки артериального сосуда.

Световой поток, прошедший через ткань, несет информацию о поглощении света как пульсирующими, так и непульсирующими компонентами ткани. Фотодиод преобразует падающий на него световой поток в величину фототока ($i_{ф}$), согласно выражению

$$i_{ф} = S_{\lambda} \cdot \Phi,$$

где S_{λ} – спектральная чувствительность фотодиода, зависящая от длины падающего на него излучения;

Φ – величина светового потока, падающего на фотодиод, определяемая как

$$\Phi = I \cdot \Omega,$$

где Ω – площадь рассеяния света, определяемая областью контакта фотоплетизмографического датчика и участка биологической ткани.

Интенсивность падающего светового потока (I_0), создаваемого светодиодом, зависит от электрических параметров светодиода и площади участка рассеяния света (Ω)

$$I_0 = \frac{\beta \cdot U_{сд} \cdot I_{сд}}{\Omega},$$

где β – световая отдача светодиода;

$U_{сд}$ – прямое падение напряжение на светодиоде;

$I_{сд}$ – ток питания светодиода.

В результате можем записать функцию преобразования фотометрического ИП сигнала артериальной пульсации крови в следующем виде:

$$i_{ф}(t) = i_{ф0} + S_{\lambda} \cdot \beta \cdot U_{сд} \cdot I_{сд} \cdot e^{-a_{\lambda} \cdot (\frac{3}{2} \cdot \upsilon \cdot \frac{d_{кр}^2}{h} \frac{P(t)}{\xi} + d_{кр} + l_{=})},$$

где $i_{ф0}$ – темновой ток фотодиода.

Анализ полученной зависимости показывает, что величина результирующего фототока определяется суммой переменной компоненты, обусловленной артериальной пульсацией крови, и постоянной компонентой, не зависящей от пульсаций крови на участке артериального сосуда.

На рисунке 2.11 приведен один из возможных вариантов структурного построения фотоплетизмографа. На рисунке 2.11 показано: УТ – усилитель тока; СИД – светоизлучающий диод; ФД – фотодиод; ПТН – преобразователь тока в напряжение; УПН 1, УПН 2 – регулируемые усилители переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер.

Излучатель пальцевого датчика измерительного преобразователя содержит инфракрасный светодиод (СИД), питаемый импульсами тока, которые формируются в микроконтроллере (МК) и усиливаются усилителем тока (УТ). Прошедшее сквозь биологические ткани пальца излучение поступает на фотоприемник датчика (ФД). Полученный фототок преобразуется в напряжение с помощью преобразователя ток – напряжение (ПТН) и усиливается регулируемым усилителем переменного напряжения (УПН 1), коэффициент усиления которого программно устанавливается МК.

Основное назначение УПН 1 заключается в согласовании динамического диапазона аналогового тракта обработки сигнала с динамическим диапазоном фототока, который, в свою очередь, определяется индивидуальными особенностями оптических свойств тканей пациен-

та. Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу артериальной пульсации. ФВЧ устраняет постоянную составляющую сигнала артериальной пульсации.

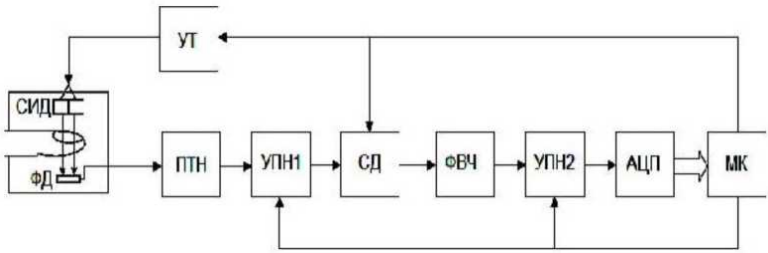


Рисунок 2.11 – Структурная схема фотоплетизмографа

Переменное напряжение с выхода ФВЧ, пропорциональное коэффициенту пропускания биологических тканей, поступает на УПН 2, который обеспечивает согласование с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП), и далее поступает на АЦП. После преобразования в цифровую форму сигнал с выхода АЦП поступает в оперативную память МК. МК может дополнительно обеспечивать цифровую фильтрацию биосигналов или первичную обработку биосигналов под управлением имплементированного программного обеспечения.

2.3. Методы и средства сфигмографии

2.3.1. Основы сфигмографического метода регистрации артериальной пульсации крови

Различают два основных варианта реализации сфигмографического метода регистрации сигнала артериальной пульсации крови: метод аппланационной сфигмографии и метод компрессионной (объемной) сфигмографии.

Основу метода аппланационной сфигмографии составляет регистрация сигнала артериальной пульсации крови в виде пульсовой волны давления с области проекции периферической артерии, чаще всего лу-

чевой артерии, при этом датчик давления располагается на запястье обследуемого (рисунок 2.12).



Рисунок 2.12 – Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью метода аппланационной сфигмографии

Реализация метода аппланационной сфигмографии заключается в частичном сдавливании (аппланации) поверхностно залегающей лучевой артерии на запястье с одновременной регистрацией при помощи пьезорезистивного датчика давления пульсовой волны. При этом конструктивно датчик давления выполнен в виде щупа, которым сдавливают лучевую артерию.

Недостатки метода аппланационной сфигмографии заключаются в сложности позиционирования датчика над местом проекции артерии, а также в необходимости дозирования усилий по сдавливанию артерии.

Одним из наиболее существенных недостатков данного метода является необходимость оказания на конечность внешнего давления для увеличения амплитуды полезного сигнала. Кроме того, для правильного выполнения диагностических тестов требуется поддержание внешнего давления на постоянном уровне, так как непостоянство внешнего давления на мягкие ткани приводит к изменению масштабирующего коэффициента преобразования пульсовой волны в измерительный сигнал. Сложность регистрации сигнала артериальной пульсации крови с помощью метода аппланационной сфигмографии сильно ограничивает его применение в клинической практике.

Наиболее распространенным и клинически эффективным методом регистрации сигнала артериальной пульсации крови является использование пневматической манжеты в качестве воспринимающего элемента изменений колебаний объема артериального сосуда (данную методику часто называют объемной или компрессионной сфигмографией). Практическая реализация метода компрессионной сфигмографии заключается в наложении на сегмент конечности, как правило, на плечо, пневматической манжеты, связанной с измерительным преобразователем (рисунок 2.13).

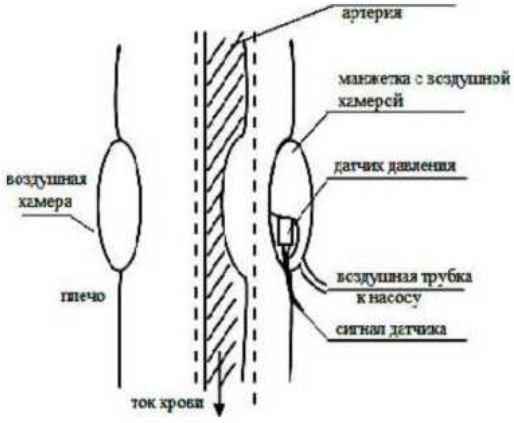


Рисунок 2.13 – Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью метода компрессионной сфигмографии

В пневмосистему закачивается воздух, что вызывает постепенное повышение давления в манжете; датчик давления регистрирует колебания артерии. Первое скачкообразное изменение амплитуды осцилляций возникает в тот момент, когда давление воздуха в манжете начинает превышать минимальное (диастолическое) артериальное давление. По мере нарастания давления в манжете осцилляции увеличиваются и достигают наибольшей амплитуды при величине давления в манжете, равного среднему артериальному давлению. При дальнейшем сдавливании сосудов величина пульсаций артерии, передаваемых манжете, постепенно снижается до стабилизации минимальной амплитуды, обусловленной ударом струи крови в манжету.

Взаимодействие давлений в артериальном сосуде и в манжете приводит к формированию объемной компрессионной осциллограммы

артериальной пульсации крови. Амплитуда пульсовых волн представляет собой величину приращения объема лоцируемого магистрального артериального сосуда, находящегося под манжетой. Измерительная система, состоящая из манжеты и первичного преобразователя – датчика давления, позволяет регистрировать практически неискаженные объемные сигналы пульсовых волн. Амплитуда пульсовой волны пропорциональна изменяющемуся под действием внешнего давления в манжете просвету магистрального артериального сосуда.

В замкнутой пневматической системе измерительная манжета является элементом, преобразующим изменяющийся объем конечности в сигналы давления, регистрируемые с помощью датчика давления. В свою очередь, объем исследуемого артериального сосуда определяется следующим образом:

$$V=L\cdot S,$$

где: L – длина отрезка артериального сосуда, находящегося под манжетой;

S – площадь просвета исследуемого артериального сосуда.

Учитывая, что длина артериального сосуда под манжетой остается постоянной, амплитуда пульсовой волны будет пропорциональна изменяющейся площади просвета исследуемого артериального сосуда за полный цикл сердечного сокращения.

Пневматическая манжета не искажает форму пульсовой кривой, и на вход первичного преобразователя давления поступает сигнал, который по всей полосе частотного спектра повторяет динамический измеряемый объем пульсирующих артерий.

Применение метода компрессионной сфигмографии является клинически эффективным подходом, находящим широкое применение в системах кардиологической диагностики. Основным элементом сфигмографических устройств является чувствительный элемент или первичный преобразователь измеряемого сигнала – датчик давления.

2.3.2. Датчики давления

Датчик – это устройство, которое под воздействием измеряемой физической величины формирует на выходе эквивалентный сигнал, чаще всего электрической природы, являющийся функцией измеряемой величины. Датчик, физические параметры которого изменяются

в зависимости от давления измеряемой среды, является датчиком давления. В датчиках давление измеряемой среды преобразуется в унифицированный пневматический, электрический сигнал или цифровой код.

Датчик давления состоит из первичного преобразователя давления, в составе которого чувствительный элемент – приемник давления; схемы вторичной обработки сигнала; различные по конструкции корпусные детали, в том числе для герметичного соединения датчика с объектом и защиты от внешних воздействий; устройства вывода информационного сигнала. Параметры датчиков давления зависят от принципа преобразования давления в электрический сигнал: тензометрический, пьезорезистивный, емкостной, индуктивный, резонансный, ионизационный, пьезоэлектрический и другие.

Тензометрический метод

Чувствительные элементы датчиков базируются на принципе изменения электрического сопротивления при деформации тензорезисторов, приклеенных к упругому элементу, который деформируется под действием давления.

Пьезорезистивный метод

Данный метод основан на интегральных чувствительных элементах из монокристаллического кремния. Кремниевые преобразователи имеют высокую чувствительность благодаря изменению удельного объемного сопротивления полупроводника при деформировании давлением. Для измерения давления чистых неагрессивных сред, в том числе в системах медицинской диагностики, применяются так называемые Low cost решения, основанные на использовании чувствительных элементов либо без защиты, либо с защитой силиконовым гелем.

Ёмкостной метод

Ёмкостные преобразователи используют метод изменения ёмкости конденсатора при изменении расстояния между обкладками. Известны керамические или кремниевые ёмкостные первичные преобразователи давления и преобразователи, выполненные с использованием упругой металлической мембраны. При изменении давления мембрана с электродом деформируется и происходит изменение емкости. В элементе из керамики или кремния пространство между обкладками обычно заполнено маслом или другой органической жидкостью. Недостаток – нелинейная зависимость емкости от приложенного давления.

Резонансный метод

В основе метода лежит изменение резонансной частоты колеблющегося упругого элемента при деформировании его силой или давлением. Это и объясняет высокую стабильность датчиков и высокие выходные характеристики прибора. К недостаткам можно отнести индивидуальную характеристику преобразования давления, значительное время отклика.

Индуктивный метод

Основан на регистрации вихревых токов (токов Фуко). Чувствительный элемент состоит из двух катушек, изолированных между собой металлическим экраном. Преобразователь измеряет смещение мембраны при отсутствии механического контакта. В катушках генерируется электрический сигнал переменного тока таким образом, что заряд и разряд катушек происходит через одинаковые промежутки времени. При отклонении мембраны создается ток в фиксированной основной катушке, что приводит к изменению индуктивности системы. Смещение характеристик основной катушки дает возможность преобразовать давление в стандартизованный сигнал, по своим параметрам прямо пропорциональный приложенному давлению.

Ионизационный метод

В основе лежит принцип регистрации потока ионизированных частиц. Аналогом являются ламповые диоды. Лампа оснащена двумя электродами: катодом и анодом, а также нагревателем. В некоторых лампах нагреватель отсутствует, что связано с использованием более совершенных материалов для электродов. Преимуществом таких ламп является возможность регистрировать низкое давление – вплоть до глубокого вакуума с высокой точностью. Однако следует строго учитывать, что подобные приборы нельзя эксплуатировать, если давление в камере близко к атмосферному. Поэтому подобные преобразователи необходимо сочетать с другими датчиками давления, например, емкостными. Зависимость сигнала от давления является логарифмической.

Пьезоэлектрический метод

В основе лежит прямой пьезоэлектрический эффект, при котором пьезоэлемент генерирует электрический сигнал, пропорциональный действующей на него силе или давлению. Пьезоэлектрические датчики используются для измерения быстроменяющихся акустических и импульсных давлений, обладают широкими динамическими и частотны-

ми диапазонами, имеют малую массу и габариты, высокую надежность и могут использоваться в жестких условиях эксплуатации.

Все виды датчиков давления можно разделить на две группы: активные и пассивные. Активные датчики давления обеспечивают на выходе изменяющийся электрический сигнал в виде электрического заряда, напряжения или тока, пассивные датчики давления изменяют свои электрические свойства (сопротивление, индуктивность, емкость) при изменении измеряемого давления. Различия в характере выходного сигнала предопределяются схемами включения датчиков: активные датчики непосредственно являются источником электрического сигнала, в то время как пассивные датчики для его формирования требуют дополнительно подключения внешнего источника напряжения или тока.

Изменения сопротивления пассивного датчика, связанные с изменениями измеряемого давления, могут быть преобразованы в электрический сигнал путем включения датчика давления в измерительную схему с источником напряжения или тока. При этом измерительная схема характеризуется собственным сопротивлением, а измеряемая величина преобразуется либо в напряжение (потенциометрические и мостовые схемы), либо в изменение частоты (генераторные схемы) выходного электрического сигнала.

Принцип построения генераторных схем включения пассивных датчиков основывается на изменении выходной частоты генератора при влиянии измеряемой величины на датчик, включенный в схему регулирования выходной частоты генератора. Полезная информация, содержащаяся в этом случае в изменении частоты импульсов, легко обрабатывается и отличается высокой помехоустойчивостью.

Потенциометрическая схема включения пассивного датчика с номинальным сопротивлением R_c приведена на рисунке 2.14. Основным недостатком потенциометрической схемы включения датчиков является высокая чувствительность к паразитным шумам и помехам, зависимость чувствительности от дрейфа напряжения питания e_s.

Мостовая схема включения пассивного датчика обладает намного большей точностью измерений и характеризуется меньшей чувствительностью к шумам и флуктуациям по сравнению с потенциометрической схемой. Кроме того, использование мостовой схемы включения позволяет исключить постоянную составляющую в измеряемом сигнале, не содержащую полезной информации, снижая требования к диапазону чувствительности измерительного средства.

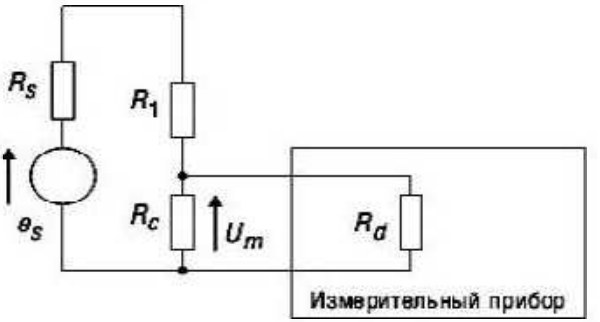


Рисунок 2.14 – Потенциометрическая схема включения пассивного датчика

На рисунке 2.15 приведена мостовая схема включения пассивного датчика с номинальным сопротивлением R_c.

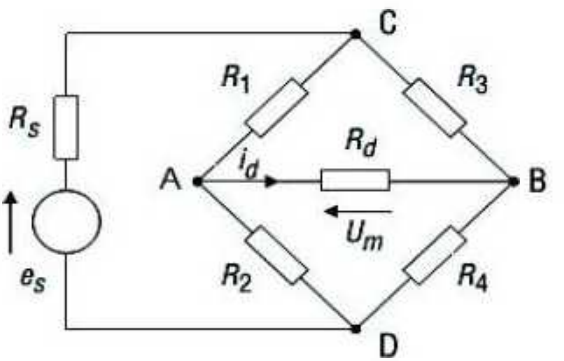


Рисунок 2.15 – Мостовая схема включения пассивного датчика

Большинство современных датчиков давления выполняются в интегральном исполнении, обладают высокой чувствительностью и линейностью частотной характеристики в диапазоне измеряемых давлений.

Проведенный анализ технических характеристик основных типов датчиков давления показал, что наиболее эффективными для применения в системах медицинского назначения, в частности для неинвазивной регистрации артериальной пульсации крови, являются пьезорезистивные датчики, к преимуществам которых можно отнести высокую чувствительность, малую инерционность, линейность частотной характеристики в физиологическом диапазоне изменений дав-

ления. При выборе схемы включения пассивных датчиков давления необходимо отдавать предпочтение использованию мостовых или генераторных схем.

2.3.3. Структурное построение сфигмографов

На рисунке 2.16 приведен один из возможных вариантов структурного построения сфигмографа (Д – датчик давления, включенный в измерительную схему, ИУ – инструментальный усилитель; УПН 1 – усилитель переменного напряжения, СД – синхронный детектор, ФВЧ – фильтр верхних частот; УБ – устройство бланкирования; УПН 2 – регулируемый усилитель переменного напряжения; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер).

Характеристики входных каскадов в значительной степени определяются амплитудой помех и шумов, искажающих полезный сигнал, поэтому к элементной базе входных каскадов предъявляются жесткие требования: высокое входное сопротивление, большой коэффициент ослабления синфазных помех, малый уровень шумов, линейность характеристик в большом динамическом диапазоне сигналов.

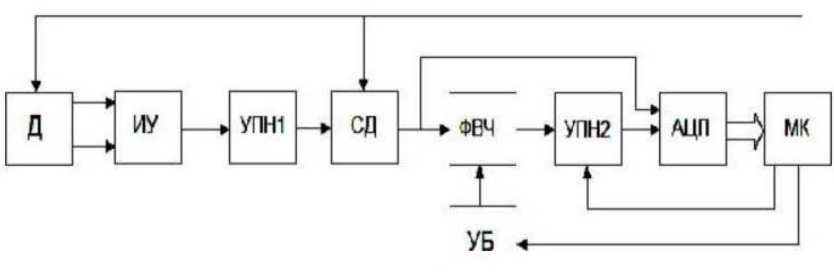


Рисунок 2.16 – Структурная схема сфигмографа

Измерительная схема (схема включения датчика давления) представляет собой мостовую схему Уитстона, для питания которой используется последовательность высокочастотных прямоугольных импульсов, формируемых микроконтроллером. Использование переменного тока для питания мостовой схемы включения датчика давления способствует уменьшению фоновых шумов, улучшению соотношения сигнал/шум.

Дифференциальный сигнал мостовой схемы регистрируется и усиливается с помощью инструментального усилителя (ИУ). Выходной сигнал ИУ представляет собой квазипостоянный сигнал напряжения с незначительными пульсациями давления и содержит информацию об уровне давления в пневматической манжете. Напряжение с выхода ИУ поступает на усилитель переменного напряжения (УПН 1) для дополнительного усиления сигнала перед поступлением на вход синхронного детектора, с целью увеличения соотношения сигнал/шум.

Усиленный импульсный сигнал с выхода УПН 1 поступает на синхронный детектор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу артериальной пульсации. Синхронный детектор состоит из последовательно соединенного умножителя и фильтра нижних частот (ФНЧ). На входы умножителя поступают амплитудно-импульсный модулированный сигнал и сигнал опорной последовательности прямоугольных импульсов. ФНЧ выделяет огибающую сигнала артериальной пульсации крови.

Сигнал с выхода СД поступает на первый канал аналого-цифрового преобразователя (АЦП) для контроля уровня давления в манжете со стороны микроконтроллера (МК), а также на вход фильтра верхних частот (ФВЧ).

Фильтр верхних частот (ФВЧ) предназначен для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне постоянного сигнала высокого уровня. С учетом низкочастотной природы сигнала артериальной пульсации крови частота среза ФВЧ не превышает 0,5 Гц. В силу высокой инерционности ФВЧ регулируемый усилитель УПН 2 будет находиться в состоянии насыщения в течение относительно длительного интервала времени, что приведет к заметному искажению биосигнала.

Таким образом, необходимо сокращать время переходного процесса в ФВЧ. С этой целью в состав сфигмографа дополнительно вводится устройство бланкирования (УБ), представляющее собой аналоговый коммутатор, управляемый сигналами с микроконтроллера. При насыщении выхода УПН2 микроконтроллер будет обрабатывать эту ситуацию и переключать в открытое состояние коммутатор УБ. В силу того, что величина сопротивления открытого ключа коммутатора намного меньше, чем сопротивления резистора в RC-цепочке ФВЧ, будет достигнуто значительное сокращение длительности переходного процесса.

Переменный сигнал напряжения с выхода ФВЧ поступает на регулируемый усилитель переменного напряжения (УПН 2), который обеспечивает дополнительное усиление сигнала артериальной пульсации крови, а также согласование динамического диапазона аналогового тракта регистрации сигнала с динамическим диапазоном АЦП. Сигнал с выхода УПН 2 подается на второй канал АЦП и далее поступает на микроконтроллер (МК). После преобразования в цифровую форму МК по заданным алгоритмам осуществляет цифровую фильтрацию и обработку зарегистрированного биосигнала.

Центральным элементом сфигмографа является микроконтроллер, выполняющий одновременно функции формирования импульсов питания мостовой схемы включения датчика давления, автоматической регулировки усиления сигнала, аналого-цифрового преобразования сигналов.

В сфигмографе в качестве первичного преобразователя – чувствительного элемента, используется датчик давления. В настоящее время наибольшее распространение получило использование пьезорезистивных кремниевых датчиков в интегральном исполнении. Данный тип датчиков отвечает основным требованиям, предъявляемым для использования в системах кардиологической диагностики: высокая чувствительность, миниатюрность, малый уровень внутренних шумов, линейность частотной характеристики в физиологическом диапазоне изменения давлений от 40 до 300 мм рт. ст.

Пьезорезистивный датчик давления, построенный на основе кремниевого интегрального преобразователя давления, представляет собой мембрану из монокристаллического кремния с диффузионным пьезорезистором, который необходимо подключить в измерительную схему для формирования измерительного сигнала. Чувствительным элементом служит кристалл интегрального преобразователя давления, установленный на диэлектрическое основание с использованием легкоплавкого стекла или методом анодного сращивания.

Тензорезистор относится к пассивным датчикам, таким образом, для получения информационного измерительного сигнала, функционально связанного с измеряемым давлением, создаваемым артериальными пульсациями сосуда, необходимо обеспечить включение тензорезистора в измерительную схему с внешним питанием.

Анализ существующих схем включения пассивных датчиков давления, проведенный ранее, показал, что наиболее подходящей схемой

включения тензометрического датчика является мостовая схема Уитстона (рисунок 2.17).

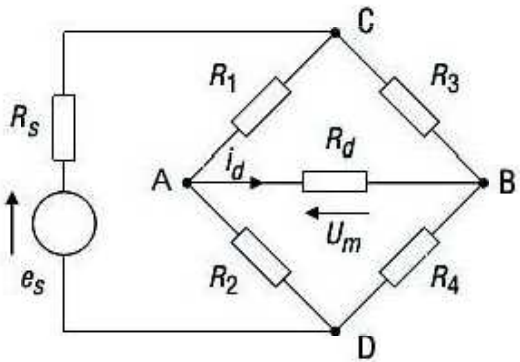


Рисунок 2.17 – Мостовая схема Уитстона включения пассивного датчика давления

В данной схеме включения R_d – входное сопротивление измерительного прибора, определяющего напряжение в диагонали моста U_m или разбаланс тока i_d; e_s – внешний источник напряжения; R_s – внутреннее сопротивление источника напряжения e_s; R_1, R_2, R_3, R_4 – резисторы, образующие мост. Один из резисторов мостовой схемы представляет собой тензорезисторный датчик, сопротивление которого изменяется в зависимости от прикладываемого внешнего давления.

Мост находится в равновесии при условии $U_A=U_B$, в этом случае $i_d=0$. С учетом указанных условий и используя уравнения Кирхгоффа можем записать условие балансировки моста в следующем виде:

$$R_1 \cdot R_4 = R_2 \cdot R_3.$$

Как следует из полученного выражения, условия равновесия моста не зависят от внутреннего сопротивления источника питания и входного сопротивления измерительного прибора. При условии малого сопротивления источника питания и большого входного сопротивления измерительного прибора выражение, определяющее напряжение в диагонали моста, имеет следующий вид:

$$U_m = e_s \cdot \frac{R_2 \cdot R_3 - R_1 \cdot R_4}{(R_1 + R_2) \cdot (R_3 + R_4)}.$$

Для упрощения вычислений наиболее часто принимают сопротивления резисторов моста равными значению сопротивления покоя тензометрического датчика R_0 (т.е. при отсутствии внешнего воздействия на датчик). При отсутствии внешнего воздействия на тензометрический датчик выполняется условие балансировки моста и напряжение U_m=0. Пусть резистор с сопротивлением R_1 является тензорезистором, тогда можем записать следующее выражение:

$$R_1=R_0+\Delta R,$$

где ΔR – изменение сопротивления тензорезистора под действием градиента внешнего давления ΔP.

Функциональная зависимость изменения сопротивления тензорезистора в зависимости от изменения внешнего давления является линейной зависимостью следующего вида:

$$\Delta R=S\cdot\Delta P,$$

где S – чувствительность тензометрического датчика.

С учетом сделанных допущений напряжение в диагонали моста определяется следующим образом:

$$U_m=-\frac{e_s}{2}\cdot\frac{S\cdot\Delta P}{2R_0+S\cdot\Delta P}.$$

Полученная зависимость связывает выходной сигнал мостовой схемы с величиной изменения давления через конструктивные параметры тензодатчика и измерительной схемы. Данное выражение описывает нелинейную зависимость между выходным измерительным сигналом и измеряемой величиной давления.

Для линеаризации характеристики преобразования мостовой схемы используется режим работы на малом участке характеристики тензодатчика, иными словами, изменение сопротивления тензодатчика ΔR пренебрежимо мало по сравнению с величиной сопротивления покоя R_0. В этом случае зависимость выходного информационного сигнала мостовой схемы будет иметь следующий вид:

$$U_m=-\frac{e_s}{4}\cdot\frac{S\cdot\Delta P}{R_0}.$$

Для случая регистрации сигнала периферической артериальной пульсации крови величина градиента давления ΔP обусловлена артериальной пульсацией крови в исследуемом сосуде.

Полученное выражение представляет собой функцию преобразования сфигмографического ИП артериальной пульсации крови, связывающую технические параметры измерительного преобразователя (чувствительность датчика давления, напряжение питания мостовой схемы, номинальное сопротивление датчика давления) и измеряемую величину (пульсации артериального давления в исследуемом сосуде) с выходным электрическим (информационным) сигналом.

ГЛАВА 3
УСТРОЙСТВА РЕГИСТРАЦИИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА

3.1. Структурное построение электрокардиографов

Электрокардиографы предназначены для регистрации разностей потенциалов, обусловленных биоэлектрической активностью сердца, с поверхности биологического объекта, обработки и преобразования полученных напряжений в информационный сигнал.

В состав современного электрокардиографа входят электроды, формирователь сигнала, усилитель ЭКГ сигнала и блок обработки сигнала. На рисунке 3.1 приведена обобщенная функциональная схема электрокардиографа.



Рисунок 3.1 – Обобщенная функциональная схема электрокардиографа

Первичным элементом электрокардиографа являются электроды, служащие для гальванической связи кожных покровов и входных каскадов усилительного тракта. Электроды для регистрации биосигналов представляют собой проводники специальной формы, с помощью которых осуществляется соединение элементов с различными типами проводимости – ионной и электронной. Процессы, протекающие в месте контакта электрода с биологическим объектом, оказывают существенное влияние на качество регистрируемых биосигналов. Более подробно данный вопрос будет рассмотрен в следующем разделе.

Основные параметры электрокардиографа, такие как количество и тип электродов, число каналов, характеристики усилительного тракта, определяются функциональным назначением соответствующей клинической системы мониторинга.

Электроды, использующиеся при регистрации биоэлектрической активности сердца, можно разделить на активные и пассивные. Активные электроды отличаются тем, что первичный каскад усиления встроен в конструкцию самого электрода. Применение активных электродов оправдано в том случае, если пассивные электроды не позволяют обеспечить необходимую точность измерения биоэлектрических потенциалов.

По количеству каналов электрокардиографы можно разделить на одноканальные и многоканальные. В экспресс-системах мониторинга параметров сердечного ритма используются одноканальные, в то время как многоканальные устройства используются в задачах контурного анализа ЭКГ сигнала и в задачах ЭКГ-картирования.

По типу отведений электрокардиографы можно разделить на три группы:

1) использующие однополярные отведения;

2) использующие биполярные отведения;

3) использующие комплексные отведения.

Напряжение при однополярном отведении представляет собой разность потенциалов между активным электродом, находящимся на поверхности тела, и точкой соединения нескольких электродов, расположенных, например, на конечностях. Примером однополярных отведений являются грудные отведения по Вильсону V_1-V_6.

В экспресс-системах мониторинга параметров сердечного ритма наиболее распространены электрокардиографы, использующие биполярные отведения. Напряжение при биполярном отведении представляет собой разность потенциалов между двумя электродами. Классическим примером биполярных отведений являются стандартные отведения Эйнтховена I, II, III.

При комплексном отведении электроды подключены к пассивной электрической цепи резисторов, на выходе которой регистрируется напряжение отведения. Примером комплексных отведений служат вектор-кардиографические системы отведения по Франку.

По типу амплитудно-частотной характеристики электрокардиографы классифицируются следующим образом:

1) устройства, используемые для оперативного мониторинга сердечного ритма, полоса частот обычно составляет 0,5 – 50 Гц;

2) устройства, применяемые в клинических системах с полосой частот 0,05 – 100 Гц.

3) электрокардиографы высокого разрешения, где полоса частот составляет 0,01 – 500 Гц.

Различают два варианта построения источника питания электрокардиографа: автономный и сетевой. При питании от сети переменного напряжения, а также при соединении с внешним приемным устройством применяют гальваническую развязку. Автономное питание более безопасно и позволяет повысить отношение амплитуды сигнала к помехе.

Кроме перечисленных ранее признаков, электрокардиографы можно классифицировать по схемотехническому построению. При этом можно рассматривать различные структурные элементы, входящие в состав электрокардиографов. Можно выделить два принципа построения входных каскадов:

1) принцип мультиплексирования аналоговых сигналов в АЦП;

2) использование многоразрядных АЦП, устанавливаемых на каждый канал.

Структурная схема электрокардиографов, построенных по первому варианту, содержит: блок формирования сигналов отведений, дифференциальные усилители ДУ, усилители переменного напряжения УПН, мультиплексор, АЦП, микроконтроллер и подавитель синфазной помехи. На рисунке 3.2, а приведена структурная схема трехканального электрокардиографа, построенного по принципу мультиплексирования аналоговых сигналов в АЦП. На рисунке 3.2, б приведена структурная схема трехканального электрокардиографа, построенного с использованим многоразрядных АЦП, устанавливаемых на каждый канал. На рисунке 3.2: ДУ – дифференциальный усилитель, ПСП – подавитель синфазной помехи, БУ – буферный усилитель, ФНЧ – фильтр нижних частот.

Вариант построения электрокардиографов с использованием многоразрядных АЦП (16 разрядов и выше) подразумевает, что в этом случае каждый канал включает входной буферный усилитель, ФНЧ, АЦП. Главными преимуществами такого варианта построения являются отсутствие:

1) прецизионных резисторов на входе;

2) нейтрального электрода;

3) коммутирующих элементов;

4) дополнительных усилителей.

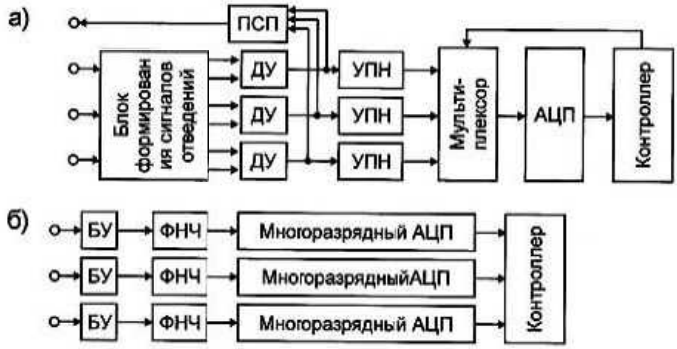


Рисунок 3.2 – Структурные схемы 3-канальных электрокардиографов

Сигнал биоэлектрической активности сердца поступает с массива электродов, расположенных на теле обследуемого человека, на блок формирования сигнала отведений. На выходе блока формирования отведений попарно формируются дифференциальные сигналы, соответствующие тому или иному отведению ЭКГ сигнала. Дифференциальный усилитель обеспечивает частичное подавление синфазной составляющей помехи.

Как правило, дифференциальный усилитель строится по схеме инструментального усилителя, обеспечивающего больший коэффициент ослабления синфазного сигнала (КОСС), а также предварительное усиление информационного дифференциального сигнала. Основными требованиями, предъявляемыми к дифференциальным усилителям, являются обеспечение высокого значения КОСС (не менее 60 дБ), высокого значения входного сопротивления в дифференциальном режиме (не менее 500 МОм), а также низкого уровня шумов.

Для дополнительного подавления синфазных помех в схеме инструментального усилителя предусматривается возможность выделения синфазного сигнала, который поступает на вход активного подавителя синфазных помех (ПСП). С выхода ПСП синфазная помеха в противофазе поступает на нейтральный электрод, размещаемый, как правило, на правой ноге обследуемого. Переменный сигнал с выхода инструментального усилителя поступает на усилитель переменного напряжения (УПН), где производится дополнительное усиление ЭКГ сигнала до уровня, необходимого для нормальной работы блока АЦП. Мультиплексор под управлением микроконтроллера обеспечивает правиль-

ную коммутацию ЭКГ сигналов, соответствующих требуемому отведению.

Детектор плохого контакта в системе отведений, который позволяет своевременно устранять отсоединение электродов или плохой контакт электрода с кожей, может строиться схемотехнически или программно. В обоих случаях принцип действия детектора плохого контакта основан на том, что при отсоединении электрода резко возрастает амплитуда наводки сети питания в сигнале соответствующего отведения.

Схемотехническая реализация детектора плохого контакта обеспечивает возможность отслеживать сигнал на выходе первичных дифференциальных усилителей, которые входят в насыщение при плохом контакте или отсоединении электродов. Программная реализация детектора плохого контакта свойственна электрокардиографам, построенным с применением сигма-дельта АЦП, в которых преобразование и обработка ЭКГ осуществляются микроконтроллером.

На качество подавления синфазного сигнала влияет схема подключения экрана кабеля отведений, которая может быть пассивной, то есть экран кабеля отведений подключается к общей точке электрокардиографа, или активной, при которой экран кабеля отведения подключается к выходу повторителя, на вход которого подается сигнал данного отведения либо сигнал, усредненный по нескольким отведениям.

Активное экранирование кабеля отведений позволяет сократить его емкость, уменьшить вносимые им помехи и повысить коэффициент ослабления синфазного сигнала. Делитель напряжения с коэффициентом передачи 0,99 уменьшает амплитуду сигнала, поступающего на экран, благодаря чему повышается помехоустойчивость схемы.

3.2. Особенности регистрации потенциалов биоэлектрической активности сердца

Процессу регистрации биопотенциалов сердца с поверхности тела человека свойственно присутствие помех различной природы возникновения: помехи, происхождение которых обусловлено электродами, помехи физической природы, связанные с воздействием окружающих электромагнитных помех, и помехи биологической природы, связанные с движением и дыханием обследуемого, а также с наличием нежелательной биоэлектрической активности периферических мышц.

Существует два основных источника помех, природа которых связана с электродами: кожно-электродный импеданс и электродные разности потенциалов, подразделяющиеся на контактные и поляризационные.

Первый источник помех обусловлен сопротивлением электрод-кожа, а также нестабильностью этого сопротивления. На низких частотах сопротивление электрод-кожа можно считать активным, изменяющимся от нескольких десятков кОм до единиц МОм. Сопротивление не подготовленного, но смазанного гелем участка кожи размером 1 $см^2$ в различных частях тела на частоте 1 Гц варьируется от 10 кОм до 1 МОм, на частоте 100 кГц составляет около 220 Ом, а на частоте 1 МГц – 120 Ом.

Для уменьшения кожно-электродного импеданса кожа в области установки электродов обезжиривается смесью спирта и эфира. Электроды покрываются токопроводящей пастой, представляющей собой электролит, диффундирующий в поры кожи и заполняющий свободные места под электродом. Паста позволяет обеспечивать длительное время хорошую проводимость.

Разброс и нестабильность переходного сопротивления кожа-электрод вызывают разбаланс входных цепей усилителя и резкое увеличение амплитуды синфазной помехи, связанной с сетью питания. Межэлектродное сопротивление соответствует внутреннему сопротивлению источника биоэлектрического сигнала и включает в себя сопротивления переходов кожа-электрод (обычно принимают изменяющимся в диапазоне от 5 до 100 кОм).

Вторым источником помех являются электрохимические реакции, происходящие на поверхности соприкосновения материала электродов с электролитом токопроводящей пасты и вырабатывающие разность потенциалов между электродом и телом (0,3 – 1 В). Регистрация напряжения осуществляется между двумя одинаковыми электродами, поэтому происходит частичная компенсация контактной разности потенциалов. При этом некомпенсированная разность потенциалов может достигать 0,1 – 0,4 В и изменяет свое значение во времени.

Ослабление контактной разности потенциалов осуществляется за счет распределения усиления между каскадами усилительного тракта. При движении пациента происходит смещение электродов, двойной электрический слой у поверхности раздела разрушается, создавая скачки контактной разности потенциалов, АЧХ которых находится в полосе частот полезного сигнала. Кроме того, при протекании тока че-

рез границу раздела двух фаз возникают поляризационные разности потенциалов.

Эффективные конструкции электродов позволяют уменьшить сопротивление электрод-кожа, его изменения и двигательные артефакты, благодаря чему появляется возможность не подготавливать кожу перед установкой электродов и не применять гель. При этом упрощается процедура наложения электродов и уменьшается дискомфорт для пациента.

Основным источником помех физической природы является сеть питания переменного тока. Воздействие помех подобного рода приводит к появлению синфазных помех на входах усилительного тракта, амплитуда синфазных помех превосходит в десятки и сотни раз амплитуду полезного сигнала биоэлектрической активности сердца. В настоящее время используются два способа подавления подобных помех: аппаратный и программный или их совместное использование для повышения эффективности наблюдения и точности определяемых показателей.

Для реализации аппаратного способа используется нейтральный электрод и блок подавления синфазной помехи. На вход блока подавления синфазной помехи поступает сигнал, сформированный путем суммирования входных сигналов усилительного тракта. Блок подавления синфазной помехи усиливает и инвертирует входной сигнал. С выхода блока подавления синфазной помехи сигнал через нейтральный электрод поступает на тело пациента, тем самым уменьшая сигнал синфазной помехи. Программный способ подавления синфазных помех заключается в использовании различных методов цифровой фильтрации.

Миографические помехи, вызванные биоэлектрической активностью мышц, расположенных в области наложения электродов, имеют отличные частотные характеристики от сигнала биоэлектрической активности сердца, а также имеют намного меньшую амплитуду. Таким образом, использование методов линейной частотной фильтрации позволяет частично ослабить помехи данного типа. Однако широкополосная природа миографических артефактов не позволяет полностью устранить их влияние на ЭКГ сигнал, поэтому более эффективная процедура фильтрации сигнала биоэлектрической активности сердца в условиях присутствия миографических помех может быть реализована по аналогии с фильтрацией сигналов в условиях присутствия широко-

полосного белого шума, в частности на основе применения методов оптимальной винеровской фильтрации.

Дыхание пациента вызывает дрейф изолинии сигнала биоэлектрической активности сердца и может приводить к погрешностям в определении показателей сердечного ритма. В то же время частота дыхания человека отлична от основной полосы частот сигнала биоэлектрической активности сердца и, таким образом, эффективное подавление дыхательных помех также возможно с помощью методов линейной частотной фильтрации.

Двигательные артефакты вызывают сильное искажение в форме сигнала биоэлектрической активности сердца и могут приводить к большим погрешностям в определении показателей сердечного ритма. В силу того что помехи данного рода отличаются случайным характером их проявления, то борьба с ними представляет собой нетривиальную задачу. Основными способами подавления такого рода помех являются использование алгоритмов корреляционной обработки данных и осуществление процедуры регистрации биосигналов, максимально свободной от их проявления.

ГЛАВА 4
МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

В современных системах клинического мониторинга для диагностических исследований широко используются методы измерения электрического импеданса органов и тканей, позволяющие получить данные о состоянии организма человека. Измерение электрического импеданса биологических тканей широко используется при построении аппаратуры реографии, реоплетизмографии, а также электроимпедансной томографии, позволяющей оценить параметры системной и периферической гемодинамики.

В последние годы измерения электрического импеданса используются для получения информации о внутренней структуре биологических тканей (определение уровня дегидратации организма человека, компонентного состава мышечной ткани, состояния клеточных структур). Актуальным направлением использования средств измерения биоэлектрического импеданса является их включение в состав систем гемодиализа, а также создание приборов экспресс-определения состава крови. Важным направлением развития является оценка концентрации клеточных суспензий с целью определения состояния жизнедеятельности клеточных суспензий в медицине клеточных технологий.

4.1. Измерение электрического импеданса неоднородных проводников

Величина электрического импеданса характеризует электрические свойства исследуемых объектов, в качестве которых могут выступать неоднородные проводники, и используется для изучения их структурного состава, особенностей строения, функциональных параметров.

Исследование электрических свойств неоднородных проводников чаще всего производится при пропускании электрического тока через объект исследования. Данная методика широко используется в биологии и медицине для определения структурного состава и физиологических показателей биологических тканей. В этом случае в качестве чув-

ствительного элемента применяют контактные электроды. В качестве устройства представления измеряемой величины используются преобразователи измеряемого параметра в ток или напряжение. В качестве выходного преобразователя электрического сигнала берется устройство преобразования аналогового сигнала в цифровой вид. В различных областях биологии и медицины используется информация об электрических свойствах живых тканей в виде составляющих электрического импеданса.

При исследовании кровоснабжения органов (электроплетизмографии) используется регистрация изменений активной составляющей электрического импеданса. С увеличением притока крови к тканям за счет расширения сосудов снижается величина активной составляющей импеданса. В зависимости от конкретной клинической задачи меняется зона исследования, и, соответственно, место наложения электродов. Поэтому различают электроплетизмографию легких, печени, мозга, сосудов конечностей и др.

В том случае, если устройство измерения электрического импеданса имеет несколько пар электродов, причем измерительное воздействие осуществляется попеременно с каждой пары электродов, а измерение импеданса – на остальных парах электродов, тогда на основании полученных измерений может быть составлена диаграмма распределения электрического импеданса ткани, располагаемой под электродами. Посредством тестирующего воздействия на ткань, расчетов и алгоритма реконструкции распределения импеданса составляется импедансная томографическая картина исследуемого участка ткани. По регистрируемому распределению потенциалов путем компьютерной обработки можно реконструировать распределение электрического импеданса внутри тела и далее получить импедансную картину внутренних органов, имеющую диагностическое значение.

Другой областью использования измерения составляющих электрического импеданса исследуемого объекта на различных частотах является импедансная спектроскопия. На основании данных об электрическом импедансе, полученных на разных частотах, можно судить о структурном составе исследуемой ткани.

Измерение биоимпеданса используют в схеме гемодиализа для автоматического управления концентрацией рабочей жидкости. В системах гемодиализа с помощью устройства измерения биоэлектрического импеданса осуществляется контроль над концентрацией ионов в диализной жидкости. На рисунке 4.1 приведена структурная схема систе-

мы бикарбонатного диализа, в которой для контроля над концентрацией концентратов «А» и «В» применяются блоки измерения электрического импеданса С1 и С2 соответственно. На рисунке 4.1 показано: 1 – контур экстракорпоральной обработки крови, 2 – контур приготовления диализного раствора, Pa – датчик артериального давления, HP – насос гепарина, BP – насос крови, Pv – датчик венозного давления, VC – венозный зажим, F – входной фильтр воды, H – нагреватель, Da – деаэратор, CP1 – насос концентрата «А», CP2 – насос концентрата «В», C1, C2 – блоки измерения импеданса концентратов, T – датчик температуры, BV – клапан сброса, BL – детектор протечки крови, D – диализатор.

Артериальная кровь пациента поступает в контур экстракорпоральной обработки крови. Измерение давления в магистрали крови производится в двух точках: перед насосом крови (артериальное давление) – с помощью датчика артериального давления Pa, и перед возвратом крови пациенту (венозное давление) – с помощью датчика венозного давления Pv.

Контроль давления перед насосом крови необходим для индикации повышенного разряжения, что может быть вызвано неправильным положением заборной иглы, перегибома магистрали, падением АД у пациента или проблемами с сосудистым доступом. Измерение давления возвращаемой пациенту крови необходимо для обнаружения тромбирования, перегиба магистрали или неправильного положения возвратной иглы. Во избежание свертывания кровь обрабатывается гепарином, поступающим в контур экстракорпоральной обработки с помощью насоса HP. Поток крови определяется весом пациента и длительностью предполагаемой терапии и устанавливается с помощью насоса BP.

В контуре приготовления диализного раствора осуществляются подготовка и дозирование требуемых компонентов гемодиализа. В рассматриваемой системе бикарбонатного диализа основным компонентом является вода, проходящая через фильтр F, нагреватель H и деаэратор Da. Деаэрация необходима для удаления воздушных пузырей из диализирующей жидкости. Затем в подготовленную воду добавляются необходимые объемы концентратов «А» и «В», концентрация которых контролируется блоками измерения импеданса С1 и С2. Контроль над температурой диализной жидкости осуществляется датчиком температуры T. Детектор BL предназначен для определения

проникновения крови в диализную жидкость, что может произойти при разрыве мембраны диализатора.

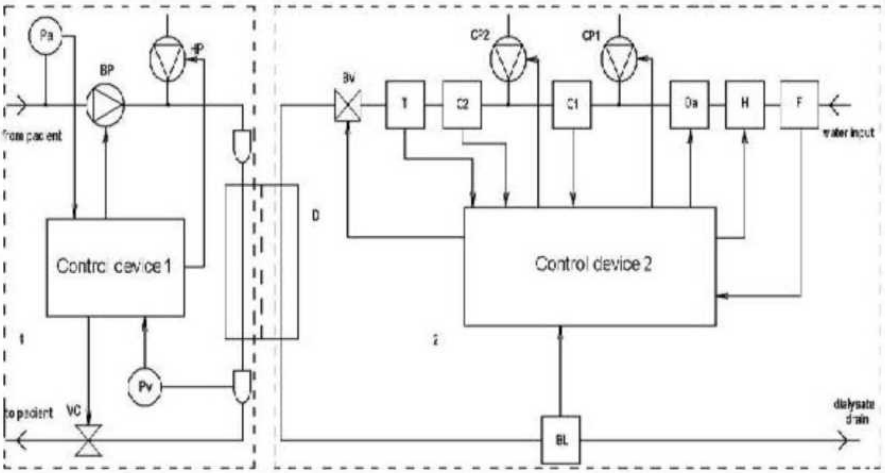


Рисунок 4.1 – Структурная схема системы гемодиализа

Измерение биоэлектрического импеданса используется для обнаружения микроорганизмов в биологических суспензиях. Изменение импеданса происходит в питательной среде по мере того, как ее химический состав изменяется в результате роста и метаболической активности микроорганизмов. При этом незаряженные или слабозаряженные составляющие питательной среды превращаются в сильнозаряженные конечные продукты: белки метаболизируются до аминокислот, углеводы и жиры до органических кислот. Для ускоренного обнаружения микроорганизмов посредством определения электрического импеданса в микробиологическом анализаторе применяется двухэлектродная схема измерения электрического импеданса.

4.2. Особенности измерения электрического импеданса биологических тканей

Измерение импеданса используется в биологии, во-первых, для характеристики физических свойств исследуемого объекта, во-вторых, для изучения изменений, связанных с функциональным состоянием.

При проведении исследований предполагается, что удельная электропроводность биологического объекта в данных условиях – величина постоянная. Кроме того, данные, полученные при изучении импеданса биологической среды, позволяют судить о ее структуре, а метод исследования электрического импеданса позволяет изучать структуру живого вещества, не повреждая ее.

Измерение удельного сопротивления различных растительных и животных клеток и тканей показало, что для постоянного тока оно измеряется величинами порядка $10^6 – 10^7$ Ом·м. При исследовании биологических тканей значительная часть постоянного тока проходит по заполняющей межклеточное пространство жидкости, импеданс которой относительно мал. Кроме того, сечение межклеточных промежутков является непостоянной величиной.

Точное определение сопротивления живых клеток и тканей сильно затруднено из-за чувствительности их к действию электрического тока: у одних – в большей степени, например, у таких легко возбудимых тканей, как нервы и мышцы, у других – в меньшей степени. Этим вызвана необходимость использования в работе малого напряжения, что снижает точность наиболее часто используемого метода мультичастотного сканирования импеданса. Необходимо использование метода, позволяющего осуществлять тестирование биологического объекта в течение малого промежутка времени и позволяющего определить параметры электрического импеданса в широком диапазоне частот.

При пропускании постоянного тока через живые клетки и ткани было установлено, что сила тока не остается постоянной, а сразу же после наложения потенциала начинает непрерывно падать и, наконец, устанавливается на уровне, который во много раз ниже, чем исходный. Это объясняется тем, что при прохождении постоянного тока через биологическую систему в ней возникает нарастающая до некоторого предела электродвижущая сила противоположного направления. Наблюдаемое явление аналогично тому, что происходит в растворах электролитов. Для них характерно явление поляризации, т.е. образование при прохождении постоянного тока дополнительных зарядов за счет накопления ионов обратного знака.

Способность поляризации биологических объектов обусловлена наличием емкостной составляющей импеданса. Поляризационная емкость различных биологических объектов, измеренная при постоянном токе (а также при токе низкой частоты), достигает больших величин – от 0,1 мкФ до 10 мкФ и более.

Диэлектрик, не содержащий свободных ионов и не ограниченный изолирующим материалом, обладает такими же диэлектрическими свойствами, как и диэлектрик гетерогенной структуры. Поляризация может возникать в электрическом поле за счет смещения орбитальных электронов атомов. Молекула, в которой «центр тяжести» положительных зарядов не совпадает в пространстве с положением «центра тяжести» отрицательных зарядов, под влиянием электрического поля приобретает электрический момент (μ) и становится упругим диполем:

$$\mu = e \cdot l,$$

где e – заряд электрона;

l – расстояние между электронами.

Следует заметить, что, во-первых, для поляризации такого типа требуются большие напряжения и, во-вторых, величина такой поляризации очень невелика. Больших величин диэлектрическая поляризация достигает при смещении ионов, закрепленных в кристаллической решетке. Обе эти поляризации устанавливаются за очень короткое время: $10^{-6} – 10^{-7}$ с. Для биологических объектов они мало реальны. Однако косвенные данные говорят о том, что диэлектрическая поляризация в биологических объектах существенным образом связана с дипольными молекулами. Большинство органических соединений являются перманентными диполями, с большим постоянным электрическим моментом, который у крупных молекул белка равен 10^{-16}.

При наложении электрического поля оно может не вызывать изменения расположения зарядов в молекуле, а приводить к ориентации молекул в направлении силовых линий. Согласно теории Дебая, поведение системы, включающей в себя полярные молекулы, определяется временем релаксации, т. е. временем, в течение которого происходит поляризация в результате поворота молекул в электрическом поле. Время релаксации (τ) зависит от величины полярного момента, вязкости среды, температуры и приближенно может быть вычислено по формуле Стокса:

$$\tau = 4\pi \cdot \frac{\eta a^3}{kT},$$

где a – радиус молекулы;

k – постоянная Больцмана;

T – температура;

η – вязкость.

При наложении переменного тока он идет через систему, содержащую диполи, во время поворота последних. Когда кончается поворот, ток перестает идти. Если система содержит и диполи, и свободные ионы, то по окончании поворота ток снизится.

При анализе электрических свойств тканей необходимо учитывать сложность структуры последних. Ткани состоят из клеток, окруженных мембранами, обладающими низкой электрической проводимостью по сравнению с материалом, находящимся внутри клеток и окружающим клетки. Различные клеточные органоиды (ядро, митохондрии и др.) в свою очередь также снабжены мембранами. Раствор, окружающий субклеточные компоненты и заключенный внутри них, содержит много макромолекулярных образований. Внутриклеточная и тканевая жидкость содержит также большое количество солей.

При оценке структурного состава биологического объекта большое значение имеет изучение как активной, так и емкостной составляющих импеданса. Считают, что активная составляющая может быть отнесена за счет ионных компонентов и определяется их числом, зарядом и подвижностью. Что же касается плотности поляризационного тока, то она определяется произведением числа диполей на дипольный момент и подвижность молекул.

При определении электропроводности биоструктур очень показательно и методически удобно выражать результаты в виде частотной зависимости тепловых потерь. При наличии общего тока проводимости наблюдается два рода тепловых потерь – поляризационные потери ориентационного происхождения и омические потери. Из векторной диаграммы токов устанавливается величина тангенса угла потерь, измеряемая отношением активного тока к поляризационному. Зависимость тангенса угла потерь от частоты тока при параллельном включении эквивалентных R и C следующая:

$$tg\delta = \frac{1}{\omega CR}.$$

Частота переменного тока, при которой происходит максимальное поглощение мощности электромагнитного поля полярными молекулами, а следовательно, имеет место максимум tgδ, выражается формулой Дебая:

$$\omega_m = \frac{12kT}{\eta a^3},$$

где k – константа Больцмана;

T – абсолютная температура;

a – размер молекул;

η – вязкость среды.

По этой формуле можно вычислить размер молекул, релаксирующих на данной частоте. Результаты, показывающие изменение tgδ и сдвиг его максимума, могут говорить о процессах полимеризации или деполимеризации молекул живой ткани. Многочисленными исследованиями установлено, что тепловые потери в клетках имеют несколько максимумов. Это говорит о том, что в клетках в поляризационных явлениях принимают участие несколько групп молекул с разными полярными моментами.

Частота собственных колебаний электромагнитного поля, при которой происходит максимальное поглощение мощности, вычисленная для полярных молекул тканей, а именно – для молекул разных белков и молекул воды при комнатной температуре, соответственно равна: для молекул белков – $\omega_m=6\cdot10^7$ Гц (λ=0,8 – 8 см), для молекул воды – $\omega_m=2{,}8\cdot10^{12}$ Гц (λ=0,3 см).

По теории Дебая для однородных сред отношение граничных частот, при которых происходит изменение электрических параметров, равно 100. Вследствие неоднородности живых тканей изменение их электрических параметров наблюдается как в области дециметровых – метровых волн (резонанс белковых молекул), так и в области сантиметровых волн (резонанс молекул воды).

Обобщение диэлектрических свойств тканей приводит к суммарной частотной характеристике, из которой следует, что при диэлектрических измерениях можно различать три области дисперсии: α –, β –, γ – дисперсии.

α – дисперсия занимает область низких частот звукового диапазона. При таких частотах трудно получить точные значения диэлектрической проницаемости, так как эксперимент сильно затруднен из-за поляризации электродов. В этой области дисперсии приобретает решающее значение эффект поверхностной поляризации частиц (клеток и органоидов окруженных мембранами; коллоидных частиц; молекул белков). Как сплошные, так и окруженные мембраной частицы обнаруживают одинаковые свойства при низких частотах.

Таким образом, наблюдаемая дисперсия обусловлена не свойствами самой мембраны, а свойствами поверхности частиц. По мере увеличения частоты полная поверхностная проводимость увеличивается. Других диэлектрических явлений, которые служили бы источником частотных зависимостей, в этой области, лежащей ниже характеристической частоты полярной дисперсии, не возникает. Это подтверждают измерения, проведенные на альбумине при частоте ниже 100 Гц.

β – дисперсия занимает широкую область частот, в которой существует зависимость дисперсии от вида объекта. Вплоть до частот порядка $10^6 – 10^7$ Гц дисперсия в большей мере определяется поверхностной поляризацией. На это дисперсионное явление наслаивается дисперсия, связанная с поляризационными свойствами молекул. Очевидно, максимум потерь в области частот порядка 10^4 Гц обусловлен молекулярными свойствами высокополимерных соединений протоплазмы, а максимум потерь в области более высоких частот – свойствами веществ с меньшими молекулами.

Значения диэлектрической проницаемости тканей зависят от содержания воды в последних. Ткани с большим содержанием воды обладают высокими значениями диэлектрической проницаемости, а ткани с малым содержанием воды – низкими. Значение диэлектрической проницаемости крови примерно на 30% ниже соответствующего значения для воды.

Характер дисперсии при частотах выше 1000 МГц удовлетворительно объясняется полярными свойствами молекул свободной воды. Эта третья область дисперсии, лежащая в диапазоне сантиметровых волн, обозначается как γ – дисперсия.

Во избежание поляризационных явлений при определении сопротивления электролитов Кольрауш (Kohlrausch) предложил использовать переменный ток. При исследовании биологических объектов, в частности крови, Гебером было обнаружено изменение импеданса с ростом частоты. Электрический импеданс биологических объектов с ростом частоты уменьшается до некоторой постоянной величины.

Дальнейшие исследования показали, что такой характер свойствен всем живым клеткам и тканям, независимо от различных абсолютных величин сопротивления. Зона дисперсии импеданса обычно варьирует в интервале $10^2 – 10^8$ Гц.

Дисперсия импеданса живых тканей является результатом того, что при низких частотах тестирующего тока электропроводность связана с поляризацией, а по мере увеличения частоты поляризационные явления сказываются меньше.

При изучении закономерностей прохождения тока через биологические объекты обычно исходят из того, что импеданс живых клеток является комплексным и определяется активной и емкостной составляющей. Дисперсия импеданса клеток и тканей возникает вследствие уменьшения емкостного сопротивления с увеличением частоты.

При высоких частотах увеличение проводимости клеток и тканей становится незначительным и постоянным, а при частоте порядка 10^6 – 10^8 Гц имеет место максимальная проводимость – очевидно, емкостное сопротивление при этом становится минимальным. Импеданс на этой частоте определяется исключительно истинной концентрацией свободных электролитов в клетках. Наличие емкостных свойств биологических объектов подтверждается еще одним важным наблюдением – наличием сдвига фаз между током и напряжением.

Для биологических систем характерна большая величина угла сдвига фаз. Это показывает, что доля емкостного сопротивления в биологических объектах велика. Биологические объекты являются емкостно-омическими системами, в которых емкость в основном не статическая, а поляризационная. Известно, что в системе со статической емкостью по мере увеличения частоты происходит увеличение проводимости и, следовательно, угла сдвига фаз. В системе с поляризационной емкостью соотношение тока, протекающего через емкость и омическое сопротивление, остается в некоторых пределах частот постоянным.

Для моделирования проведения тока живыми клетками прибегают к эквивалентным схемам, т.е. к таким комбинациям омического сопротивления и емкости, которые в первом приближении могут моделировать электрические параметры исследуемого объекта. Используются последовательные, параллельные и последовательно-параллельные схемы замещения биологических тканей.

Фрике и Морзе, измеряя сопротивление красных кровяных шариков, получили уравнения, которым соответствует схема, изображенная на рисунке 4.2.

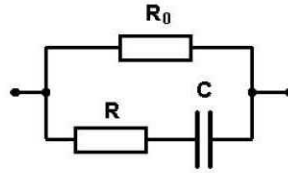


Рисунок 4.2 – Схема Фрике и Морзе:
R0 – сопротивление межклеточной жидкости;
R – сопротивление содержимого клетки; C – емкость мембраны

В.А. Петров провел исследование прохождения ступенчатого напряжения через нерв. Он допускает существование процессов, аналогичных электрическому разряду, им была предложена другая схема (рисунок 4.3).

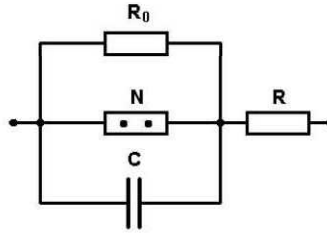


Рисунок 4.3 – Схема Петрова: R0 – сопротивление межклеточной жидкости; R – сопротивление содержимого клетки; N – неоновая лампа – модель элемента, в котором происходит разряд; C – емкость мембраны

Несколько более сложную схему предложил Шванн (рисунок 4.4). Приведенные схемы в определенной степени могут служить моделями проведения тока живыми тканями. Однако ни одна из них не может в точности воспроизводить закономерности, присущие сложным биологическим системам.

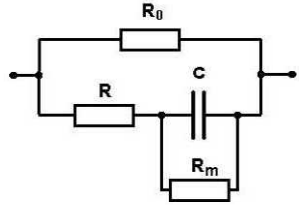


Рисунок 4.4 – Схема Шванна: R0 – сопротивление межклеточной жидкости; R – сопротивление содержимого клетки; Rm – сопротивление мембраны; C – емкость мембраны

Частотные свойства импеданса в основном отображаются двумя способами. В качестве примера рассмотрим модель Фрике – Морзе (см. рисунок 4.2). Импеданс такой схемы является комплексной величиной и может быть записан в виде: $\mathbf{Z} = R_{eq} + jX_{eq}$, где R_{eq}, X_{eq} – эквивалентные активная и реактивная составляющие импеданса, j – мнимая единица.

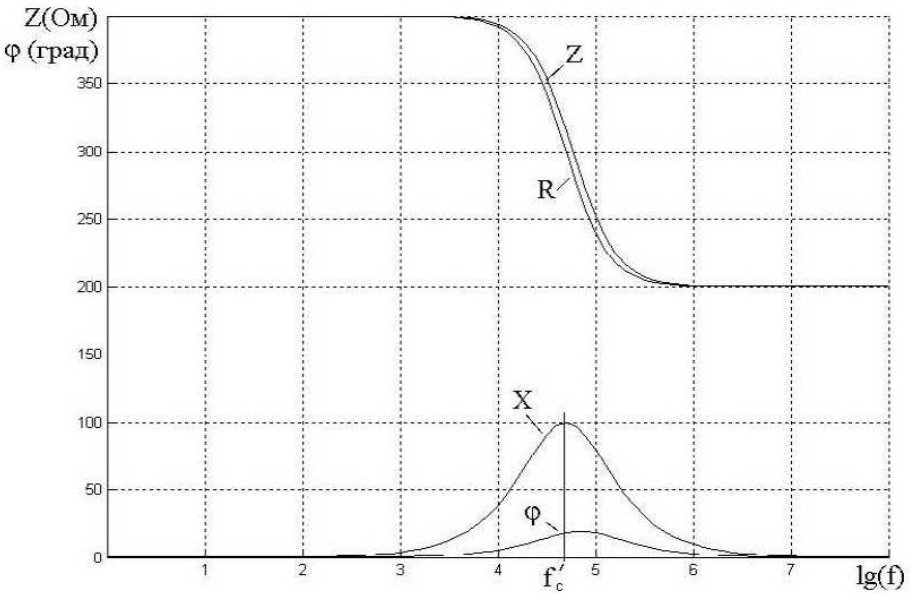


Рисунок 4.5 – Частотные зависимости параметров импеданса модели Фрике – Морзе

Другой вариант представления импеданса $\mathbf{Z} = Z\,e^{j\varphi}$, где Z и φ – соответственно модуль и фазовый угол импеданса. Величины R_{eq}, X_{eq}, Z, φ зависят от частоты.

Графики соответствующих зависимостей приведены на рисунке 4.5 (в данном примере R_e=R_i= 400 Ом, C_m= 4 нФ). По горизонтальной оси отложены значения десятичного логарифма частоты, которая меняется от 1 Гц до 10^8 Гц. Величины X_{eq} и φ на самом деле отрицательные, и на графиках показаны их абсолютные величины. Стоит отметить, что влияние емкости, характеризуемое величинами X_{eq} и φ, стремится к нулю как на низких, так и на высоких частотах.

Другой способ отображения частотных свойств импеданса – диаграмма Весселя, называемая также графиком Найквиста и импедансным локусом, на которой отображаются пары значений R_{eq}, X_{eq}, полу-

чаемые при разных частотах. Для модели Фрике-Морзе при изменении частоты от нуля до бесконечности диаграмма Весселя имеет вид полуокружности (рисунок 4.6).

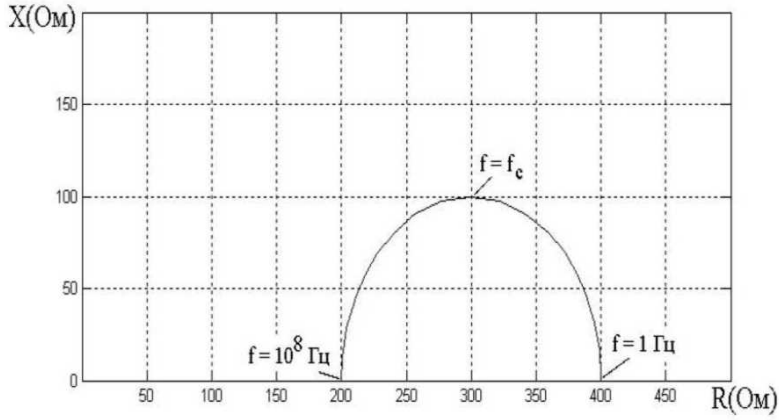


Рисунок 4.6 – Диаграмма Весселя для модели Фрике-Морзе

Таким образом, для определения составляющих электрического импеданса биологических тканей в широком диапазоне частот, устройство измерения должно удовлетворять следующим условиям:

- обеспечивать измерение составляющих электрического импеданса в диапазоне частот от 0.1 до 10^8 Гц;
- длительность процесса измерения (т.е. воздействия на биологический объект) должна быть минимальной.

4.3. Методы измерения биоэлектрического импеданса

4.3.1. Потенциометрический метод измерения

Данные методы основаны на измерении падения напряжения на исследуемом объекте в режиме заданного тестирующего тока. На рисунке 4.7 приведена двухэлектродная схема измерения, построенная на основе потенциометрического метода измерения. Напряжение с выхода генератора G преобразуется в электрический ток с помощью сопротивления R1 и сопротивления исследуемого объекта Rx.

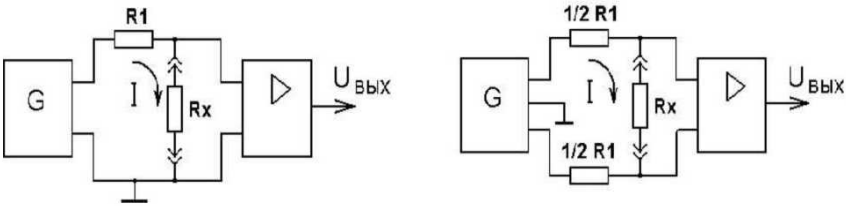


Рисунок 4.7 – Двухэлектродная схема измерения, построенная на основе потенциометрического метода измерения:
слева – с несимметричным выходом
генератора, справа – с симметричным выходом генератора

Падение напряжения на исследуемом объекте определится выражением

$$U_{ВЫХ} = \frac{R_X \cdot U_G}{(R1 + R_X)K},$$

где: R_X – сопротивление исследуемого объекта;

U_G – напряжение на выходе генератора;

K – коэффициент усиления усилителя.

При условии, что $R1 >> R_X$, функцию преобразования измерительной схемы можно считать линейной, т.е.

$$U_{ВЫХ} = \frac{R_X \cdot U_G}{K \cdot R1}.$$

Основным недостатком измерительной схемы с несимметричным выходом генератора является искажение показаний, если объект оказывается заземленным в другой точке, кроме электрода. В этом случае используется схема с симметричным выходом генератора. Вместо резистора R1 к выходам генератора подключаются два резистора ½ R1. Усилитель сигналов имеет симметричный вход. Кроме того, наличие симметричного входа позволяет исключить действие синфазных помех.

Другой разновидностью измерения импеданса на переменном токе на основе потенциометрического метода является схема на основе векторного измерителя (рисунок 4.8). Частота генератора может меняться в широких пределах с помощью переключателя диапазонов и ручки

плавной настройки. Режим постоянного напряжения выбирается для импеданса, превышающего 1 кОм, а режим постоянного тока – для более низких значений.

Синусоидальный сигнал с генератора поступает на исследуемый объект **Z**. Сигналы, несущие информацию о величине тока и напряжения в исследуемом объекте. предварительно усиливаются усилителями. Амплитудный детектор определяет действующие величины тока и напряжения на исследуемом объекте.

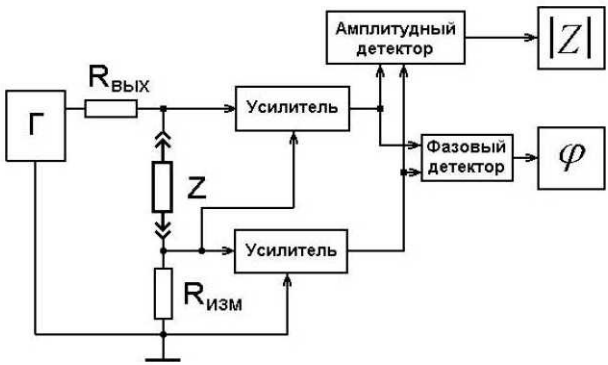


Рисунок 4.8 – Схема измерения импеданса на основе векторного измерителя

На основании данных о величине тока и напряжения в исследуемом объекте рассчитывается модуль электрического импеданса исследуемого объекта. Фазовый детектор определяет разность фаз между напряжением и током в исследуемом объекте. В соответствии с величиной фазового угла и модуля электрического импеданса определяются составляющие импеданса исследуемого объекта.

При исследовании клеточных объектов и субклеточных структур импедансные свойства наиболее сильно проявляются в области частот порядка $10^6 – 10^9$ Гц. В этих случаях используются измерительные схемы (рисунок 4.9), представляющие собой линию с распределенными параметрами, и исследования электрического импеданса осуществляются путем измерения соотношений между падающей и отраженной от исследуемого биологического волны.

Функция преобразования в данном случае имеет следующий вид:

$$Z = \frac{U_{ПАД} + U_{ОТР}}{U_{ПАД} - U_{ОТР}} Z_0,$$

где Z_0 – сопротивление линии;

$U_{ПАД}$ – сигнал падающей волны;

$U_{ОТР}$ – сигнал отраженной волны.

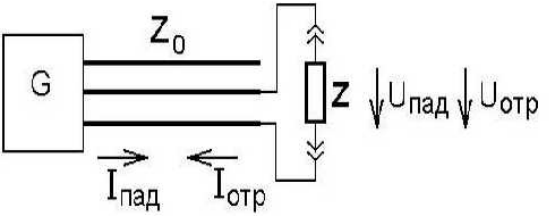


Рисунок 4.9 – Схема измерения электрического импеданса на основе линии с распределенными параметрами

Учитывая, что коэффициент отражения волны определяется как

$$r = \frac{U_{ПАД}}{U_{ОТР}},$$

функция преобразования в этом случае примет вид

$$Z = \frac{1 + r}{1 - r} Z_0,$$

где r – коэффициент отражения волны.

Достоинство таких измерительных схем применительно к исследованиям электрического импеданса биологических тканей заключается в простоте и адекватности воздействия. К недостаткам можно отнести возможные изменения электрических характеристик исследуемого объекта вследствие длительного протекания электрического тока, зависимость от величины приложенного напряжения.

4.3.2. Мостовой метод измерения

Схема измерения электрического импеданса на основе мостовых методов измерения состоит из источника тестирующего сигнала, мостовой схемы измерения и усилителя (рисунок 4.10).

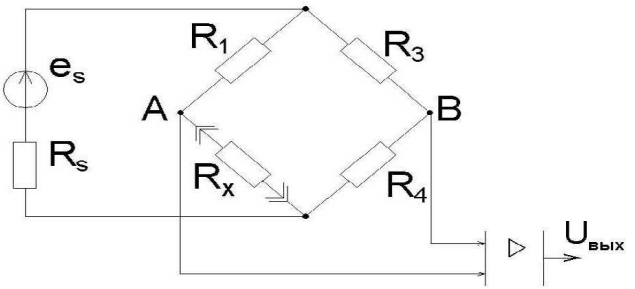


Рисунок 4.10 – Схема измерения электрического импеданса на основе резистивного моста

При условии, что внутреннее сопротивление источника тестирующего сигнала $R_s << R_{1-4}$, напряжение на выходе измерительной схемы будет определяться выражением

$$U_{вых} = K \cdot e_S \frac{R_X R_3 - R_1 R_4}{(R_X + R_1) \cdot (R_3 + R_4)},$$

где R_X – активная составляющая импеданса исследуемого объекта;

R_1, R_3, R_4 – сопротивления плеч моста;

e_S – входное напряжение тестирующего сигнала; K – коэффициент усиления усилителя.

Предположим, что $R_1=R_X=R_3=R_4=R_0$ и сопротивление исследуемого объекта определяется, как $R_X=R_0+\Delta R$. Тогда функция преобразования измерительной схемы на основе резистивного моста примет вид

$$U_{вых} = K \cdot e_S \frac{\Delta R}{4R_0\left(1+\frac{\Delta R}{2R_0}\right)}.$$

4.3.2. Мостовой метод измерения

Схема измерения электрического импеданса на основе мостовых методов измерения состоит из источника тестирующего сигнала, мостовой схемы измерения и усилителя (рисунок 4.10).

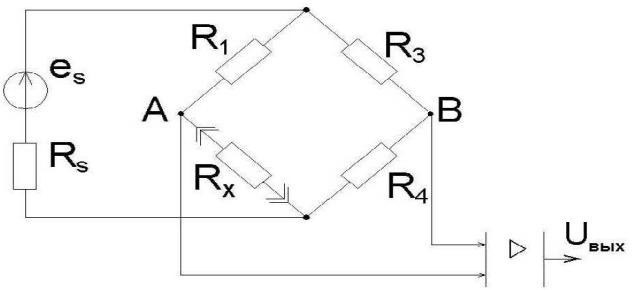


Рисунок 4.10 – Схема измерения электрического импеданса на основе резистивного моста

При условии, что внутреннее сопротивление источника тестирующего сигнала R_s << R_{1-4}, напряжение на выходе измерительной схемы будет определяться выражением

$$U_{вых} = K \cdot e_S \frac{R_X R_3 - R_1 R_4}{(R_X + R_1) \cdot (R_3 + R_4)},$$

где R_X – активная составляющая импеданса исследуемого объекта;

R_1, R_3, R_4 – сопротивления плеч моста;

e_S – входное напряжение тестирующего сигнала; K – коэффициент усиления усилителя.

Предположим, что R_1=R_X=R_3=R_4=R_0 и сопротивление исследуемого объекта определяется, как R_X=R_0+ΔR. Тогда функция преобразования измерительной схемы на основе резистивного моста примет вид

$$U_{вых} = K \cdot e_S \frac{\Delta R}{4R_0 \left(1 + \frac{\Delta R}{2R_0}\right)}.$$

Допустим, что $\Delta Z_c << (k+1)\ Z_c$, тогда функция преобразования будет следующая:

$$U_{вых} = K_U \cdot e_S \frac{k}{(k+1)^2} \frac{\Delta Z_C}{Z_C}.$$

В случае, если исследуемый объект имеет только емкостную составляющую, т.е. $R_c=0$, тогда используется мост Саути (в нем отсутствуют сопротивления R_c и R_e). При этом функция преобразования приобретает вид

$$U_{вых} = e_S \cdot \frac{C_E - C_C}{C_E + C_C}.$$

Допустим, что $C_c=C_0+\Delta C$; $C_e=C_0$, тогда функция преобразования на основе применения моста Саути определится как

$$U_{вых} = -\frac{e_S}{4} \cdot \frac{\Delta C}{C_0\left(1+\frac{\Delta C}{2C_0}\right)}.$$

Измерение электрического импеданса на основе мостовых методов широко используется в приборах импедансной плетизмографии, а также в биоимпедансных анализаторах состава тела.

Достоинством схем измерения электрического импеданса, построенных на основе мостовых методов, является высокая точность измерения импеданса на различных частотах. К недостаткам относят малый динамический диапазон измерений, зависимость точности измерений от чувствительности схемы определения равновесия моста, а также зависимость результатов измерения от напряжения источника питания.

4.3.3. Резонансный метод измерения

Измерение электрического импеданса на основе резонансных методов применяется главным образом на высоких частотах, так как на низких частотах резонансные явления выражены более слабо, вследствие чего точность измерения снижается.

Принцип действия резонансного метода измерения параметров электрического импеданса поясняется схемой на рисунке 4.12. Схема измерения состоит из генератора высокой частоты (Г), измерительного колебательного контура (LC), включающего в себя образцовые индуктивность и емкость. Колебательный контур LC питается от измерительного генератора, частоту которого можно плавно изменять до тех пор, пока не наступит резонанс. Момент резонанса определяется по величине напряжения, а резонансная частота – по шкале генератора.

Настройку контура в резонанс можно произвести и при фиксированной частоте генератора, изменением параметров колебательного контура. В зависимости от того, какую составляющую импеданса исследуемого объекта требуется измерить, подключается либо образцовая индуктивность, либо емкость.

Для определения активной составляющей к колебательному контуру подключается образцовое сопротивление R. Таким образом, по достижении резонансной частоты можно определить как активную, так и реактивную составляющие импеданса исследуемого объекта.

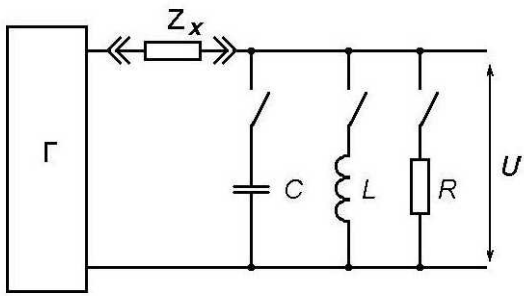


Рисунок 4.12 – Схема измерения электрического импеданса резонансным методом

Измерение электрического импеданса на основе резонансных методов используется только на высоких частотах и, следовательно, их использование затруднено при определении электрического импеданса биологических сред в широком диапазоне частот.

4.3.4. Метод измерения на основе анализа переходной функции

Принцип измерения электрического импеданса на основе анализа переходной функции заключается в измерении реакции исследуемого объекта на однократный прямоугольный импульс воздействующего тока заданной амплитуды, преобразовании полученных результатов из временной области в частотную с помощью преобразования Лапласа и определении электрического импеданса в требуемом частотном диапазоне. Процесс измерения, т.е. воздействия на измеряемую схему, длится доли секунды, что позволяет проводить измерения в достаточно большом динамическом диапазоне амплитуд тока.

Импульсная импедансометрия основана на использовании методов функциональной идентификации. Начальным этапом решения задачи идентификации является нахождение передаточной функции исследуемой схемы на основании анализа ее реакции на тестовое воздействие. Передаточная функция системы, рассмотренная в пространстве состояний выбранного функционального класса систем, позволяет определить частотную характеристику электрического импеданса. Для решения этой задачи необходимо наличие экспериментальных данных о поведении системы при тестовых воздействиях.

Расчет частотной характеристики системы путем цифрового время-частотного преобразования переходной функции наиболее просто осуществляется при подаче на вход объекта импульсного тест-воздействия вида дельта-функции или единичной ступенчатой функции.

Следует отметить, что ступенчатый входной сигнал часто является наиболее приемлемым для тестирования биологических объектов. Он формируется, например, путем включения (или выключения) воздействия постоянного уровня интенсивности на входе объекта. Формирование импульсного воздействия часто затруднено из-за необходимости увеличения амплитуды тест-воздействия при сокращении его длительности, которое может быть ограничено нелинейными свойствами объекта, проявляющимися при высоких интенсивностях воздействия.

Структурная схема измерения электрического импеданса на основе метода импульсной импедансометрии показана на рисунке 4.13.

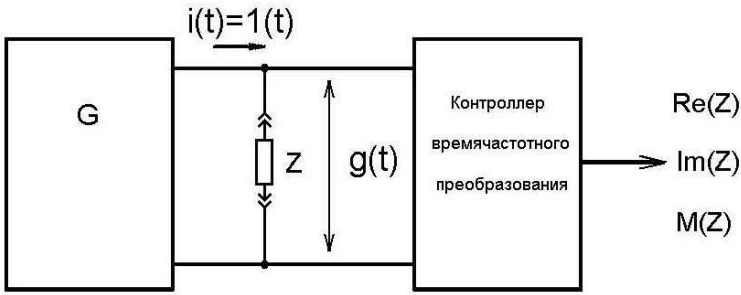


Рисунок 4.13 – Схема измерения электрического импеданса на основе метода импульсной импедансометрии

Для определения частотной характеристики электрического импеданса схемы производится её тестирование однократным единичным ступенчатым импульсом электрического тока заданной амплитуды. Реакция системы преобразуется из временной области в частотную область, и в результате определяется частотная характеристика электрического импеданса в необходимом диапазоне частот.

Функция преобразования на основе метода импульсной импедансометрии имеет вид

$$Z(j\omega) = j\omega \cdot F\{g(t)\}.$$

Таким образом, частотная характеристика электрического импеданса исследуемого объекта может быть получена на основе данных о напряжении на исследуемом объекте при воздействии на него тестирующим импульсом тока.

Достоинствами данного метода являются:

1) возможность определения параметров импеданса исследуемого объекта в широком диапазоне частот;

2) малое время измерения;

3) процесс воздействия тестирующим током на исследуемый объект осуществляется в течение короткого времени.

4.4. Анализ построения средств измерения биоэлектрического импеданса

Особенности биологического объекта измерения, рассмотренные в разделе 4.2, показывают сложный характер распределения его электрического импеданса. Импеданс пассивных биологических тканей имеет активно-емкостной характер. Активные составляющие импеданса характеризуют компоненты тока в жидких тканях-электролитах, обусловленные переносом заряда в электрической цепи. Емкостные составляющие связаны с явлениями разделения зарядов, наблюдаемыми в многокомпонентных тканях с различной структурой, из-за токов поляризации клеточных структур.

Таким образом, для определения составляющих электрического импеданса необходимо использовать измерительные устройства, обладающие следующими характеристиками: частотный диапазон от 0.01 до 10^6 Гц при сохранении минимального времени измерения, так как измерительные токи могут оказывать влияние на объект измерения.

Выполнение принципа адекватности измерений электрического импеданса и процессов распределения электрических токов в биологических тканях требует подведения электрического тока к тканям с помощью контактных электродов. В биотехнических системах электронейростимуляции сигнал воздействия подводится к возбудимым нервным проводникам с помощью электродов, которые могут вживляться в ткань и располагаться в непосредственной близости от нерва или накладываться на кожу в проекции соответствующих нервных структур. В том и другом случае осуществляется внеклеточное приложение стимула, при котором биологическая ткань, заключенная между электродами и возбудимым участком нерва, выполняет роль пассивного проводника электрического тока стимула.

Для анализа процессов, возникающих при электронейростимуляции, пассивную ткань удобно представлять в виде фантомов – электрических эквивалентных схем замещения, обладающих импедансными свойствами живой ткани. Следовательно, для определения параметров фантомов биологической ткани при электронейростимуляции, которые определяются импедансными свойствами, исследования биоимпеданса необходимо проводить контактными способами, с целью соблюдения биотехнического принципа адекватности.

Для случая исследования электрических свойств биологических объектов можно представить следующую классификацию методов измерения электрического импеданса (рисунок 4.14).

Учитывая достоинства и недостатки различных методов, описанные в разделе 4.3, оптимальным является применение метода импульсной импедансометрии, к преимуществам которого можно отнести малое время измерения на исследуемом объекте, что особенно важно при определении импеданса биологических структур.



Рисунок 4.14 – Классификация методов измерения электрического импеданса

Кроме того, биоэлектрический импеданс биологических тканей имеет широкий частотный диапазон изменения. Следовательно, использование схем измерения на основе мостовых и потенциометрических методов ограничивается требованием малого времени измерения. Использование метода импульсной импедансометрии представляется наиболее оптимальным, так как позволяет получить данные об импедансных свойствах биологического объекта в широком диапазоне частот в течение короткого промежутка времени измерения.

ГЛАВА 5
КЛИНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА СЕРДЕЧНОГО РИТМА

5.1. Основные принципы мониторинга сердечного ритма

Наиболее простым методом оценки параметров сердечного ритма является определение частоты сердечных сокращений (ЧСС). Этот показатель позволяет объективно судить об уровне функционирования сердечно-сосудистой системы пациента. При анестезиологическом мониторинге изменения ЧСС во время наркоза отражают реакцию организма на хирургическое вмешательство. Оценка ЧСС в простейшем случае может производиться путем пальпации колебаний артериальной сосудистой стенки.

Мониторные приборы, используемые в клинической практике, осуществляют непрерывное измерение и цифровую индикацию ЧСС. Эти данные определяются по результатам оценки временных параметров физиологических процессов, происходящих в сердечно-сосудистой системе.

Для определения ЧСС необходимо зарегистрировать сигнал, отражающий биоэлектрическую активность сердца или артериальную пульсацию крови, а затем измерить длительности временных интервалов между одинаковыми фрагментами биосигналов.

При неинвазивных методах измерения артериального давления крови ЧСС оценивается по колебаниям давления в окклюзионной манжетке. В случае прямых измерений давления в магистральных сосудах или легочной артерии анализируются пульсовые кривые, регистрируемые на выходе внутрисосудистого датчика давления крови.

В пульсоксиметрах определение ЧСС основано на анализе фотоплетизмограммы пульсирующего участка тканей, чаще всего для этой цели используется кончик пальца руки или мочка уха.

При реографических исследованиях параметров гемодинамики для оценки пульса анализируется электрический сигнал, соответствующий изменению электрического сопротивления участка тканей с пульсирующим сосудом.

Для определения ЧСС наиболее часто используется электрокардиографический канал мониторов, в котором выделяются QRS-

комплексы ЭКГ и обрабатываются значения длительностей R-R интервалов.

Определение ЧСС основано на измерении длительности периодов следования пульсовых колебаний (в случае регистрации ЭКГ – QRS-комплексов), представляющих собой – кардиоинтервалы (КИ). После усреднения определенного количества (выборки) полученных значений длительности кардиоинтервалов, ЧСС определяют по формуле

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{\text{T}_{\text{ср}}}, \quad T_{ср} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} T_i,$$

где: T_i– значение i-го КИ в секундах;

N – общее количество КИ в выборке.

Процедуры усреднения и вычисления значений ЧСС осуществляются в устройстве обработки прибора, построенного чаще всего на основе однокристальной ЭВМ.

В анестезиологических мониторах используется «быстрое» усреднение периодов пульсовых колебаний (например, определяется среднее значение по 8 КИ, т.е. объем выборки N=8). Это дает возможность отслеживать кратковременные эпизоды изменения ЧСС, возникающие, например, при интубации трахеи, и быстро реагировать на эти измерения.

Индикация показаний ЧСС осуществляется методом «скользящей» выборки, т.е. после усреднения КИ, находящихся в выборке, вычисления ЧСС и индикации полученного значения «окно» выборки сдвигается на один КИ, затем вновь происходит усреднение, вычисление и индикация и т. д. Таким образом, цифровой индикатор ЧСС может изменять свои показания с каждым ударом сердца, реагируя на изменения длительности КИ, находящихся в «окне» выборки.

ЭКГ сигнал отражает информацию о сокращениях сердечной мышцы даже в том случае, когда уровень пульсации сосуда снижается ниже порога регистрации и падает артериальное давление, что делает информацию о ЧСС, полученную по R-R интервалам, особенно ценной. В то же время при использовании ЭКГ для определения ЧСС необходимо контролировать форму электрокардиосигнала, так как при высокой Т-волне возможно ошибочное удвоение значений ЧСС. Это требование нетрудно выполнить, так как ЭКГ канал мониторов имеет графический дисплей для слежения за формой ЭКГ в реальном масштабе времени.

Ритм сердечных сокращений является наиболее доступным для регистрации физиологическим параметром, отражающим процессы вегетативной регуляции в сердечно-сосудистой системе и организме в целом. Динамические характеристики ритма сердца позволяют оценить выраженность сдвигов симпатической и парасимпатической активности вегетативной нервной системы (ВНС) при изменении состояния пациента.

Анализ вегетативной регуляции по наблюдению за изменениями показателей ритма сердца позволяет выявить картину, характерную для диагностики целого ряда патологических состояний в различных областях медицины. Так, в медицине критических состояний при проведении общей анестезии мониторинг показателей ритма сердца дает возможность проследить за динамикой реакции ВНС на операционную травму и наркоз.

При анализе адаптационного синдрома активность ВНС, определяемая по отношению к своему тоническому уровню, может быть соотнесена с мерой адаптационных реакций организма, что дает возможность контроля выраженности стресса на всех его стадиях. Поскольку ритм сердца находится под контролем звеньев всех уровней управления функциями организма, то его анализ дает достоверную оценку адаптации системы кровообращения и организма в целом к действию стрессорных факторов.

Следует отметить, что контроль величины ЧСС не всегда в полной мере отражает изменение активности ВНС. Одному и тому же значению ЧСС могут соответствовать неодинаковые комбинации активности звеньев ВНС, обеспечивающие вегетативный гомеостаз. Так, например, снижение тонуса парасимпатического отдела ВНС может сопровождаться уменьшением активности симпатического отдела, при этом средняя ЧСС остается постоянной, не отражая изменение состояния вегетативной регуляции.

Активность вегетативной регуляции проявляется в изменении показателей хронотропной структуры сердечного ритма. Математические методы анализа позволяют обнаружить вариабельность сердечного ритма (ВСР) – изменчивость значений длительностей КИ относительно друг друга. Другими словами, вариабельность сердечного ритма отражает выраженность колебаний ЧСС по отношению к ее среднему уровню. В настоящее время большинство исследователей используют термин ВСР как обобщающее понятие для всех методов исследования и определения показателей сердечного ритма.

5.2. Методы математического анализа сердечного ритма

Для оценки вариабельности сердечного ритма необходимо зарегистрировать последовательный ряд КИ, измерить их длительности и провести математическую обработку динамического ряда полученных значений. Методы анализа ВСР основаны на применении различных методик математической обработки к последовательности значений КИ с целью вычисления показателей ВСР, отражающих состояние сердечно-сосудистой системы человека.

Наибольшее распространение в клинической практике получили методы временного (статистического) и частотного (спектрального) анализа вариабельности сердечного ритма. В последнее время активно развиваются методы анализа нелинейной динамики сердечного ритма.

Статистические методы применяются для непосредственной количественной оценки ВСР за исследуемый промежуток времени. При их использовании сердечный ритм рассматривается как совокупность последовательных временных интервалов. Наиболее важными статистическими последовательности КИ являются:

1) *SDNN* – среднеквадратичное отклонение (выражается в мс) величин КИ за весь рассматриваемый период:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(NN_i - \overline{NN})^2},$$

где NN_i – значение i-го КИ;

$\overline{NN}$ – среднее значение длительностей КИ;

N – размер выборки КИ.

2) *RMSSD* – квадратный корень из суммы квадратов разности величин последовательных пар КИ (выражается в мс):

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N-1}(NN_{i+1} - NN_i)^2};$$

3) *NN50* – количество пар последовательных КИ, различающихся более чем на 50 миллисекунд, полученное за весь период записи;

4) *pNN50* – процент NN50 от общего количества последовательных КИ, полученных за весь период записи (выражается в %);

5) *CVr* – коэффициент вариации, представляющий собой нормированную оценку дисперсии (выражается в %):

$$CVr = \frac{SDNN^2}{\overline{NN}} \cdot 100\%.$$

Необходимо заметить, что показатели *RMSSD, NN50, pNN50* применяются для оценки коротковолновых колебаний и коррелируют между собой. Показатель *SDNN* оценивает общую мощность и отражает все циклические колебания в структуре ВСР.

К числу **геометрических методов** прежде всего относится так называемая вариационная пульсометрия. Этот метод был разработан еще в начале 60-х годов применительно к задачам космической медицины и затем получил дальнейшее развитие в физиологических и клинических исследованиях.

Сущность вариационной пульсометрии заключается в изучении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. Последовательность значений длительностей КИ может быть преобразована в геометрическую структуру: распределение плотности длительностей КИ или гистограмму распределения длительностей КИ.

Статистический анализ значений длительностей КИ позволяет наглядно представить закон распределения случайного процесса, которым является ритм сердца, в виде ступенчатой функции – гистограммы, которая может отображаться на дисплее монитора, и описать его набором вычисляемых статистических параметров и диагностических показателей, отражающих активность ВНС.

Для статистической оценки выбирается определенное число значений следующих друг за другом КИ, образующих выборку. Объем выборки N обычно устанавливается в диапазоне 50...250. Однако, как показывают исследования, при выборе $N<100$ падает статистическая достоверность результатов оценки.

Построение гистограммы производится путем сортировки выборки КИ по их длительности. Для этого весь диапазон длительностей КИ разбивается на временные поддиапазоны одинаковой величины $t_п$. По мере регистрации ЭКГ и измерения длительности КИ подсчитываются количества КИ, попадающие в каждый поддиапазон. Для построения гистограммы в виде ступенчатой функции по горизонтальной оси откладывается длительность КИ, по вертикальной – их количество в соответствующем поддиапазоне (рисунок 5.1).

Для здоровых людей в состоянии покоя регистрируется нормальная гистограмма, близкая по виду к симметричной кривой Гаусса (рисунок 5.1). Гистограмма получена при следующих параметрах: объем

выборки $N_в$=100; амплитуда моды распределения КИ Амо=35%; значение моды распределения КИ Мо=0,99 с; вариационный размах ΔX=0,05 с; величина поддиапазона $t_п$=10 мс.

Существует несколько подходов к определению геометрических показателей ВСР. Одним из основных и наиболее распространенных подходов является непосредственное преобразование параметров геометрической структуры в диагностические показатели ВСР. Наиболее часто используются следующие параметры гистограммы распределения длительностей КИ:

1) Мода распределения *M* – наиболее часто встречающееся в данной выборке значение КИ (выражается в мс). При нормальном распределении и высокой стационарности исследуемого процесса мода распределения мало отличается от математического ожидания.

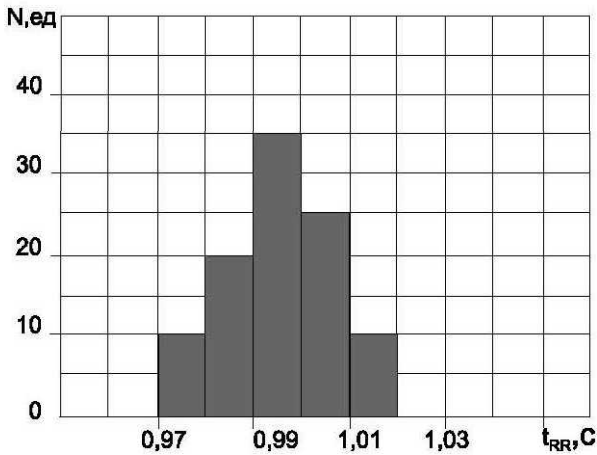


Рисунок 5.1 – Гистограмма распределения длительностей КИ

2) **Амплитуда моды A_m** – доля значений длительностей КИ, соответствующих значению моды, к общему числу КИ (выражается в %).

3) **Вариационный размах ΔX** – разность между максимальным и минимальным значением длительности КИ в выборке (выражается в мс).

4) **Триангулярный индекс HRV** – отношение общего количества КИ к амплитуде моды.

При построении вариационных гистограмм первостепенное значение имеет выбор способа группировки данных. В многолетней

практике сложился традиционный подход к группировке кардиоинтервалов в диапазоне от 0,40 до 1,30 с и интервалом в 8 мс. Тем не менее ряд исследователей использует более крупный интервал группирования – 50 мс.

Другим подходом к формированию геометрических показателей ВСР является интерполяция кривой плотности распределения длительностей КИ кусочно-линейной функцией (так называемая треугольная интерполяция) и в вычислении показателя *TINN*. *TINN* – ширина основания распределения, измеренная как основание треугольника, полученного при аппроксимации гистограммы распределения значений длительностей КИ.

Помимо гистограмм распределения длительностей КИ в анализе ВСР применяют методику построения и анализа скаттерограмм. Скаттерограмма (Lorenz plot) представляет собой графическое изображение пар КИ на двумерной координатной плоскости, по обеим осям которой отложены, соответственно, временные значения предыдущего и последующего интервалов. При построении скаттерограммы образуется совокупность точек, центр которых располагается на биссектрисе. Расстояние от центра до начала осей координат соответствует наиболее ожидаемой длительности сердечного цикла. Величина отклонения точки от биссектрисы влево показывает, насколько данный сердечный цикл короче предыдущего, вправо от биссектрисы – насколько он длиннее предыдущего. Нормальная форма скаттерограммы представляет собой эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы.

Данный метод предоставляет возможность качественного анализа временной структуры ВСР, тем не менее можно использовать следующие количественные показатели:

1) длина основного (без экстрасистол и артефактов) «облака» – длинная ось эллипса L, соответствующая вариационному размаху. По физиологическому смыслу этот показатель не отличается от SDNN, т.е. отражает суммарную мощность регуляции ВСР, но при этом указывает на максимальную амплитуду изменения длительностей КИ;

2) ширина скаттерограммы w – перпендикуляр к длинной оси, проведенный через ее середину;

3) площадь скаттерограммы S вычисляется по формуле площади эллипса:

$$S = \frac{1}{4}\pi Lw.$$

Спектральные методы анализа ВСР получили в настоящее время очень широкое распространение. Применение спектрального анализа сердечного ритма позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и получить наглядное графическое представление о соотношениях спектральных компонент сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма. Анализ спектральных параметров дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты изменения длительностей КИ во времени, при этом полагается, что эти колебания носят гармонический характер, обусловленный физиологической природой процессов регуляции сердечного ритма.

Различают параметрические и непараметрические методы спектрального анализа. К первым относится авторегрессионный анализ, ко вторым – методы на основе применения преобразований Фурье. Обе эти группы методов дают сравнимые результаты.

Использование авторегрессионного анализа требует создания определенной модели, соответствующей анализируемому объекту. К преимуществам параметрического метода можно отнести:

1) более гладкий вид зависимости спектральной плотности мощности от частоты;

2) достаточно точная оценка спектральной плотности мощности даже при малом количестве КИ.

Основными недостатками параметрических методов являются необходимость верификации выбранной модели и ее сложность (высокий порядок модели) и принципиальная невозможность сравнивать результаты анализа ВСР, полученные с помощью разных моделей.

В современной клинической практике наибольшее распространение получили непараметрические методы спектрального анализа. К преимуществам таких методов относят простоту используемого алгоритма (в большинстве случаев это быстрое преобразование Фурье) и быстроту вычислений.

Рассмотрим основные этапы реализации непараметрического спектрального анализа ВСР. Исходная последовательность значений длительностей КИ представляет собой временную функцию с нерегулярными отсчетами. Для корректного осуществления Фурье-преобразования необходимо провести аппроксимацию отсчетов с помощью гладких функций с последующей дискретизацией. Для реа-

лизации данного шага наиболее часто применяют интерполяцию с помощью полиномов или сплайнов разной степени. Заметим, что спектральная плотность мощности будет зависеть как от интервала дискретизации, так и от метода интерполяции.

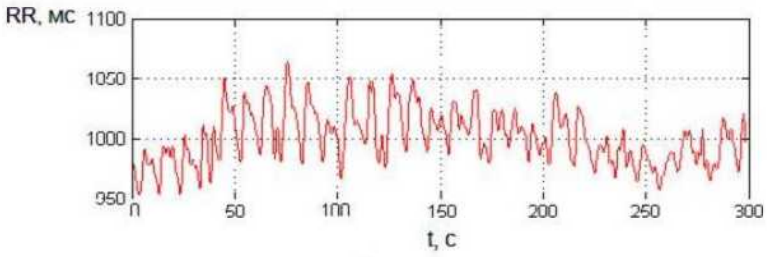
На следующем этапе необходимо полученную временную функцию умножить на сглаживающее окно. Основное назначение этой процедуры заключается в уменьшении величины спектрального смещения. В качестве сглаживающего окна наиболее часто применяют окно Хана, Хеннинга, Хемминга и пр.

Заключительным шагом является нахождение дискретного преобразования Фурье (ДПФ) от полученной временной функции. В качестве алгоритма ДПФ для увеличения скорости выполнения математических операций, особенно в системах мониторной оценки, используется алгоритм быстрого преобразования Фурье (БПФ). На рисунке 5.2 приведены (сверху вниз) типовые зависимости длительностей КИ от времени и спектральной плотности мощности от частоты соответственно.

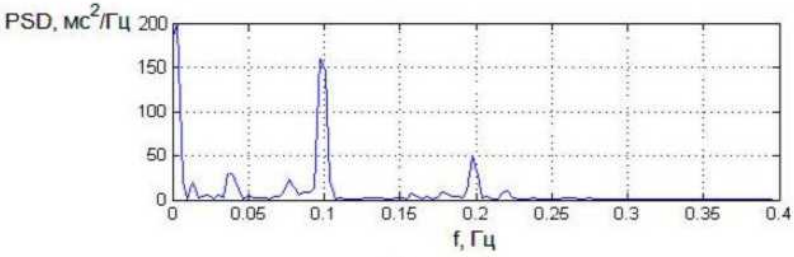
Одним из альтернативных методов выполнения преобразования Фурье является получение периодограмм Уэлча. Суть этого метода заключается в том, что исходная последовательность КИ разбивается на несколько сегментов с 50% перекрытием, затем ДПФ применяется к каждому сегменту отдельно, результирующая величина спектральной плотности мощности получается в результате усреднения по всем сегментам.

Также известен способ определения спектральной мощности без предварительного осуществления процедуры аппроксимации нерегулярных отсчетов последовательности КИ – использование метода периодограмм Ломба (Lomb). Однако было установлено, что адекватная интерполяция и последующее преобразование Фурье являются более эффективными.

При спектральном анализе ВСР важное значение имеет длительность анализируемой выборки. При коротких записях (5 минут) выделяют три главных спектральных компоненты. Эти компоненты соответствуют диапазонам дыхательных волн и медленных волн регуляции 1-го и 2-го порядка. В западной литературе соответствующие спектральные компоненты получили названия высокочастотных (High Frequency – HF), низкочастотных (Low Frequency – LF) и очень низкочастотных (Very Low Frequency – VLF).



а)



б)

Рисунок 5.2 – Ззависимость длительностей КИ от времени (а), зависимость спектральной плотности мощности от частоты (б)

Данные спектральные компоненты, согласно существующим стандартам, имеют следующие диапазоны частот:

- HF высокочастотный диапазон (дыхательные волны) – 0,15–0,4 Гц;
- LF низкочастотный диапазон (медленные волны 1-го порядка) – 0,04–0,15 Гц;
- VLF очень низкочастотный диапазон (медленные волны 2-го порядка) – 0,003 –0,04 Гц.

При анализе длительных записей (от нескольких часов до 24 часов) выделяют также и ультранизкочастотный компонент – Ultra Low Frequency (ULF) с частотами меньше 0,003 Гц. Спектральными диагностическими показателями являются общая спектральная мощность во всех диапазонах, мощности спектральных составляющих в указанных диапазонах и их соотношение, характеризующее динамику изменения ВСР и баланс регуляции автономной нервной системы.

Комплексное взаимодействие разнообразных факторов, оказывающих влияние на сердечный ритм, обуславливает нелинейный ха-

рактер изменений его показателей. Для их описания применяются методы нелинейной динамики, в частности фрактальный анализ временных рядов, оценивающий меру сложности представленных данных. Установлено, что определенную долю во временной структуре сердечного ритма составляют непериодические хаотические компоненты, имеющие фрактальную природу. В частности, было показано, что изменение степени выраженности шумовых компонентов в структуре ритма сердца связано с повышенным риском внезапной сердечной смерти.

В настоящее время для оценки нелинейной динамики сердечного ритма наиболее часто используются следующие показатели: показатель Хёрста, определяемый на основе применения метода нормированного размаха (RS-анализ) и характеризующий отношение силы тренда (детерминированный фактор) к уровню шума (случайный фактор); показатель флуктуации, показатель затухания спектральной плотности мощности, определяемый на основе спектральных преобразований; размерность Хаусдорфа и ряд других.

Вычисление показателя Хёрста производится по следующей схеме:

1) на первом этапе вычисляется набор отклонений от среднего значения следующим образом:

$$X_{M,N} = \sum_{i=1}^{M} (X_i - \overline{X_N}),$$

где N – ширина окна, в пределах которого вычисляется отклонение от среднего, изменяющаяся от 2 до значения, равного длине исходной последовательности X;

M – переменная, изменяющаяся от 1 до N–1;

$\overline{X_N}$ – среднее значение исходной последовательности, определенное по N элементам. На каждой итерации получается N–1 значений $X_{M,N}$;

2) далее вычисляется размах отклонения R:

$$R = \max(X_{M,N}) - \min(X_{M,N});$$

3) на следующем этапе размах отклонения R нормируется делением на стандартное отклонение S, которое вычисляется по N значениям исходной последовательности;

4) далее строится график зависимости $log(R/S)$ от $log(N)$;

5) полученная логарифмическая зависимость аппроксимируется линейным полиномом и определяется угол наклона аппроксимированного графика к оси абсцисс. Тангенс данного угла наклона численно равен показателю Хёрста.

Одним из наиболее перспективных показателей нелинейной динамики является коэффициент флуктуации, определяемый с помощью флуктуационного анализа с устранением трендов (в англоязычной литературе DFA: Detrended Fluctuation Analysis). Проведенные физиологические исследования показали, что данный показатель обладает высокой прогностической чувствительностью в задачах кардиологической диагностики.

Метод DFA позволяет проводить изучение структуры различных процессов, в том числе и нестационарных, с точки зрения статистического самоподобия. Для количественного описания сердечного ритма как фрактальной структуры необходимо определить характеристику самоподобия – показатель флуктуации α.

Алгоритм вычисления показателя флуктуации α для анализа нелинейной динамики последовательности R-R интервалов включает в себя следующие этапы:

1) на первом этапе из временной последовательности интервалов X_i составляют кумулятивную сумму X_t следующим образом:

$$X_t = \sum_{i=1}^{N} (X_i - \overline{X}),$$

где: $\overline{X}$ – среднее значение элементов последовательности;

N – общее количество элементов последовательности интервалов;

2) на следующем этапе кумулятивная сумма X_t разбивается на временные окна равной длины L; для каждого временного окна составляется интерполяционный полином, в случае использования метода DFA первого порядка это линейный полином Z;

3) затем для каждого временного окна вычисляется среднеквадратичное отклонение F по формуле

$$F = \left[\frac{1}{L} \sum_{j=1}^{L} (X_{tj} - Z_j)^2 \right]^{0,5};$$

4) этапы вычисления 2 и 3 повторяются при различных размерах временного окна L;

5) определяют характеристический показатель (показатель флуктуации первого порядка) зависимости $F(L)$ как отношение логарифмов изменения F в зависимости от изменения L.

Быстродействие современных вычислительных устройств (микропроцессорных устройств, однокристальных ЭВМ) позволяет наблюдать изменения отображаемых показателей ритма сердца на дисплее в реальном времени, что обеспечивает оперативное слежение за динамикой изменения сердечного ритма.

В результате математического анализа ритма сердца вычисляются приведенные выше показатели ВСР, на основе которых затем формируются диагностические показатели, характеризующие состояние сердечно-сосудистой системы.

Известно, что изменения показателей ритма сердца при стрессе наступают раньше, чем появляются выраженные биохимические и гормональные сдвиги, так как реакция нервной системы обычно опережает действие гуморальных факторов. Это позволяет путем наблюдения за показателями активности ВНС своевременно корректировать состояние человека и предупреждать появление выраженных проявлений стрессовой реакции или развитие кардиологических патологий.

Формирование диагностических показателей ВСР затруднено без соответствующих инструментальных средств, доступных широкому кругу клиницистов, однако появление в последние годы автоматизированных кардиомониторов и компьютерных средств обработки электрокардиосигнала решает эту проблему. При использовании мониторных приборов контроля сердечного ритма оценка состояния пациента может производиться путем контроля величин вычисляемых в приборе и индицируемых диагностических показателей.

5.3. Методы компьютерной обработки биосигналов в системах мониторинга сердечного ритма

5.3.1. Основы цифровой фильтрации биомедицинских сигналов

Наиболее эффективным способом уменьшения влияния артефактов различной природы возникновения на регистрируемые биомедицинские сигналы является использование методов цифровой фильтрации, к преимуществам которых относятся высокая точность, гибкость настройки и стабильность функционирования.

В общем случае под фильтром сигналов понимается устройство, предназначенное для выделения желательных компонентов спектра сигнала и/или подавления нежелательных компонентов. В зависимости от типа сигнала все электронные фильтры можно разделить на два класса: аналоговые и цифровые фильтры. Цифровые фильтры, в свою очередь, в зависимости от способа реализации можно классифицировать на программные и аппаратные. Аппаратные цифровые фильтры реализуются на элементах интегральных схем, в то время как программные фильтры реализуются с помощью программ, выполняемых на ПЛИС, микроконтроллерами или ЭВМ.

По виду амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) все фильтры подразделяются на фильтры низких частот (ФНЧ), фильтры высоких частот (ФВЧ), полосовые фильтры и режекторные фильтры. ФНЧ пропускает низкие частоты и задерживает высокие, ФВЧ задерживает низкие частоты и пропускает высокие, полосовой фильтр пропускает полосу частот от ω_1 до ω_2 и задерживает те частоты, которые расположены выше или ниже этой полосы частот, режекторный фильтр задерживает полосу частот от ω_1 до ω_2 и пропускает частоты, расположенные выше или ниже этой полосы частот.

Другой классификацией фильтров является классификация по типу импульсной характеристики фильтра. Под импульсной характеристикой фильтра подразумевается его реакция на единичный импульс (математическая модель – дельта-функция Дирака) при нулевых начальных условиях.

Применительно к теории цифровых фильтров импульсная характеристика часто называется ядром фильтра. Единичный импульс в цифровых системах представляет собой импульс минимальной длительности, равной периоду дискретизации и максимальной амплитуды.

Выходной сигнал цифрового фильтра может быть получен с помощью свертки импульсной характеристики фильтра и входного сигнала:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N} h(k) \cdot x(n-k),$$

где $x(n)$ – входной сигнал;

$y(n)$ – выходной сигнал;

n=0, 1, 2,…, N–1: номер отсчета дискретного сигнала;

N – общее количество отсчетов дискретного сигнала.

По типу импульсной характеристики фильтры подразделяются на рекурсивные и нерекурсивные. Рекурсивные фильтры или фильтры с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ) представляют собой фильтры, использующие один или несколько выходов в качестве входа, то есть представляют собой фильтры с обратной связью. Основным свойством таких фильтров является то, что их импульсная характеристика имеет бесконечную длину во времени, а передаточная характеристика имеет дробно-рациональный вид.

Нерекурсивные фильтры или фильтры с конечной импульсной характеристикой (КИХ) представляют собой фильтры с ограниченной во времени импульсной характеристикой (с определенного момента времени импульсная характеристика становится точно равной нулю). Знаменатель передаточной характеристики фильтра представляет собой константу.

Передаточная характеристика цифрового фильтра представляет собой дифференциальный оператор, выражающий связь между входным и выходным сигналами фильтра. В теории цифровых фильтров принято записывать передаточную характеристику как отношение z-преобразований выходного и входного сигналов.

Z-преобразованием или преобразованием Лорана называется свертывание исходного сигнала, заданного последовательностью вещественных отсчетов во временной области, в аналитическую функцию комплексной частоты. Для одностороннего варианта z-преобразование имеет следующий вид:

$$X(z) = \sum_{m=0}^{\infty} x(n) \cdot z^{-n}, \quad z = A \cdot e^{j\phi},$$

где A – амплитуда комплексного числа z;

φ – фаза комплексного числа z.

Обратное z-преобразование имеет следующий вид:

$$x(n) = \frac{1}{2\pi j} \oint_C X(z) \cdot z^{n-1} dz,$$

где C – контур, охватывающий область сходимости $X(z)$ и содержащий все вычеты $X(z)$.

Z-преобразование простейших дискретных функций представлено в таблице 5.1.

Таблица 5.1 – Z-преобразование некоторых функций

Сигнал, $x(n)$	Z-преобразование, $X(z)$
$\delta(n)$	1
$\delta(n-n_0)$	$\frac{1}{z^{n0}}$
$u(n)$	$\frac{z}{z-1}$
$a \cdot u(n)$	$\frac{1}{1-a \cdot z^{-1}}$

Основной способ проектирования цифровых фильтров заключается в преобразовании известной передаточной характеристики соответствующего аналогового фильтра из s-области в z-область с использованием билинейного преобразования (преобразования Тастина). Данный подход обусловлен тем, что методы синтеза аналоговых фильтров хорошо известны и тщательно проработаны. Билинейное преобразование осуществляется с помощью подстановки выражения

$$z = \frac{2 + s \cdot T}{2 - s \cdot T},$$

где T – интервал дискретизации сигнала.

Передаточная характеристика БИХ-фильтра в z-области в общем случае имеет следующий вид:

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^{M} b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^{N} a_k z^{-k}},$$

где a_k – коэффициенты обратной связи;

b_k – весовые коэффициенты входного сигнала;

M – порядок входного сигнала;

N – порядок обратной связи.

Разностное уравнение БИХ-фильтра, описывающее соотношение между входным и выходным сигналами, имеет вид

$$y(n) = -\sum_{k=1}^{N} a_k \cdot y(n-k) + \sum_{k=0}^{M} b_k \cdot x(n-k).$$

Импульсная характеристика или ядро БИХ-фильтра описывается выражением

$$h(n) = \sum_{k=0}^{M} b_k \cdot \delta(n-k) - \sum_{k=1}^{N} a_k \cdot h(n-k).$$

Частотная характеристика фильтра определяется на основании прямого преобразования Фурье от частотной характеристики фильтра:

$$H(k) = \sum_{n=o}^{N-1} h(n) \cdot e^{-\frac{2\pi j}{N} nk},$$

где $h(n)$ – импульсная характеристика фильтра во временной области, n=0, 1, 2, …, N–1: отсчеты импульсной характеристики во временной области, k=0, 1, 2, …, N–1; отсчеты импульсной характеристики в частотной области.

При этом модуль прямого преобразования Фурье частотной характеристики фильтра представляет собой амплитудно-частотную характеристику фильтра, а аргумент – фазочастотную характеристику.

На рисунке 5.3 приведена структурная схема реализации БИХ-фильтра. Устойчивость БИХ-фильтра зависит от его передаточной характеристики. Для дискретного фильтра необходимо и достаточно, чтобы все полюса (корни характеристического полинома, находящегося в знаменателе) его передаточной функции по модулю были меньше единицы, т.е. лежали внутри единичного круга на z-плоскости.

Физическая реализуемость БИХ-фильтра подразумевает, что порядок числителя передаточной функции не превышает порядка знаменателя, при этом, как правило, выбирают $M=N$. БИХ-фильтры могут быть построены с использованием только трех элементов или основных операций – умножитель, сумматор и блок задержки.

Передаточная характеристика КИХ-фильтра в общем случае имеет следующий вид:

$$H(z) = \sum_{k=0}^{M} b_k z^{-k}.$$

Разностное уравнение КИХ-фильтра

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M} b_k \cdot x(n-k).$$

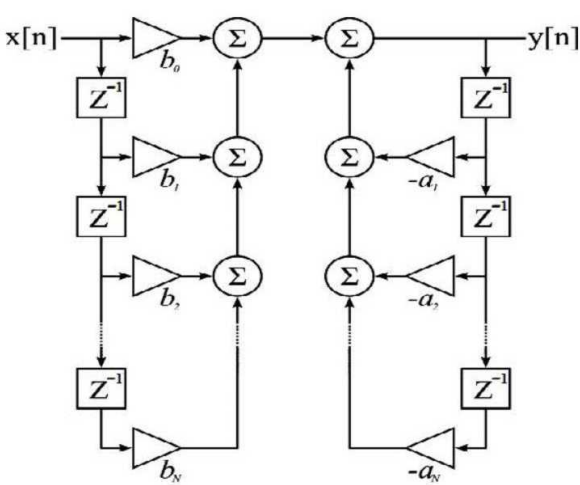


Рисунок 5.3 – Структурная схема реализации БИХ-фильтра ($M=N$)

КИХ-фильтры по аналогии с БИХ-фильтрами могут быть также реализованы с трех элементов или основных операций – умножителя, сумматора и блока задержки. На рисунке 5.4 приведена структурная схема реализации КИХ-фильтра.

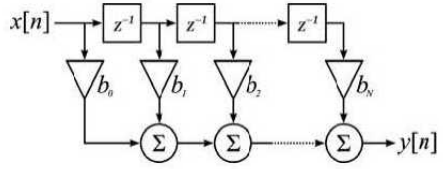


Рисунок 5.4 – Структурная схема реализации КИХ-фильтра

Преимуществами КИХ-фильтров являются устойчивость и возможность линеаризации фазовой характеристики. Недостатками КИХ-фильтров является то, что длительность импульсной характеристики может оказаться достаточно большой для достижения резкого спада частотной характеристики на границе зоны пропускания.

Также необходимо отметить, что реализация КИХ-фильтров всегда сложнее, чем реализация БИХ-фильтров с аналогичными характеристиками. При решении задач цифровой фильтрации биомедицинских сигналов оба вида фильтров находят широкое применение.

Рекурсивные фильтры по виду аппроксимирующего полинома передаточной характеристики классифицируются на фильтры Бесселя, Баттерворта, Чебышева и эллиптические фильтры.

Наиболее распространенными при решении задач цифровой фильтрации биомедицинских сигналов являются фильтры Баттерворта. Амплитудная характеристика фильтра нижних частот Баттерворта имеет следующий вид:

$$G^2(\omega) = \frac{G_0^2}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}},$$

где: n – порядок фильтра;

ω_c – частота среза фильтра (частота, на которой амплитуда равна $0{,}707 \cdot G_0$);

G_0 – коэффициент усиления на нулевой частоте (постоянной составляющей).

При бесконечных значениях n АЧХ фильтра становится прямоугольной функцией, при этом частоты ниже частоты среза будут пропускаться с коэффициентом G_0, а частоты выше частоты среза будут полностью подавляться.

К основным особенностям фильтров Баттерворта относятся максимально гладкая АЧХ в полосе пропускания и полосе затухания, которая снижается почти до нуля на частотах полосы затухания. Для фильтров первого порядка АЧХ затухает со скоростью –6 дБ на октаву или –20 дБ на декаду, для фильтров второго порядка скорость затухания АЧХ составляет –12 дБ на октаву или –40 дБ на декаду.

Фильтры Баттерворта по сравнению с другими типами фильтров имеют более пологий спад в переходной области, поэтому с целью обеспечения требуемых характеристик подавления должны иметь более высокий порядок, что затрудняет процесс разработки аналоговых фильтров, но практически не влияет на разработку цифровых фильтров.

Другим недостатком фильтров Баттерворта является нелинейность его фазовой характеристики. Для устранения нелинейности фазовой характеристики сигнал после прохождения фильтра пропускается через него повторно, но в обратном по времени направлении.

Фильтры Бесселя характеризуются линейной фазочастотной характеристикой, однако имеют при этом пологую форму АЧХ с невысокой скоростью затухания характеристики в переходной зоне, что приводит к необходимости использования высоких порядков при разработке фильтров для достижения приемлемого затухания в полосе задержки фильтра. Передаточная характеристика фильтра Бесселя нижних частот имеет следующий вид:

$$H(s) = \frac{\theta_n(0)}{\theta_n(s/\omega_0)},$$

где $\theta_n(s)$ – обратный многочлен Бесселя n-го порядка;

ω_0 – частота среза фильтра.

На рисунке 5.5 показан график АЧХ характеристики (2) и ФЧХ (1) для низкочастотного Бесселя четвертого порядка.

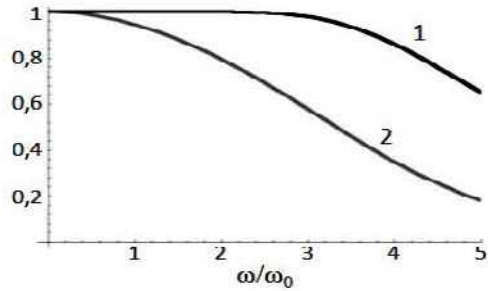


Рисунок 5.5 – АЧХ (линия 2) и
ФЧХ (линия 1) фильтра Бесселя четвертого порядка

Отличительными особенностями фильтров Чебышева являются более крутой спад АЧХ, чем у рассмотренных ранее фильтров, и существенные пульсации АЧХ в полосе пропускания (фильтр Чебышева I рода) или в полосе затухания (фильтр Чебышева II рода). Наличие пульсаций в полосе пропускания затрудняет использование данного типа фильтров при обработке биомедицинских сигналов в силу невозможности присутствия нелинейных искажений биосигналов в задачах медицинской диагностики. АЧХ фильтра Чебышева I рода имеет следующий вид:

$$G_n(\omega) = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2 T_n^2\left(\dfrac{\omega}{\omega_0}\right)}},$$

где ε – показатель пульсаций;

ω_0 – частота среза фильтра;

$T_n(\omega)$ – многочлен Чебышева n-го порядка.

На частоте среза ω_0 коэффициент усиления фильтра имеет значение $1/\sqrt{1+\varepsilon^2}$. Пульсации в полосе пропускания задаются в децибелах и определяются следующим образом: $20\log_{10}\dfrac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2}}$.

АЧХ фильтра Чебышева II рода

$$G_n(\omega) = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{1}{\varepsilon^2 T_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)}}}.$$

Характерной особенностью эллиптических фильтров является наличие пульсаций как в полосе пропускания, так и в полосе подавления, при этом эллиптические фильтры имеют самый крутой спад АЧХ среди всех рассмотренных типов фильтров. АЧХ эллиптических фильтров низких частот

$$G_n(\omega) = \frac{1}{\sqrt{1 + \varepsilon^2 R_n^2\left(\xi, \frac{\omega}{\omega_0}\right)}},$$

где: ε – показатель пульсаций, ξ – показатель селективности, ω_0 – частота среза фильтра, $R_n(\omega)$ – рациональная эллиптическая функция n-го порядка.

На рисунке 5.6 приведены АЧХ различных типов фильтров пятого порядка.

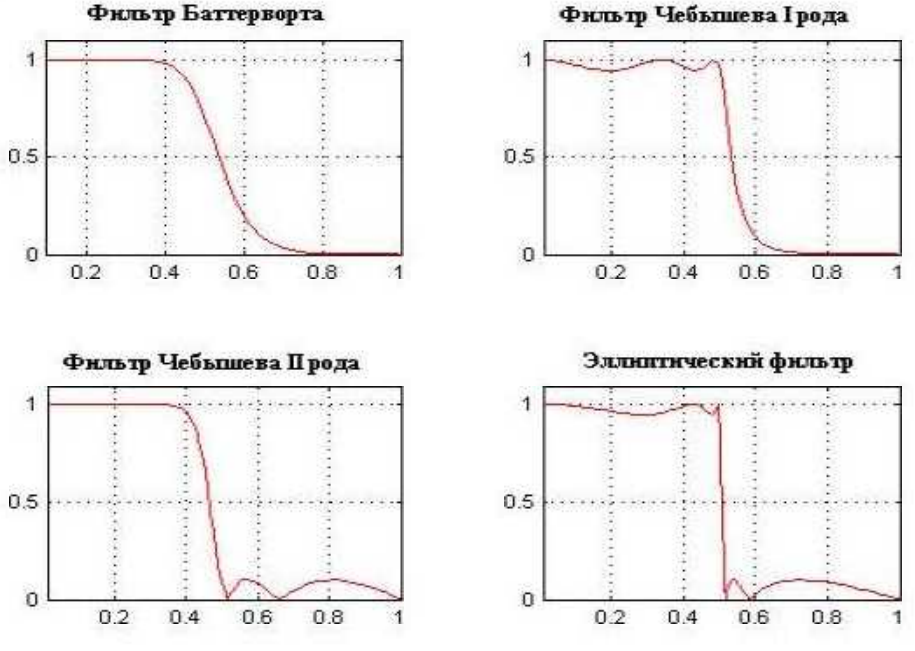


Рисунок 5.6 – АЧХ различных видов фильтров

Существует целый класс фильтров, результатом разработки которых не является определенная частотная характеристика получаемых фильтров. Несмотря на это, данный класс фильтров обладает частотной характеристикой, получаемой с помощью операции прямого преобразования Фурье его импульсной характеристики, и также может быть классифицирован на ФНЧ и ФВЧ.

Преимуществом фильтрации во временной области является то, что нет необходимости в оценке спектральных характеристик сигнала и помехи, кроме того, обработка во временной области во многих случаях выполняется быстрее, чем в частотной.

Для устранения случайных шумов, в том числе шумов квантования, высокочастотных артефактов и помех, для сглаживания сигнала наиболее часто используется фильтрация скользящего среднего. В общем случае фильтр скользящего среднего задается следующим образом:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x(n-k),$$

где $x(n)$ – входной сигнал;

N – порядок фильтра;

b_k – набор весовых коэффициентов фильтра;

$y(n)$ – выходной сигнал.

На рисунке 5.7 приведена структурная схема фильтра скользящего среднего.

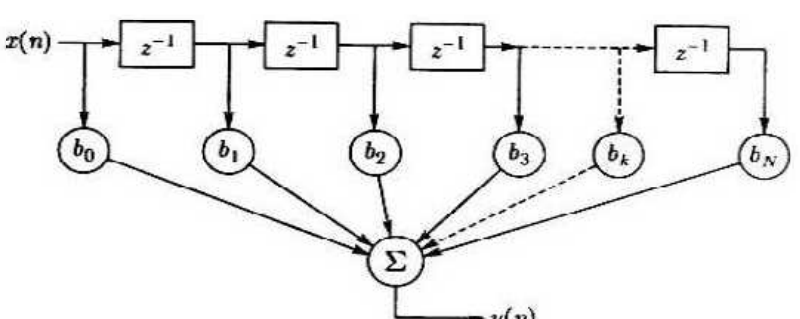


Рисунок 5.7 – Структурная схема фильтра скользящего среднего

Фильтр скользящего среднего является КИХ фильтром. К преимуществам фильтра скользящего среднего относится простота его реализации, линейность фазовой характеристики, при условии, что набор весовых коэффициентов фильтра является симметричным или антисимметричным.

Наиболее простой реализацией фильтра скользящего среднего является фильтр фон Ганна или фильтр Хеннинга, определяемый следующим выражением:

$$y(n)=\frac{1}{4}\left[x(n)+2x(n-1)+x(n-2)\right].$$

Импульсную характеристику фильтра Хеннинга можно получить при условии, что входной сигнал представляет собой единичный импульс $x(n)=\delta(n)$:

$$h(n)=\frac{1}{4}\left[\delta(n)+2\delta(n-1)+\delta(n-2)\right].$$

Передаточная функция фильтра Хеннинга в z-области имеет вид

$$H(z)=\frac{1}{4}\left[1+2z^{-1}+z^{-2}\right].$$

Частотная характеристика фильтра Хеннинга получается из передаточной функции путем подстановки: $z=e^{j\omega T}$, T – интервал дискретизации сигналов, ω – частота в рад/с. Если положить T=1 и иметь дело с нормализованной частотой в диапазоне $0\leq \omega \leq 2\pi$ и $0\leq f\leq 1$, тогда f=1 и $\omega=2\pi$ представляют собой частоту дискретизации, при этом более низкие значения частот будут представлять нормализованные частоты в пределах частоты дискретизации.

На рисунке 5.8 приведены амплитудная и фазовая характеристики сглаживающего фильтра Хеннинга (частота дискретизации сигналов равна 1000 Гц).

Более существенное сглаживание может быть достигнуто путем усреднения отсчетов в более продолжительном временном окне за счет увеличения задержки фильтра, например на основе применения сглаживающего 8-точечного фильтра скользящего среднего, задаваемого следующим выражением:

$$y(n) = \frac{1}{8}\sum_{k=0}^{7} x(n-k).$$

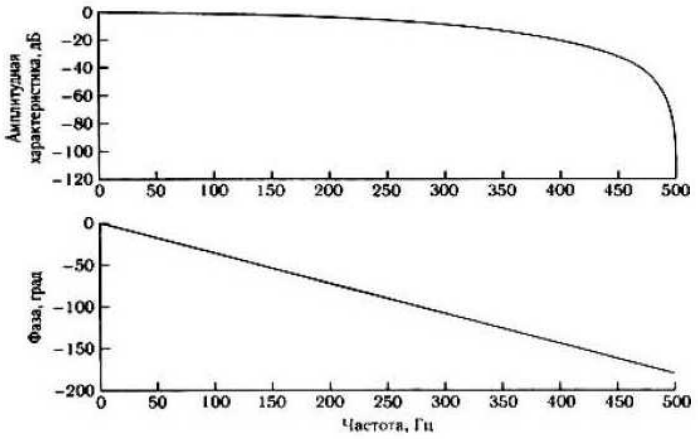


Рисунок 5.8 – Амплитудная и фазовая характеристики сглаживающего фильтра Хеннинга

На рисунке 5.9 приведены частотная характеристика сглаживающего 8-точечного фильтра скользящего среднего (частота дискретизации сигналов равна 1000 Гц).

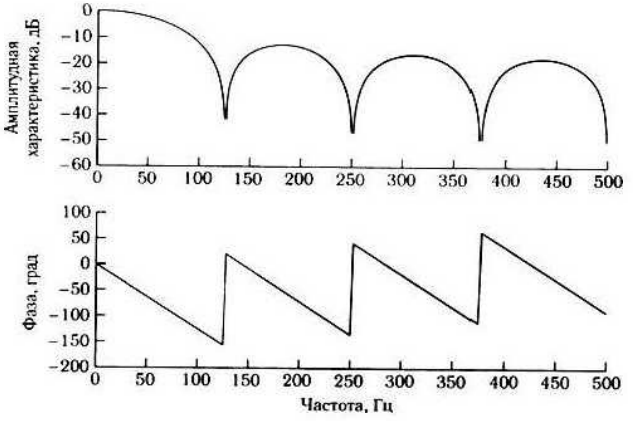


Рисунок 5.9 – Частотная характеристика сглаживающего 8-точечного фильтра скользящего среднего

Таким образом, свойства фильтров скользящего среднего определяются шириной окна усреднения отсчетов N, которая зависит от частоты дискретизации и спектральных характеристик фильтруемого сигнала.

Для устранения низкочастотных артефактов и постоянной составляющей, присутствующих при регистрации биосигналов, во временной области используются фильтры, основанные на выполнении операции дифференцирования.

При цифровой обработке сигналов базовое определение первой производной задается оператором первой разности:

$$y(n) = \frac{1}{T}\left[x(n) - x(n-1)\right].$$

Передаточная функция оператора первой разности в z-области имеет вид

$$H(z) = \frac{1}{T}\left(1 - z^{-1}\right).$$

Частотная характеристика оператора первой разности определяется выражением

$$H(\omega) = \frac{1}{T}\exp(-j\frac{\omega}{2})\left[2j\sin\left(\frac{\omega}{2}\right)\right].$$

Зависимости АЧХ и ФЧХ оператора первой разности приведены на рисунке 5.10. Оператор первой разности полностью удаляет постоянную составляющую сигнала, а также ослабляет низкочастотные компоненты, но при этом приводит к усилению высокочастотных компонент сигнала, в том числе высокочастотных помех и шумов, содержащихся в исходном биосигнале, что может привести к увеличению зашумленности сигнала.

В силу этого перед применением операций дифференцирования часто используют предварительную низкочастотную фильтрацию биосигналов. К преимуществам оператора первой разности относят простоту реализации, линейную фазовую характеристику.

Зачастую оператор первой разности приводит к значительному усилению высокочастотных компонент сигнала, являющихся инфор-

мационными признаками биосигналов. Например, при разработке методов детектирования QRS-комплексов ЭКГ сигнала, являющихся наиболее высокочастотным компонентом сигнала, используют методы цифровой обработки на основе применения операций дифференцирования для выделения информативных признаков биосигналов.

Проблема нежелательного усиления высокочастотных компонентов оператором первой разности может быть решена путем использования оператора трехточечной центральной разности:

$$y(n) = \frac{1}{2T}\left[x(n) - x(n-2)\right].$$

Передаточная функция оператора трехточечной центральной разности имеет следующий вид:

$$H(z) = \frac{1}{2T}\left(1 - z^{-2}\right) = \left[\frac{1}{T}\left(1 - z^{-1}\right)\right]\left[\frac{1}{2}\left(1 + z^{-1}\right)\right].$$

Передаточная функция оператора трехточечной центральной разности представляет собой произведение передаточных функций оператора первой разности и двухточечного фильтра скользящего среднего. Следовательно, данный оператор может быть реализован путем каскадного соединения соответствующих фильтров. На рисунке 5.11 приведены зависимости АЧХ и ФЧХ оператора трехточечной центральной разности.

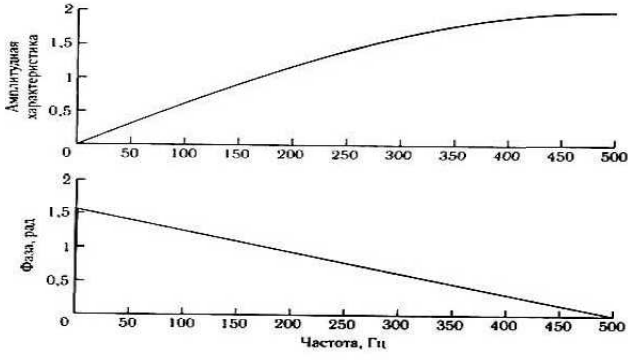


Рисунок 5.10 – Амплитудная и фазовая характеристики оператора первой разности

Оператор трехточечной центральной разности может рассматриваться как один из вариантов полосовой фильтрации, реализуемой во временной области.

Двигательные артефакты носят случайный характер и приводят к наибольшим искажениям биосигналов. Обработка биосигналов на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты зачастую перекрываются с основной полосой частот биосигналов (ЭКГ сигнал, сигнал артериальной пульсации крови).

Одним из наиболее эффективных способов уменьшения влияния двигательных артефактов является использование устойчивых алгоритмов обработки, в том числе основанных на применении методов корреляционной обработки.

Суть корреляционной обработки сигналов заключается в вычислении взаимно-корреляционной функции между фрагментом обрабатываемого сигнала и неким эталонным образцом данного сигнала, свободного от проявления искажающих помех и шумов. Корреляционные фильтры (согласованные фильтры) используются для обнаружения скрытых в шумах сигналов с известными характеристиками.

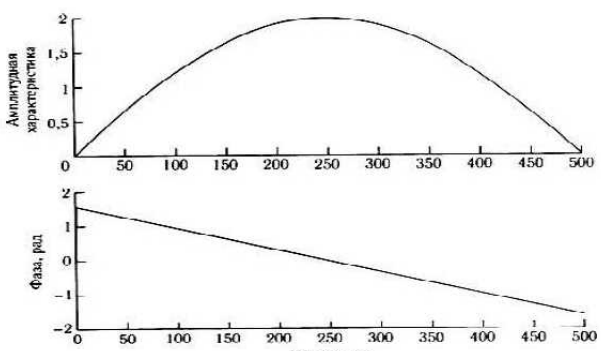


Рисунок 5.11 – Амплитудная и фазовая характеристики оператора трехточечной центральной разности

Большинство биомедицинских сигналов являются квазипериодическими сигналами, содержащими повторяющиеся эпохи, имеющие

схожие друг с другом характеристики. В качестве образца какой-либо эпохи биомедицинского сигнала, как правило, используется либо усредненный фрагмент данного сигнала, свободный от помех и шумов, либо модельная аппроксимация фрагмента биосигнала, построенная на основе априорно известных данных о форме и амплитудно-временных характеристик опорного фрагмента.

Пусть $x(t)$ – опорный сигнал, представляющий собой идеальный образец изучаемого события; $X(f)$ – преобразование Фурье от $x(t)$. Рассмотрим прохождение $x(t)$ через линейный инвариантный во времени фильтр, импульсная характеристика которого $h(t)$, частотная характеристика $H(f)$. Выходной сигнал фильтра в данном случае определяется выражением $y(t)=x(t)*h(t)$ или $Y(f)=X(f)\cdot H(f)$. Выходная энергия максимизируется, если частотная характеристика фильтра определяется выражением следующего вида:

$$H(f)=K\,X^*(f)\cdot\exp(-j2\pi f t_0),$$

где K – масштабирующий коэффициент;

t_0 – временная задержка.

Соответствующая импульсная характеристика фильтра имеет вид

$$h(t)=K\,x(t-t_0).$$

Частотная характеристика согласованного фильтра пропорциональна комплексно сопряженному преобразованию Фурье обнаруживаемого сигнала. Во временной области импульсная характеристика фильтра представляет собой обращенную или отраженную версию опорного сигнала, который был задержан и промасштабирован. Величина задержки определяется длительностью опорного фрагмента сигнала.

В силу того что импульсная характеристика фильтра представляет собой отраженную версию $x(t)$, операция свертки, выполняемая согласованным фильтром, эквивалентна корреляции: выходной сигнал в этом случае равен функции взаимной корреляции между входным и опорным сигналами. Когда фрагмент входного сигнала фильтра, отличного от $x(t)$ сопоставляется с опорным сигналом, выходной сигнал согласованного фильтра аппроксимирует автокорреляционную функцию опорного сигнала при соответствующей временной задержке.

Результат в частотной области будет определяться следующим выражением, представляющим собой спектральную плотность мощности опорного сигнала без учета временной задержки и масштабирующего коэффициента:

$$Y(f)=X(f)\cdot H(f)=X(f)\cdot X^*(f)=S_{xx}(f).$$

Таким образом, выходной сигнал согласованного фильтра достигает своего максимума в момент появления сигнала, являющегося аппроксимацией опорного сигнала.

Рассмотренные ранее фильтры оперируют ограниченной информацией о временных и/или спектральных характеристиках сигнала и помехи. Данный способ фильтрации можно рассматривать как эмпирически подобранный, при этом получаемый результат не является гарантированно лучшим, иными словами не является оптимальным с точки зрения максимизации соотношения сигнал/шум на выходе используемого фильтра.

Теория фильтров Винера позволяет разработать оптимальный фильтр для устранения помех и шумов из сигнала при условии, что сигнал и шум являются независимыми стационарными случайными процессами, при этом известны характеристики неискаженного сигнала и характеристики присутствующих шумов и помех. Параметры Винеровского фильтра оптимизированы с использованием некого критерия эффективности, при этом обеспечивается наилучший достижимый результат при данных условиях и при данной доступной информации о характеристиках фильтруемого сигнала и присутствующих помех и шумов.

При решении задач фильтрации биомедицинских сигналов фильтр Винера можно представить в виде КИХ фильтра с одним входом и одним выходом с вещественными коэффициентами. На рисунке 5.12 приведена обобщенная структурная схема оптимального фильтра Винера с коэффициентами w_i, i=0, 1, 2,…, M–1, входом $x(n)$ и выходом $d^*(n)$.

Выходной сигнал фильтра $d^*(n)$ рассматривается как оценка сигнала $d(n)$, представляющего собой идеальный неискаженный сигнал. Если известен и доступен сигнал $d(n)$, то можно рассчитать оценку ошибки между выходом и требуемым сигналом:

$$e(n)=d(n)–d^*(n).$$

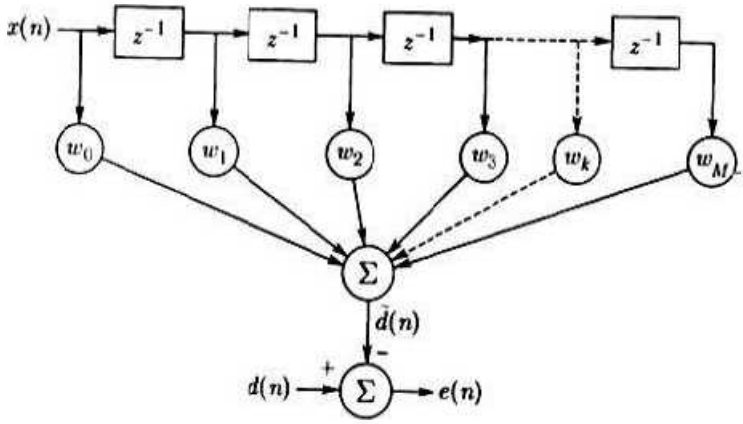


Рисунок 5.12 – Структурная схема фильтра Винера

В силу того что оценка $d^*(n)$ является выходом линейного КИХ фильтра, она может быть выражена как свертка входного сигнала $x(n)$ с последовательностью весов w_i, являющейся импульсной характеристикой фильтра, следующим образом:

$$d^*(n) = \sum_{k=0}^{M-1} w_k \cdot x(n-k).$$

Последовательность весовых коэффициентов фильтра может быть описана как вектор размерностью $M \times 1$:

$$\mathbf{w}=[w_0, w_1, w_2, \ldots, w_{M-1}]^{\mathrm{T}}.$$

Вектор отсчетов входного сигнала можно представить в следующем виде:

$$\mathbf{x}(\mathrm{n})=[x(n), x(n-1), \ldots, x(n-M+1)]^{\mathrm{T}}.$$

В этом случае свертка входного сигнала и импульсной характеристики фильтра может быть представлена как скалярное произведение векторов:

$$d^*(n)=\mathbf{w}^{\mathrm{T}}\cdot\mathbf{x}(\mathrm{n})=\mathbf{x}(\mathrm{n})^{\mathrm{T}}\cdot\mathbf{w}.$$

Ошибка оценки определяется выражением

$$e(n)=d(n)-\mathbf{w}^{\mathrm{T}}\cdot\mathbf{x}(\mathrm{n}).$$

Фильтр Винера оценивает последовательность весовых коэффициентов, которые минимизируют среднеквадратичную величину ошибки оценки, в этом случае выходной сигнал фильтра является оценкой минимальной среднеквадратичной ошибки требуемого отклика, фильтр в этом случае является оптимальным фильтром.

Частотная характеристика фильтра Винера может быть описана следующим выражением:

$$S(\omega)=\frac{S_d(\omega)}{S_d(\omega)+S_\eta(\omega)},$$

где: $S(\omega)$ – частотная характеристика Винеровского фильтра;

$S_d(\omega)$ – спектральная плотность мощности требуемого сигнала $d(n)$;

$S_\eta(\omega)$ – спектральная плотность мощности шумового процесса или помехи.

Рассмотренные ранее виды фильтрации, основанные на использовании цифровых фильтров с постоянными параметрами, хорошо подходят для случаев, когда характеристики сигналов и помех являются стационарными и известными. Однако фильтры такого вида не применимы в тех случаях, когда характеристики сигнала или шума изменяются во времени (при этом необходимо заметить, что большинство биомедицинских сигналов являются по своей природе нестационарными процессами), а также в тех случаях, когда спектральный состав сигнала и помех существенно перекрывается.

Примером таких ситуаций может служить искажение относительно низкочастотных биосигналов (например, сигнал артериальной пульсации крови) двигательными артефактами, одновременное присутствие при регистрации двух сигналов со схожими спектральными характеристиками биоэлектрической активности сердца матери и плода. Использование фильтров с постоянными характеристиками не позволит эффективно разделить сигнал от помехи.

Для решения задачи необходимо разработать фильтр, параметры которого будут адаптироваться к изменяющимся характеристикам сигнала и помехи. При этом должен быть доступен канал регистрации сигнала информации, связанной с помехой. Например, в случае фильт-

рации биосигнала в условиях присутствия двигательных артефактов в качестве дополнительного канала регистрации информации, связанной с помехой, может использоваться акселерометр или датчик перемещения. Таким образом, к разрабатываемому фильтру предъявляются два требования: он должен быть адаптивным и оптимальным.

На рисунке 5.13 приведена обобщенная структурная схема адаптивного фильтра, реализующего процедуру адаптивного подавления шумов (АПШ).



Рисунок 5.13 – Структурная схема адаптивного фильтра

Основной вход фильтра представляет собой смесь полезного сигнала $v(n)$ и присутствующей искажающей помехи на основном входе $m(n)$:

$$x(n)=v(n)+m(n).$$

Требуется оценить помеху или шум $m(n)$ и устранить ее из $x(n)$для получения полезного сигнала $v(n)$. Предполагается, что $v(n)$и $m(n)$ некоррелированы. Для адаптивной фильтрации необходим второй вход, известный как опорный вход $r(n)$, который некоррелирован с полезным сигналом $v(n)$, но тесно связан или коррелирован с помехой или шумом $m(n)$ каким-либо способом, знать который нет необходимости.

Процедура АПШ модифицирует или фильтрует сигнал на опорном входе $r(n)$ таким образом, чтобы получить некоторый сигнал $y(n)$, который настолько близок к шуму $m(n)$, насколько это возможно. Далее сигнал $y(n)$ вычитается из сигнала на основном входе для получения оценки требуемого полезного сигнала $v^*(n)$:

$$v^*(n)=e(n)=x(n)-y(n).$$

Основной целью использования процедуры АПШ является получение такого выходного сигнала $e(n)$, который близок по критерию наименьших квадратов к полезному сигналу $v(n)$, что достигается подачей выходного сигнала на адаптивный фильтр в качестве обратной связи и настройкой фильтра для минимизации общей выходной мощности системы. Выходной сигнал системы используется в качестве сигнала ошибки для адаптивного процесса. Минимизация общей выходной мощности максимизирует отношение сигнал/шум на выходе фильтра.

Выходной сигнал адаптивного фильтра $y(n)$ в ответ на входной сигнал $r(n)$ определяется разностным уравнением:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} w_k \cdot r(n-k).$$

Ошибка оценки или выходной сигнал системы АПШ определяется как

$$e(n) = x(n) - \mathbf{w}^{\mathbf{T}} \cdot \mathbf{r}(n).$$

В качестве методов максимизации соотношения сигнал/шум на выходе наиболее часто используется метод наименьших средних квадратов или рекурсивный метод наименьших квадратов. Целью алгоритмов оптимизации является адаптивная настройка вектора весовых коэффициентов фильтра для минимизации среднеквадратичной ошибки выходного сигнала системы АПШ $e(n)$.

5.3.2. Методики детектирования характеристических точек биомедицинских сигналов

Биомедицинские сигналы содержат информацию о физиологических событиях. Фрагмент сигнала, связанный с каким-либо изучаемым событием, часто называют эпохой. Анализ биосигналов для мониторного наблюдения или диагностики требует идентификации эпох и исследования соответствующих событий. После идентификации физиологических событий осуществляются сегментация и анализ соответствующего фрагмента сигнала с использованием таких характеристик, как амплитуда, форма сигнала (морфологические признаки),

длительность, интервалы между идентичными событиями, распределение энергии, спектральный состав и т.д. Таким образом, обнаружение событий является одним из наиболее важных этапов в анализе биомедицинских сигналов.

Для определения диагностического показателя на основе математического анализа параметров сердечного ритма необходимо сформировать временную последовательность длительностей кардиоинтервалов (КИ), определяемых как временные интервалы между двумя последовательными характеристическими точками биосигналов сердечного ритма, характеризующих наступление физиологического события, связанного с сокращением сердечный мышцы в момент систолы.

Для ЭКГ сигнала такой характеристической точкой является R-зубец, определяющий наивысшую степень биоэлектрической активности миокарда во время фазы деполяризации желудочков. Для сигнала периферической артериальной пульсации крови опорной точкой, характеризующей наступление момента сокращения сердечной мышцы, является систолический максимум – точка, соответствующая уровню максимального артериального давления (систолическое давление).

Зачастую выбор характеристической точки продиктован необходимостью обеспечения наилучшего детектирования фрагмента биосигнала, в связи с этим характеристическая точка может не соответствовать моменту наступления физиологического события. Например, в качестве характеристической точки биосигналов часто выбирают точку максимума первой производной биосигнала.

Как правило, схема обнаружения характеристических точек биомедицинских сигналов формирует выходной импульсный сигнал, положение максимума или фронта которого соответствует положению характеристической точки во времени. Процессу обнаружения характеристических точек часто предшествует их выделение на фоне помех и шумов. В качестве характеристических точек биосигналов выбираются наиболее различимые на фоне помех и шумов. Основным требованием, предъявляемым к средствам обнаружения характеристических точек, является возможность эффективной работы в условиях помех высокой интенсивности и изменчивости формы биомедицинских сигналов.

В общем случае схема обнаружения характеристической точки биомедицинских сигналов включает в себя последовательно соединенные блок предварительной обработки и пороговый детектор.

Первичная обработка биосигналов представляет собой различные этапы цифровой фильтрации для устранения шумов и помех, а также набор амплитудно-временных преобразований исходного биосигнала в форму, наиболее пригодную для последующего анализа пороговым устройством.

На стадии предварительной обработки биосигналов наиболее часто используются:

- методы частотной фильтрации;
- фильтрация во временной области;
- методы, основанные на первой производной и нелинейных преобразованиях.

Реже применяются методы, основанные на корреляционной обработке, применении вейвлет-преобразований, сингулярных разложений сигнала и использовании нейронных сетей.

Применение полосовой частотной фильтрации на этапе предварительной обработки биомедицинских сигналов позволяет уменьшить влияние различного рода помех как физического, так и биологического происхождения.

Основными видами помех физического происхождения являются помехи электрической природы, обусловленные воздействием электрических сетей питания, шумами аналоговых электронных элементов, шумами квантования аналого-цифрового преобразования биосигналов.

К артефактам физиологического происхождения, как правило, относятся помехи, обусловленные дыханием или движениями обследуемого во время регистрации биосигналов, а также любая активность систем организма, не связанная с регистрируемым процессом, но оказывающая влияние на определяемые значения диагностических показателей. Наиболее ярким примером таких процессов может служить миографическая активность периферических мышц при регистрации ЭКГ сигнала.

Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала. Двигательные артефакты носят случайный характер и приводят к наибольшим искажениям биосигнала. Обработка сигнала артериальной пульсации крови на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются с основной полосой частот сигнала артериальной пульсации крови.

В основе принципа линейной частотной фильтрации лежит различие в спектральных характеристиках биосигналов и различного вида помех.

Наличие низкочастотных помех, обусловленных дыханием человека во время регистрации биосигналов, обуславливает необходимость предварительной фильтрации биосигналов цифровыми фильтрами верхних частот (ФВЧ). Дыхательные тренды, присутствующие в большинстве биомедицинских сигналов, искажают изолинию и форму сигнала, что может приводить к неточностям в определении временного положения опорной точки. В силу того что максимальная частота дыхания человека не может превышать 0,5 Гц, то одним из способов борьбы с дыхательными помехами является применение цифровой фильтрации с помощью фильтров верхних частот с частотой среза не более 0,5 – 0,7 Гц.

Применение фильтров нижней частоты (ФНЧ) позволяет уменьшить или полностью исключить влияние помех от электрической сети с основной частотой 50 Гц. Для относительно высокочастотных биосигналов (ЭКГ, ЭМГ сигналы) применение ФНЧ с частотой среза менее 50 Гц может привести к значительному искажению за счет избыточного сглаживания биосигнала, поэтому в таком случае наиболее целесообразным является режекторная фильтрация, при которой частота среза фильтра точно настраивается на частоту присутствующей в биосигнале помехи электрического происхождения.

Ряд схем обнаружения характеристических точек биосигналов содержит в себе этапы дифференцирования сигнала. Известно, что дифференцирование сигналов приводит к усилению содержащихся в них высокочастотных шумов и помех, которые могут быть обусловлены шумами квантования, а также помехами от электрической сети питания.

Таким образом, на предварительной стадии обработки сигналов необходимо подавление такого рода помех с помощью цифровых фильтров нижних частот (ФНЧ). Последовательно соединенные ФВЧ и ФНЧ образуют полосовой фильтр, частоты среза которого зависят от частотных характеристик исследуемых биосигналов. Применение методов частотной полосовой на начальном этапе предварительной обработки биосигналов обеспечивает снижение погрешностей детектирования характеристических точек.

В качестве цифровых фильтров для предварительной обработки биосигналов наиболее целесообразно использовать фильтр Баттервор-

та, к преимуществам которого можно отнести максимально плоскую частотную характеристику в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности. Это позволяет разработать фильтр высокого порядка, что, в свою очередь, обеспечивает достаточную крутизну спектральной характеристики.

Для реализации фильтрации во временной области часто используют фильтр скользящего среднего. Применение фильтра скользящего среднего приводит к сглаживанию исходного сигнала и обычно используется для устранения ошибок квантования и высокочастотных шумов в сигнале. Свойства такого рода фильтров полностью определяются шириной окна.

Фильтр скользящего среднего также находит применение для преобразования рассматриваемого биосигнала в более простой сигнал, максимально подходящий для детектирования пороговым устройством. Фильтр скользящего среднего успешно используется для преобразования сигнала артериальной пульсации крови в квазигармонический сигнал, максимумы которого соответствуют временному положению систолического пика с задержкой равной ширине окна. Исследования эффективности использования фильтрации скользящего среднего в задачах обнаружения характеристических точек сигнала артериальной пульсации крови показали, что максимальная эффективность преобразования сигнала достигается при ширине окна, равной ¼ части от частоты дискретизации биосигнала.

Применение оператора первой производной к биосигналам позволяет выделить «среднюю» точку переднего фронта сигнала. Как правило, методы, основанные на первой производной, сочетаются с комбинацией различных нелинейных преобразований. После применения оператора первой производной результат возводится в квадрат, что позволяет улучшить соотношение сигнал/шум и упростить последующий поиск максимумов пороговым устройством в обработанном сигнале.

Пороговые устройства выделяют из обработанного сигнала характеристические точки исходного биосигнала. Наибольшее распространение получили адаптивные пороговые детекторы, у которых абсолютное значение порога зависит от амплитуды входного сигнала, благодаря чему происходит адаптация к нестационарному характеру биосигналов. В частности, значение порога адаптивно определяется как доля от среднего значения амплитуд двух предыдущих обнаруженных пиков.

Существуют методы детектирования характеристической точки с помощью скользящего окна фиксированной длительности, в течение которого происходит обнаружение характеристической точки с помощью пороговой схемы. При этом значение порога обычно устанавливается как доля от максимального значения сигнала в данном окне. Длительность скользящего окна выбирается таким образом, чтобы в течение этого времени в сигнале присутствовала, как минимум одна эпоха физиологического события, например, для биосигналов сердечного ритма ширина окна определяется минимально возможной частотой пульса и обычно составляет 1500 – 2000 мс. В качестве порога также используются квантильные оценки на основе непараметрических описательных статистик.

Существуют также дополнительные алгоритмы пороговых устройств обнаружения характеристических точек биосигналов, использующие априорную информацию о временных характеристиках исследуемых физиологических процессов. Например, при обработке биосигналов сердечного ритма можно использовать информацию об априорно известных частотных характеристиках сердечного ритма, в частности, наличие рефрактерного периода сократимости сердечной мышцы. После успешного обнаружения характеристической точки биосигнала сердечного ритма устанавливается период релаксации, в течение которого детектирование следующей характеристической точки не осуществляется. Длительность периода релаксации определяется максимально возможной частотой пульса человека и составляет, как правило, 250–300 мс.

С целью повышения эффективности обнаружения характеристических точек биосигналов могут применяться специальные методы коррекции, позволяющие исключать ложно обнаруженные характеристические точки. Наиболее простой реализацией такого метода коррекции является исключение характеристических точек, имеющих аномальные амплитудно-временные характеристики. Например, пропуск очередной характеристической точки биосигналов сердечного ритма приводит к появлению аномального значения длительности текущего сердечного цикла, которое необходимо будет исключить из дальнейшего анализа.

Одним из вариантов построения порогового устройства обнаружения характеристической точки биосигналов является одновременная регистрация и совместная обработка двух или более биосигналов, что позволяет увеличить достоверность результатов детектирования фи-

зиологических событий. Например, в диагностических системах анализа сердечного ритма синхронная регистрация ЭКГ сигнала и сигнала артериальной пульсации, с последующим определением временного положения о характеристической точке сигнала артериальной пульсации относительно положения соответствующего R-зубца ЭКГ сигнала.

Данный метод основан на использовании априорной информации о существовании доверительного временного интервала относительно положения соответствующего R-зубца ЭКГ сигнала, в пределах которого находится характеристическая точка сигнала артериальной пульсации. На основе имеющихся физиологических данных, а также эмпирических исследований взаимного расположения различных характеристических точек сигнала артериальной пульсации и R-зубца ЭКГ сигнала можно предложить доверительный интервал относительно временного положения R-зубца ЭКГ сигнала, в котором с вероятностью, близкой к 1, будет находиться характеристическая точка сигнала артериальной пульсации. Преимуществом данного способа построения схемы обнаружения является высокая точность и эффективность детектирования при малой вероятности ложного обнаружения характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови.

Обнаружитель R-зубцов ЭКГ сигнала

В настоящее время было проведено достаточно большое количество исследований, посвященных построению эффективных схем обнаружения R-зубцов сигнала биоэлектрической активности сердца. С целью обеспечения эффективного обнаружения R-зубца было разработано множество различных алгоритмов, основанных на применении первой и второй производной, методов цифровой фильтрации, применении вейвлет-преобразований, согласованных фильтров и нейронных сетей. Одним из наиболее эффективных методов обнаружения R-зубцов по критерию минимизации погрешности определения временного положения R-зубца является метод Пана-Томпкинса.

В данном пособии предлагается рассмотреть обнаружитель R-зубцов ЭКГ сигнала на основе модифицированного метода Пана-Томпкинса, включающий в себя стадии полосовой фильтрации, предварительной обработки и последующего сглаживании сигнала биоэлектрической активности сердца с помощью фильтра скользящего среднего.

На рисунке 5.14 изображена структурная схема обнаружителя R-зубцов сигнала биоэлектрической активности сердца (1 – блок полосо-

вой фильтрации, 2 – блок предварительной обработки, 3 – фильтр скользящего среднего, 4 – блок формирования скользящего окна, 5 – блок формирования порогового уровня, 6 – пороговое устройство, 7 – детектор максимума).

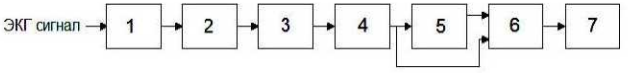


Рисунок 5.14 – Структурная схема обнаружителя R-зубцов ЭКГ сигнала

Полосовая фильтрация сигнала биоэлектрической активности сердца позволяет улучшить соотношение сигнал/шум и повысить достоверность обнаружения R-зубца. Оптимальной полосой пропускания для полосового фильтра при цифровой обработке сигнала биоэлектрической активности сердца в системах мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе определения параметров сердечного ритма является полоса 2 – 20 Гц.

В качестве полосового фильтра наиболее целесообразно использовать фильтр Баттерворта высокого порядка (8-12), к преимуществам фильтров данного типа относятся плоская частотная характеристика в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности, а к недостаткам – нелинейная фазовая характеристика и невысокая крутизна частотной характеристики.

Первый недостаток компенсируется на стадии разработки фильтра: сигнал после прохождения фильтра пропускается через него повторно, но в обратном по времени направлении. Второй недостаток нивелируется выбором порядка фильтра, как правило, фильтры Баттерворта 8-12 порядка обладают достаточной крутизной частотной характеристики, что позволяет эффективно подавлять сигнал помехи и не искажать характеристики полезного сигнала.

Сигнал после применения процедур предварительной обработки определяется следующим образом:

$$g(k) = \sum_{i=1}^{N} [x(k-i+1) - x(k-i)]^2 (N-i+1),$$

где $x(k)$ – сигнал биоэлектрической активности сердца после прохождения полосового фильтра;

N – ширина окна;

$g(k)$ – сигнал на выходе блока 2.

На стадии предварительной обработки происходит подавление низкочастотных компонентов сигнала биоэлектрической активности сердца, обеспечивается достаточный коэффициент усиления для высокочастотных компонент, появляющихся из-за крутых склонов QRS комплекса. Операция возведения в квадрат делает результат положительным и дополнительно усиливает большие разности, возникающие из-за QRS комплекса, а меньшие разности, обусловленные низкочастотными компонентами сигнала биоэлектрической активности сердца, подавляются.

Дальнейшее сглаживание сигнала выполняется с использованием фильтра скользящего среднего по M точкам:

$$Y(k) = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} g(k-j).$$

Выбор ширины окон N и M определяется частотой дискретизации и влияет на величину задержки выходного сигнала относительно исходного сигнала биоэлектрической активности сердца. При выборе слишком большой ширины окна выходные сигналы, связанные с QRS комплексом и низкочастотными компонентами сигнала биоэлектрической активности сердца, будут сливаться, в то время как слишком маленькая ширина окна приведет к появлению нескольких максимумов для единственного QRS комплекса, что ухудшит эффективность детектирования R-зубца пороговым устройством.

На последующих этапах происходит определение временного положения максимумов сигнала Y. Для этого формируется скользящее окно длительностью 2 секунды, для каждого окна пороговым устройством определяется величина порога (Lev) как 1/5 часть от максимального значения сигнала в окне, на выход порогового устройства проходят только те отсчеты сигнала, для которых соблюдается условие: $Y(k) > Lev$.

На рисунке 5.15 приведены зависимости изменения сигнала биоэлектрической активности сердца от времени на различных этапах работы обнаружителя R-зубца. На рисунке 5.15: 1 – исходный ЭКГ сигнал, 2 – сигнал после прохождения полосового фильтра, 3 – сигнал после процедур предварительной обработки, 4 – сигнал после сглаживания фильтром скользящего среднего.

Максимум сигнала Y фиксируется детектором при одновременном выполнении следующих условий:

$$Y(k)>Y(k+1) \;\&\; Y(k)>Y(k-1).$$

В случае выполнения указанных условий номер отсчета k определяет временное положение R-зубца с учетом внесенной временной задержки. Подобным образом происходит определение временного положения всех R-зубцов анализируемого сигнала биоэлектрической активности сердца и формируется массив временного положения R-зубцов.

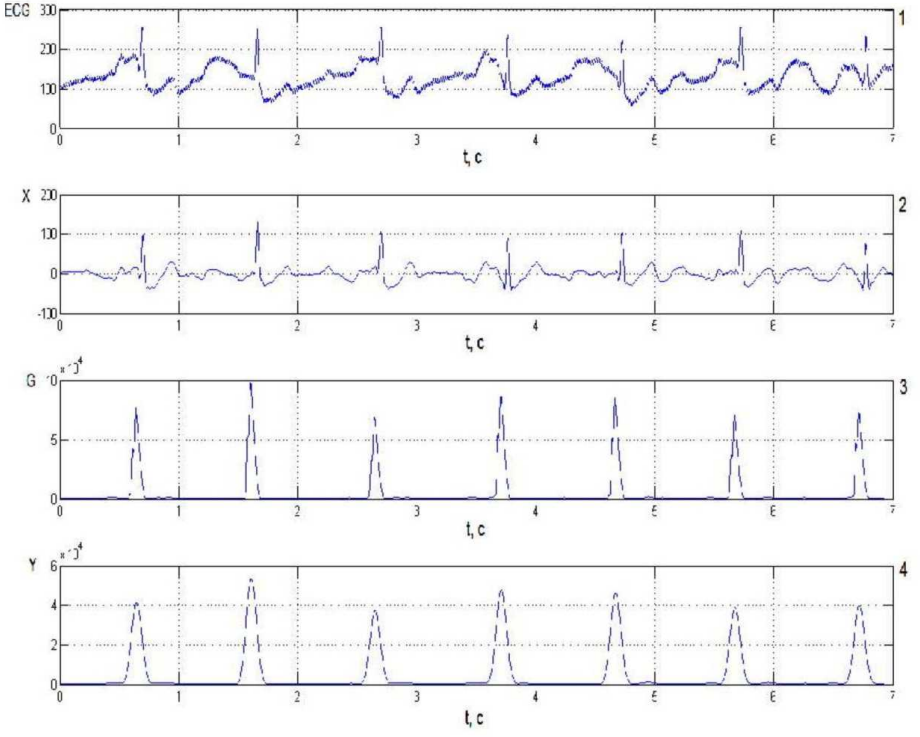


Рисунок 5.15 – Зависимости изменения сигнала от времени на различных этапах работы обнаружителя R-зубца

Обнаружение характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови

Задача построения эффективной схемы обнаружения характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови является в настоящее время актуальной проблемой. Существующие алгоритмы, использующиеся в мониторах давления и пульсоксиметрах, являются проприетарными и не получают достаточного освещения в научно-технической литературе.

Для обеспечения эффективного детектирования характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови предлагается рассмотреть следующий амплитудно-временной обнаружитель. На стадии предварительной обработки сигнала артериальной пульсации крови применяется операция дифференцирования и нелинейного преобразования сигнала. В данном амплитудно-временном обнаружителе в качестве характеристической точки предложено использовать максимум первой производной сигнала артериальной пульсации крови.

Обнаружение максимума первой производной сигнала происходит на основе трехточечной схемы детектирования на интервале поиска, формируемого временным положением соответствующего R-зубца сигнала биоэлектрической активности сердца. Границы интервала поиска определяются на основе априорных физиологических данных о взаимоположении соответствующих биосигналов, что обеспечивает высокую эффективность детектирования.

В том случае, если одновременная регистрация ЭКГ сигнала невозможна или при обработке сигнала артериальной пульсации отсутствует информация о временном положении соответствующих R-зубцов ЭКГ сигнала, то в качестве схемы порогового детектирования можно использовать схему аналогичную рассмотренной ранее для детектирования R-зубцов ЭКГ сигнала.

На рисунке 5.16 приведена структурная схема предлагаемого амплитудно-временного обнаружителя характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови: 1 – блок полосовой фильтрации, 2 – блок дифференцирования сигнала, 3 – блок возведения сигнала в третью степень, 4 – блок выделения положительных отсчетов, 5 – блок формирования интервала поиска характеристической точки, 6 – детектор максимума сигнала, 7 – блок измерения длительностей межпульсовых интервалов, 8 – детектор R-зубцов ЭКГ сигнала.

На первом этапе к исходному сигналу артериальной пульсации крови применяется оператор дифференцирования:

$$P(n) = \frac{1}{\Delta_\partial}[Ppg(n-1) - Ppg(n)],$$

где n – номер отсчета сигнала;

Δ_∂ – интервал дискретизации сигнала;

$Ppg(n)$ – исходный сигнал артериальной пульсации крови.

Далее полученный после дифференцирования сигнал возводится в третью степень, затем из сигнала удаляются отсчеты с отрицательным значением амплитуды.

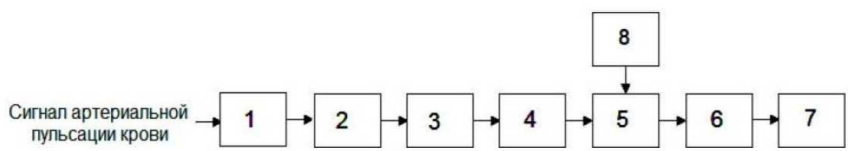


Рисунок 5.16 – Структурная схема амплитудно-временного обнаружителя характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови

На рисунке 5.17 приведены зависимости изменения сигнала артериальной пульсации крови от времени на различных этапах работы обнаружителя опорной точки. На рисунке 5.17: 1 –сигнал артериальной пульсации крови после полосовой фильтрации, 2 – сигнал после дифференцирования, 3 – сигнал после возведения в третью степень, 4 – сигнал после выделения положительных отсчетов.

Выходной сигнал после прохождения всех этапов предварительной обработки попадает на вход схемы детектирования характеристической точки, состоящей из блока формирования интервала поиска характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови, детектора максимума.

Характеристическая точка сигнала артериальной пульсации крови детектируется на фиксированном временном интервале от положения соответствующего R-зубца: (t_r+100 мс÷ t_r+450 мс), где t_r – временное положение R-зубца. Длительность интервала поиска характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови определяется на основе априорной физиологической информации о взаимоположении R-зубца ЭКГ сигнала и характеристической точки сигнала артериальной пульсации крови.

Детектор максимума производит определение временного положения максимума первой производной сигнала на временном интервале поиска при соблюдении следующих условий:

$$P_3(n)>P_3(n+1)\ \&\ P_3(n)>P_3(n-1).$$

При соблюдении указанных условий номер отсчета n определяет временное положение максимума производной сигнала артериальной пульсации крови, принимаемого за характеристическую точку сигнала.

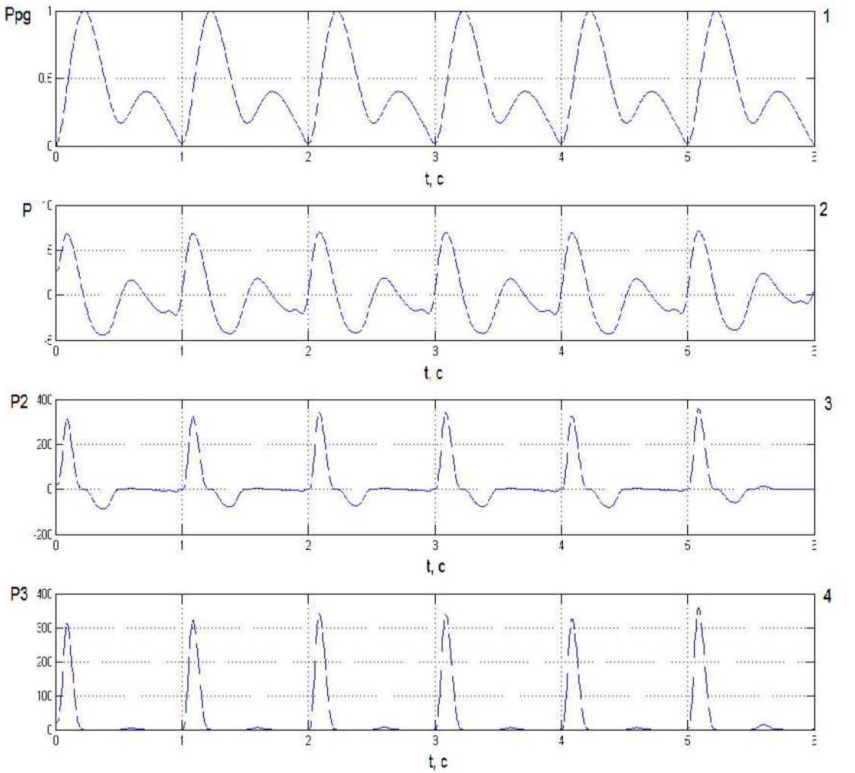


Рисунок 5.17 – Зависимости изменения сигналов от времени на различных этапах работы обнаружителя характеристической точки

Длительность межпульсового интервала определяется как разность между временным положением двух последовательных характеристических точек сигнала артериальной пульсации крови:

$$PP(j)=\Delta_{\partial}\cdot[max(j+1)-max(j)],$$

где $PP(j)$ – длительность j-го межпульсового интервала;

Δ_{∂} – интервал дискретизации сигнала;

max – номер отсчета, являющегося максимумом первой производной сигнала артериальной пульсации крови.

5.4. Структурное построение аппаратуры автоматизированного анализа сердечного ритма

Аппаратура для следящего контроля параметров ритма сердца выполняется в виде отдельных приборов – кардиомониторов или в виде модулей мониторных систем контроля состояния больных. В кардиомониторах оценка параметров сердечного ритма ведется по результатам регистрации ЭКГ сигнала или периферической пульсации крови.

Диагностика ритма включает классификацию фоновых аритмий, нарушений проводимости и катастрофических аритмий. Одновременно с диагнозом аритмии индицируется ЧСС, частота поджелудочковых и желудочковых экстрасистол и отображается ЭКГ, что дает достаточно полное представление о сердечном ритме. Современные кардиомониторы обеспечивают световую и звуковую тревожную сигнализацию при выходе значений измеряемых параметров за установленные границы.

Особенностью большинства современных ритмокардиомониторов, используемых для контроля текущего состояния пациентов в медицине критических состояний, является применение алгоритмов оценки вариабельности сердечного ритма. Ритмокардиомониторы позволяют вести наблюдение ЭКГ сигнала, автоматизированную диагностику характера ритма сердца с периодической сменой информации. Диагностика ритма включает классификацию фоновых аритмий, нарушений проводимости и катастрофических аритмий.

Как правило, одновременно с диагнозом аритмии индицируется ЧСС, что позволяет использовать такие кардиомониторы для слежения за состоянием больных в кардиологических палатах, в кабинетах функциональной диагностики, для контроля реабилитации и в профилактических осмотрах.

Один из возможных вариантов построения современного кардиомонитора приведен на рисунке 5.18. На рисунке 5.18 показано: 1 – электроды, 2 – нейтральный электрод, 3 – дифференциальный усили-

тель, 4 – драйвер нейтрального электрода, 5 – усилитель напряжения, 6 – модулятор, 7 – оптронная развязка, 8 – демодулятор, 9 – регулируемый усилитель, 10 – аналого-цифровой преобразователь, 11 – дисплей, 12 – контроллер дисплея, 13 – клавиатура, 14 – порт ввода-вывода, 15 – цифроаналоговый преобразователь, 16 – центральный процессор, 17 – таймер, 18 – ОЗУ, 19– ПЗУ, 20 – источник питания.

ЭКГ сигнал с электродов 1 поступает на дифференциальный усилитель 3, обеспечивающий усиление разностного сигнала и подавление синфазной составляющей помехи. Разностная составляющая наводки от силовой сети подается на драйвер нейтрального электрода 4 и далее в противофазе на нейтральный электрод 2. Это позволяет существенно снизить помеху от силовой сети.

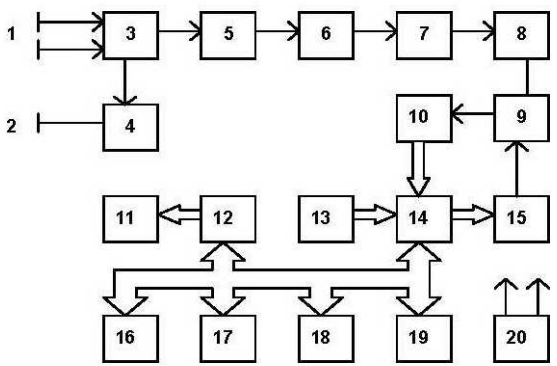


Рисунок 5.18 – Типовая структурная схема современного кардиомонитора

С выхода дифференциального усилителя 3 сигнал поступает на усилитель переменного напряжения 5, где производится усиление ЭКГ до уровня, необходимого для нормальной работы модулятора 6. Модулятор преобразует ЭКГ в импульсный сигнал, который через оптронную развязку 7 поступает на демодулятор 8, где происходит восстановление ЭКГ. Оптронная развязка обеспечивает требуемую электробезопасность прибора, а также повышает помехоустойчивость. С выхода демодулятора ЭКС поступает на регулируемый усилитель 9, обеспечивающий необходимый динамический диапазон. Далее ЭКГ сигнал поступает на аналого-цифровой преобразователь 10 (АЦП), где преобразуется в 8-разрядный двоичный код. После преобразования в цифровую форму ЭКГ вводится в микропроцессорное устройство через порт ввода-вывода 14. Микропроцессорное устройство содержит

центральный процессор 16, работающий под управлением программы, размещенной в ПЗУ 19, а также ОЗУ 18 и ряд периферийных устройств.

Порт ввода-вывода 14 служит также для установки коэффициента усиления регулируемого усилителя, ввода данных с клавиатуры, для подключения принтера. Таймер 17 формирует необходимые временные интервалы для тактирования АЦП, а также для формирования звуковых сигналов. Контроллер дисплея 12 управляет работой графического жидкокристаллического дисплея 11. Источник питания 20 обеспечивает все напряжения, необходимые для питания узлов прибора. Основными техническими характеристиками кардиомониторов являются такие параметры аналогового тракта усиления, как входное сопротивление, полоса пропускания, коэффициент ослабления синфазного сигнала, а также частота квантовая, разрядность АЦП, диапазон измерения длительностей КИ, погрешность определения длительностей КИ, потребляемая мощность, массогабаритные характеристики.

Для обеспечения высокой надежности и точности работы в современных кардиомониторах используются методы цифровой обработки ЭКГ, включающие фильтрацию сигнала от случайных помех и шумов, алгоритмы коррекции дрейфа изоэлектрической линии биосигнала, методы автоматизированного обнаружения характеристических точек. Для регистрации ЭКГ сигнала наиболее часто используются слабополяризующиеся электрокардиографические электроды с твердым электролитом типа ЭСК-03, характеризующиеся большой стабильностью потенциалов и малым переходным сопротивлением, при этом электродные параметры не изменяются в течение длительного времени.

ГЛАВА 6
МОНИТОРИНГ ПАРАМЕТРОВ ДАВЛЕНИЯ КРОВИ И ВЕЛИЧИНЫ СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА

Важным компонентом клинического мониторинга, определяющим состояние сердечно-сосудистой системы и организма в целом, является контроль кровяного давления.

Движение крови по сосудам представляет собой сложный процесс, зависящий от работы сердца, эластичности сосудистых тканей, тонуса гладкой мускулатуры, количества и вязкости крови, сопротивления потоку крови в капиллярном русле. Давление крови в сосудах представляет собой гидродинамическое давление, возникающее в результате работы сердца, нагнетающего кровь в сосудистое русло.

Артериальное давление крови (АД) является важнейшим показателем, широко используемым в клинической диагностике. Изменение артериального давления за один сердечный цикл состоит из постоянной составляющей давления и пульсового колебания. Наибольший размах пульсовые колебания давления достигают в крупных артериях, по мере сужения сосудов пульсации падают, становясь неразличимыми в артериолах.

В клинической практике наиболее часто используются следующие параметры, характеризующие АД крови: минимальное (диастолическое), среднее динамическое и максимальное (систолическое) давление (рисунок 6.1).

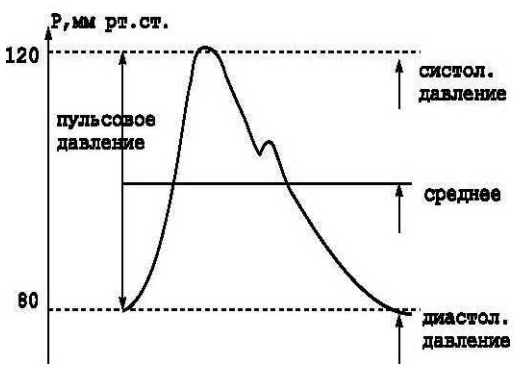


Рисунок 6.1 – Давление крови в аорте

Диастолическое давление представляет собой величину минимального давления крови, достигаемую к концу диастолического периода сердечного цикла. Минимальное давление зависит от степени проходимости или величины оттока крови через систему прекапилляров, ЧСС, упруговязких свойств артериальных сосудов.

Систолическое давление равно максимальному давлению, достигаемому в момент, соответствующий выбросу крови из сердца в аорту. Максимальное давление характеризует запас энергии, которым обладает движущаяся масса крови на данном участке сосуда. Максимальное давление складывается из бокового систолического давления (составляющая, действующая на боковую стенку артерии в период систолы) и ударного давления (гемодинамический удар).

Среднее динамическое давление определяется интегрированием текущего значения АД за время сердечного цикла. Ориентировочно величину среднего давления P_m можно определить по формуле Вецлера и Богера:

$$P_m = 0,42 \cdot P_s + 0,58 \cdot P_d$$

или по формуле Хикема:

$$P_m = P_d + (P_s - P_d)/3,$$

где P_s – систолическое (максимальное) давление;

P_d – диастолическое (минимальное) давление.

Измерение параметров давления крови для мониторинга показателей сердечно-сосудистой системы осуществляется прямым или косвенным способами.

Прямой, инвазивный способ определения давления крови основан на катетеризации сосуда датчиком давления, имеющим электрический выход. Датчик давления предварительно калибруется в единицах измерения давления крови. Выходной сигнал датчика поступает на устройство обработки, где определяются параметры давления, которые затем передаются на устройства отображения, записи и хранения данных монитора.

Косвенное определение давления крови связано с использованием неинвазивных методик регистрации параметров физиологических процессов, связанных с внутрисосудистым давлением крови. Широкое распространение получили окклюзионные методы, основанные на измерении давления воздуха в манжетке, охватывающей участок тканей,

содержащий кровеносный сосуд, которое уравновешивает (компенсирует) давление крови в сосуде под манжеткой.

Используются также методики, основанные на ультразвуковом измерении движения сосудистой стенки, допплеровском измерении скорости кровотока.

Однако результаты измерений, полученные с использованием различных косвенных методов, могут значительно отличаться. Это связано с методическими погрешностями косвенных измерений, а также с недостаточно четким определением параметров давления крови, измерение которых часто связано с конкретной методикой регистрации биологических сигналов. Результаты прямых инвазивных измерений могут считаться наиболее достоверными данными для сравнения различных косвенных методик определения параметров давления крови.

В то же время ценность методов измерений, применяемых для целей клинического мониторинга, определяется, в первую очередь, устойчивостью и воспроизводимостью показаний, так как особенности методики можно учесть, сравнивая всю физиологическую информацию о пациенте.

6.1. Прямые инвазивные методы измерения давления крови

Внутрисосудистое измерение параметров давления крови с отображением кривой давления на графическом дисплее и цифровых данных на табло монитора является наиболее удобным, точным и достоверным способом непрерывного мониторинга показателей сердечно-сосудистой системы.

Цифровая обработка сигнала внутрисосудистого датчика давления в мониторах позволяет определить необходимые параметры давления крови. Например, при слежении за АД: значения систолического, диастолического, среднего давления, а также рассчитать производные гемодинамические показатели, характеризующие состояние сердечно-сосудистой системы.

Для чрескожной катетеризации при мониторинге АД наиболее часто используется лучевая артерия, в основном из-за доступности, возможностей обеспечения коллатерального кровотока в конечности, большого накопленного экспериментального материала и достаточной безопасности. Использование артериального катетера позволяет дополнительно к мониторингу АД проводить отбор проб крови для биохимического анализа.

Датчик давления, используемый для внутрисосудистых измерений в мониторных системах, содержит чувствительный элемент, на который воздействует давление крови. Датчик включает катетер, фиксируемый в исследуемом сосуде. Чувствительный элемент, преобразующий величину давления в электрический сигнал, может конструктивно размещаться вне катетера. В этом случае катетер заполняется жидкостью, передающей давление на чувствительный элемент. В современных конструкциях датчиков давления чувствительный элемент располагается на кончике катетера и отделен от крови тонкой мембраной.

В качестве чувствительного элемента в датчиках давления крови используются различные типы первичных преобразователей давления (тензометрические, емкостные, пьезоэлектрические, полупроводниковые), трансформирующие величину давления за счет упругой деформации чувствительного элемента в изменение его электрических характеристик (сопротивления, емкости, напряжения и др.). Наибольшее распространение в мониторной аппаратуре получили тензометрические датчики, обладающие высокими метрологическими характеристиками.

Надежностью и малыми размерами отличаются волоконно-оптические датчики давления. Они содержат два световода, расположенные внутри катетера. Один световод служит для передачи излучения от источника света на чувствительный элемент, второй соединен с фотоприемником, подключенным к измерительной схеме. Чувствительная к давлению мембрана устанавливается на кончике катетера. С изменением давления крови световой поток, попадающий в приемный световод, оказывается промодулированным по амплитуде, что и регистрируется с помощью фотоприемника. Волоконно-оптический датчик удается сделать диаметром 0,5мм при длине гибкой части катетера до 0,6 м. Измерительная схема, к которой подключен чувствительный элемент датчика, преобразует изменения его электрических характеристик в сигнал, поступающий в устройство обработки монитора.

Точность измерения давления при использовании катетерных датчиков определяется рядом физических факторов. При оценке динамических погрешностей измерений чувствительный элемент датчика, воспринимающий колебания давления, можно рассматривать как гармонический осциллятор под действием внешних сил. Электрический сигнал на выходе датчика давления будет пропорционален величине упругой деформации (смещения) чувствительного элемента, следова-

тельно, в первом приближении он будет описываться решением обыкновенного дифференциального уравнения второго порядка (при допущении, что сила вязкого трения пропорциональна скорости перемещения, сила упругости – перемещению).

Данное решение, в зависимости от значений параметров системы: частоты собственных колебаний f_o и коэффициента демпфирования ξ, имеет апериодический или затухающий колебательный характер. Соответственно, частотная характеристика системы вблизи частоты f_o будет иметь подъем или спад в зависимости от величин коэффициента ξ. Это означает, что если в сигнале пульсации давления присутствуют частотные компоненты, близкие к значению f_o, то они будут искажаться, т.е. будут возникать динамические погрешности измерений.

Минимизация динамических ошибок при определении параметров АД очень важна, так как систолическое значение АД оценивают по величине зарегистрированного пика пульсации давления в сосуде, определяемого высокочастотными компонентами пульсации давления. Частотный спектр пульсации давления определяется величинами ЧСС и скорости нарастания пика давления. Если допустить, что пульсация давления имеет треугольную форму со временем нарастания не менее 10% от длительности периода колебаний, то при максимальном значении ЧСС, равном 180 уд/мин, ширина спектра пульсаций давления не превышает 15 Гц.

Для минимизации динамических погрешностей измерений собственная частота датчика должна в 2-3 раза превышать максимальную частоту спектра пульсаций давления. Для катетерного жидкозаполненного датчика давления крови с жесткой неэластичной трубкой параметры f_o, ξ без учета механических характеристик безынерционного чувствительного элемента зависят от диаметра и длины катетера, плотности и вязкости жидкости. С увеличением длины трубки катетера резонансная частота f_o падает, что может привести к ее попаданию в частотный диапазон сигнала и к увеличению динамических погрешностей. Так, для длины катетера l = 150 мм f_o = 45 Гц, для l = 1800 мм f_o = 7 Гц.

Попадание в катетер пузырьков воздуха приводит к увеличению эластичности системы и увеличению ξ, что также ведет к искажениям регистрируемых пульсаций давления. Кроме того, наличие пузырьков воздуха опасно их проникновением в артериальное русло и развитием эмболии.

Снижение динамической погрешности из-за близости частот спектра пульсации и частоты собственных колебаний датчика может быть достигнуто введением корректирующих цепей в усилитель сигналов датчика, выравнивающих частотную характеристику системы в области возможных искажений.

Катетерные датчики давления с чувствительным элементом, расположенным на кончике катетера, имеют высокую резонансную частоту и свободны от указанных недостатков. Тензометрические датчики фирмы Millar Instruments имеют внешний диаметр катетера от 0.67 до 2.33 мм, длину от 0.74 до 1.4 м, что позволяет их использовать для исследования малых сосудов и в педиатрии.

Катетер датчика имеет просвет на рабочем конце для отбора проб крови и введения жидкостей. Системы катетеризации сосудов, используемые для измерения АД, включают разветвления с клапаном отбора крови и очистки системы, а также для медленного продолжительного (1...3 мл/ч) введения раствора гепарина, снижающего риск образования тромбов.

Технические параметры датчиков:

- *чувствительность.....5 мкВ / мм рт.ст.*
- *сопротивление.....1 кОм*
- *диапазон давления..... −50...+300 мм рт.ст.*
- *резонансная частота.....10 кГц*

Показания жидкозаполненных датчиков зависят от положения чувствительного элемента датчика относительно тела пациента. Для исключения ошибок измерения чувствительный элемент должен находиться на уровне правого предсердия, в противном случае необходимо ввести поправку на вес столбика жидкости высотой, равной разности уровней положения датчика и сердца. Особенно важно это учитывать при измерении низких значений давления, например, центрального венозного давления.

При измерении АД необходимо учитывать погрешности физиологической природы. Пульсации давления, регистрируемые в периферических артериях, определяются тонусом гладкой мускулатуры, поэтому, например, в лучевой артерии систолическое давление оказывается обычно больше, а диастолическое меньше, чем эти значения в центральной аорте. При изменении сосудистого сопротивления это соотношение может изменяться.

Благодаря развитию техники внутрисосудистой катетеризации прямой метод измерения давления крови используется для определения различных параметров давления в сердечно-сосудистой системе. Однако инвазивность методики и риск развития сосудистых осложнений ограничивают область применения прямого метода измерений, чаще всего катетерные измерения используются в интраоперационном мониторинге и кардиореанимации.

6.2. Косвенные методы измерения давления крови

Неинвазивный мониторинг параметров АД может быть реализован путем использования косвенных методов измерения параметров давления крови с помощью окклюзионной манжетки. Наибольшее распространение в клинической практике получило измерение АД в плечевой артерии, при котором окклюзионная манжетка охватывает соответствующий участок правой или левой руки пациента.

Увеличение давления воздуха в манжетке (компрессия) приводит к изменению артериального кровотока под манжеткой, а также в дистальном участке конечности. Если давление воздуха в манжетке превысит значение диастолического давления крови, артериальный кровоток в руке дистальнее манжетки изменяет свои параметры. Оценка этих изменений и сопоставление их с давлением воздуха в манжетке позволяет определить параметры АД по результатам измерения давления воздуха в манжетке.

Различие используемых на практике окклюзионных методов определения АД заключается в способах оценки соответствия измеренных значений давления воздуха в манжетке и параметров давления в артерии при различных режимах компрессии (декомпрессии) воздуха.

Аускультативный метод измерения АД или метод Н.С. Короткова основан на анализе характерных звуков, так называемых тонов Н.С. Короткова (далее тонов), регистрируемых в простейшем случае с помощью фонендоскопа в дистальном отрезке артерии, непосредственно у нижнего края окклюзионной манжетки при определенной величине давления воздуха в манжетке.

По методу Н.С. Короткова первоначально при измерении АД давление в манжетке, охватывающей сосуд, увеличивают до полного прекращения кровотока (артериального пульса) в дистальной части руки. Затем включают плавную декомпрессию (стравливание

воздуха из манжетки). В момент открытия артерии кровотоку начинают прослушиваться первые тоны. В этот момент давление крови на вершине артериальной пульсации становится чуть больше давления воздуха в манжетке и артерия на короткое время «открывается», порождая звуковые колебания. Давление в манжетке, соответствующее появлению первых тонов, принимается в методе Н.С. Короткова за значение систолического АД. Происхождение регистрируемых тонов можно объяснить турбулентным движением крови по сжатому сосуду, а также неустойчивым поведением стенок после «открытия» сжатой артерии, приводящим к звуковым колебаниям характерного спектрального состава.

При дальнейшей плавной декомпрессии (около 3 мм рт. ст. на один удар пульса) характер звуковых тонов изменяется, они становятся глуше (их частотный спектр сдвигается в сторону более низких частот) и затем исчезают. Считается, что момент приглушения или исчезновения тонов соответствует равенству давления воздуха в манжетке минимальному динамическому давлению крови, то есть диастолической величине АД. Критерий приглушения тонов для отсчета диастолического значения АД признается большинством исследователей.

В ряде случаев, при патологии сосудистой стенки, исчезновение тонов происходит при весьма малых значениях давления в манжетке. В случае кардиогенного шока или применения препаратов с вазопрессорным эффектом происходит задержка в появлении тонов, что приводит к занижению АД по результатам аускультативных измерений. Напротив, низкая эластичность сосудистых тканей, расположенных под манжеткой, например, при септическом шоке, может привести к завышению результатов определения АД.

Следует отметить, что спектр тонов расположен в более высокочастотной области, чем звуковые колебания, регистрируемые при анализе артериальных пульсаций давления. Поэтому выделение тонов можно осуществить автоматически путем частотной фильтрации сигналов микрофонного датчика, расположенного под манжеткой.

Метод Н.С. Короткова получил широкое распространение в клинической практике и используется при построении мониторов АД. Считается, что этот метод дает погрешность не более 2-3 мм рт.ст. Измерение давления в манжетке осуществляется с помощью тензометрического или емкостного датчика давления. Для обнаружения тонов Н.С. Короткова используются миниатюрные пьезомикрофоны, рабо-

тающие в полосе частот 10...80 Гц. Совместная запись сигналов двух датчиков, регистрирующих давление воздуха в манжетке и тоны, показана на рисунке 6.2.

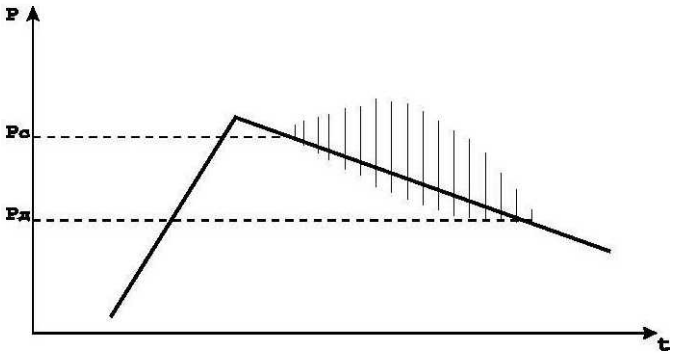


Рисунок 6.2 – Кривая давления воздуха
в манжетке с наложенными тонами Короткова

Для снижения погрешностей измерений, обусловленных близостью спектров тонов и звуков артериальных пульсаций, попадающих в микрофон, а также для ослабления артефактов движения в мониторах АД используется дифференциальный метод выделения тонов. В нижней части окклюзионной манжетки устанавливается микрофон, состоящий из двух чувствительных элементов А и В (рисунок 6.3).

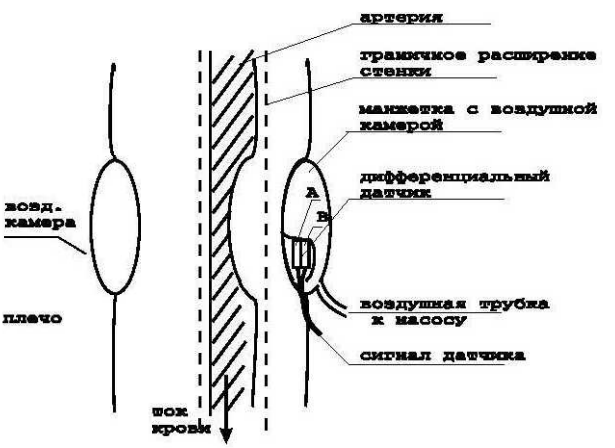


Рисунок 6.3 – Дифференциальный датчик тонов Короткова

При снижении давления в манжетке до систолического значения ниже манжетки регистрируются пульсации давления и тоны. Акустические характеристики манжетки таковы, что она плохо передает высокочастотные тоны, поэтому сигналы, регистрируемые микрофоном по каналам А и Б, будут различаться. По каналу А регистрируется весь спектр колебаний, в который входят пульсации давления, тоны, артефакты движения. По каналу Б регистрируются сигналы в диапазоне 0,5...5 Гц, в который попадают только пульсации давления и артефакты движения.

Таким образом, при вычитании сигналов каналов А и Б можно получить точное выделение тонов (рисунок 6.4), что существенно снижает погрешности измерения АД.

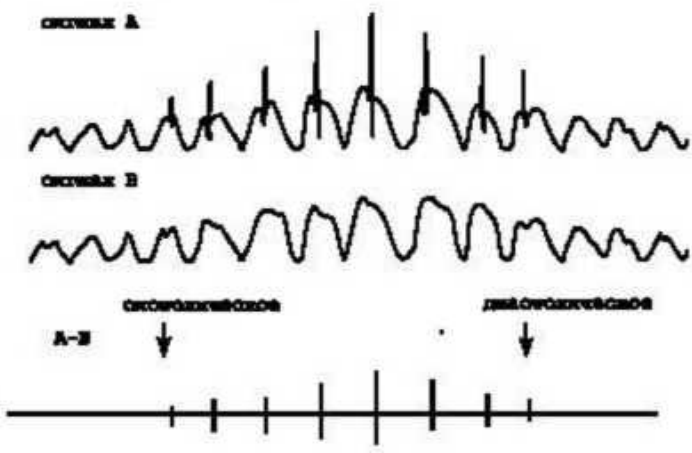


Рисунок 6.4 – Выделение тонов
при вычитании сигналов дифференциального датчика

Пальпаторный метод измерения параметров АД является одним из самых старых методов оценки параметров гемодинамики, применяемых анестезиологами до настоящего времени. Метод основан на использовании окклюзионной манжетки, накладываемой на плечо, создании в ней давления воздуха, сжимающего артерию, и определении значения давления в характерные моменты изменения пульса, контролируемого на дистальном участке артерии (в простейшем случае путем пальпации) при плавной компрессии (декомпрессии) воздуха в манжетке.

Обнаружение пульсаций давления крови на дистальном участке артерии может производиться сфигмографическими или плетизмографическими методами. Эти методы основаны на регистрации движения артериальной стенки или изменения объема тканей (например, пальца руки или ноги) при пульсации давления крови. Чаще всего используются три способа измерения артериальной пульсации:

- *реографический*, основанный на измерении изменений электрического сопротивления переменному току участка тканей, содержащего артериальный сосуд;
- *механический*, реализуемый с помощью микрофона или датчика давления, накладываемого на пульсирующий участок кожи, например, в локтевой ямке;
- *оптический (фотоплетизмографический)*, реализуемый с помощью фотометрирования изменений оптической плотности тканей с артериальной кровью, например, при просвечивании ногтевой фаланги пальца руки.

Значение давления воздуха в манжетке, при котором появляется пульс, принимается за систолическое АД (рисунок 6.5). Определение минимального давления данным способом сопряжено со значительными погрешностями. За критерий равенства давления воздуха в манжетке минимальному давлению может быть принято уменьшение амплитуды пульсаций при декомпрессии воздуха. Однако этот критерий не является достаточно точным и однозначным для автоматического определения параметров АД. Только при реографической записи и ручной расшифровке данных могут быть получены удовлетворительные результаты.

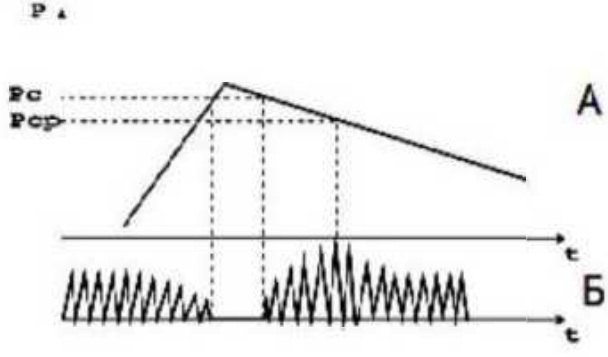


Рисунок 6.5 – Измерение АД пальпаторным методом
(А – давление воздуха в манжете, Б – пульсовые колебания лучевой артерии)

Осциллометрический метод измерения параметров АД связан с анализом пульсаций давления (осцилляций), возникающих в окклюзионной манжетке, сжимающей артерию, в режиме компрессии (декомпрессии) воздуха. Для регистрации осцилляций в воздушную магистраль манжетки вводят датчик давления с необходимыми динамическими характеристиками (аналогично датчику прямых инвазивных измерений).

Определение параметров АД производится по результатам измерения давления воздуха в манжетке, соответствующим характерным изменениям осцилляций воздуха при плавной компрессии (декомпрессии). Определенные изменения осцилляций происходят при равенстве давления воздуха в манжетке значениям параметров АД крови. Для выявления изменений осцилляций, соответствующих значениям систолического, среднего, диастолического давления крови анализируют амплитуду и форму осцилляций. Существуют различные методики анализа, используемые при построении автоматических мониторов давления.

Анализируя амплитуды осцилляций во время компрессии (декомпрессии), можно выделить области характерных изменений амплитуд, при которых давление в манжетке соответствует искомым параметрам АД. Так, среднее динамическое давление определяется как минимальное давление в манжетке, соответствующее максимальной амплитуде осцилляций (рисунок 6.6).

Систолическое значение давления можно определить по критерию прекращения пульсаций дистального отрезка артерии конечности пальпаторным методом или по исчезновению осцилляций в дистальной камере манжетки в режиме компрессии. В последнем случае манжетка выполняется двухкамерной, дистальная ее часть звукоизолируется от проксимальной. Это связано с тем, что при отсутствии артериальной пульсации в дистальной части конечности осцилляции в проксимальной части манжетки сохраняются из-за ударов пульсовой волны давления о проксимальную часть манжетки. Поэтому осцилляции, регистрируемые датчиком давления воздуха в манжетке, не падают до нуля, а лишь уменьшаются (рисунок 6.6).

Резкое уменьшение амплитуды осцилляций может быть принято за критерий определения систолического давления. При снижении давления в манжетке ниже минимального (диастолического) также можно зафиксировать снижение амплитуды осцилляций, что позволяет фиксировать величину диастолического давления.

Однако многие исследователи отмечают, что изменение амплитуды осцилляций может иметь монотонный характер в области систолического и диастолического значений АД, что вносит значительные ошибки в измерения. Достаточно просто (после фильтрации артефактов и дыхательных волн) определяется максимальная амплитуда осцилляций, соответствующая среднему динамическому давлению.

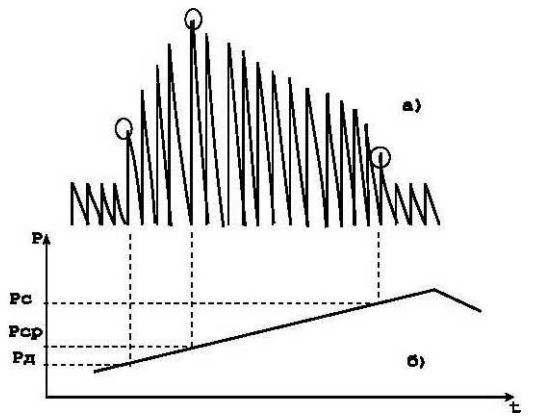


Рисунок 6.6 – Изменение амплитуды осцилляций
при компрессии воздуха в манжетке:
а – осцилляции, б – изменение давления в манжетке

Измерение этой величины позволяет реализовать относительно простой алгоритм анализа осцилляций для определения параметров АД, основанный на оценке относительной амплитуды осцилляций по сравнению со значением максимума. Снижение амплитуды до уровня 0,4 максимума при компрессии используется для отсчета систолического давления, а уменьшение до уровня 0,6 при декомпрессии – диастолического давления. Однако коэффициенты уменьшения зависят от значения ЧСС и нуждаются в коррекции при тахикардии и брадикардии.

Значения амплитуд осцилляций, соответствующих параметрам АД, можно вычислить по регрессионной модели, связывающей искомые значения и амплитуду фоновых осцилляций, регистрируемых в манжетке при значениях давления воздуха, превышающего систолическое на 20...40 мм рт.ст. Регрессионная модель представляет собой

степенной полином, коэффициенты которого рассчитываются путем обработки большого массива измерений АД.

Анализ первой производной осцилляций – тахоосцилляций, сделанный Н.Н. Савицким, позволяет достаточно точно определить диастолическое АД. Тахоосциллограмма имеет положительную часть, относящуюся к систолической части осцилляций, и отрицательную, характеризующую скорость опорожнения сжимаемой артерии (рисунок 6.7).

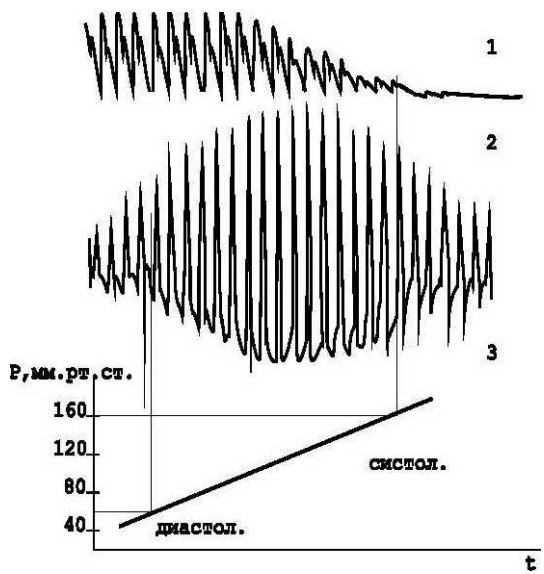


Рисунок 6.7 – Тахоосциллограмма плечевой артерии
(1 – пульсовые артерии дистальнее манжеты, 2 – тахоосциллограмма лучевой артерии, 3 – давление воздуха в манжете)

Отрицательная часть тахоосцилляций изменяет свои параметры в тесной зависимости от величины давления, оказываемого манжеткой на артерию. За точку отсчета диастолического давления принимается начало роста отрицательной части тахоосциллограммы при плавной компрессии воздуха в манжетке. При дальнейшей компрессии воздуха наблюдается увеличение амплитуды и достижение максимума. По Н.Н. Савицкому, это критерий равновесия величины давления в манжетке и значения бокового систолического давления крови.

Величина систолического давления может быть определена по начальному участку роста тахоосцилляций при плавной декомпрессии воздуха в манжетке.

Для определения параметров АД может быть использован анализ второй производной осцилляций. В этом случае значение систолического АД принимается равным величине давления в манжетке, соответствующей максимуму огибающей осцилляций «отрицательного» участка кривой (рисунок 6.8). Значение диастолического АД равно давлению в манжетке, соответствующему максимальной скорости убывания «положительного» участка.

Рассмотренные методы определения параметров АД реализуются в условиях режима плавной декомпрессии (компрессии) воздуха в окклюзионной манжетке. Выбор скорости и линейность декомпрессии оказывают влияние на точность измеряемых параметров. Скорость декомпрессии для минимизации погрешности поддерживают на уровне 2 мм рт.ст. на один межпульсовой интервал.

Для поддержания линейности декомпрессии используются специальные клапаны – линеаризаторы воздушного потока или схемы автоматического поддержания скорости декомпрессиии с электромеханической обратной связью. В простейшем варианте используется набор клапанов с различным воздушным сопротивлением, автоматически подключаемых к воздушной магистрали декомпрессии в зависимости от давления в манжетке.

Измерение параметров АД в рассмотренных методах осуществляется циклически. Частота циклов измерений ограничена условием поддержания нормального кровотока в дистальной части конечности, так как частое сжатие артерии и нарушение кровотока при компрессии воздуха в манжетке, а также венозный застой в конечности могут привести к неблагоприятным последствиям. Кроме того, имеются наблюдения о колебаниях АД при очень частых процедурах подобных измерений.

Мониторинг в критических состояниях требует непрерывного слежения за параметрами АД, так как важные изменения давления могут происходить достаточно быстро. Непрерывный неинвазивный мониторинг может быть реализован по методу слежения за пульсовыми колебаниями артерии, разработанному J. Penaz, и обеспечивающему минимальное сжатие сосудистой стенки артерии.

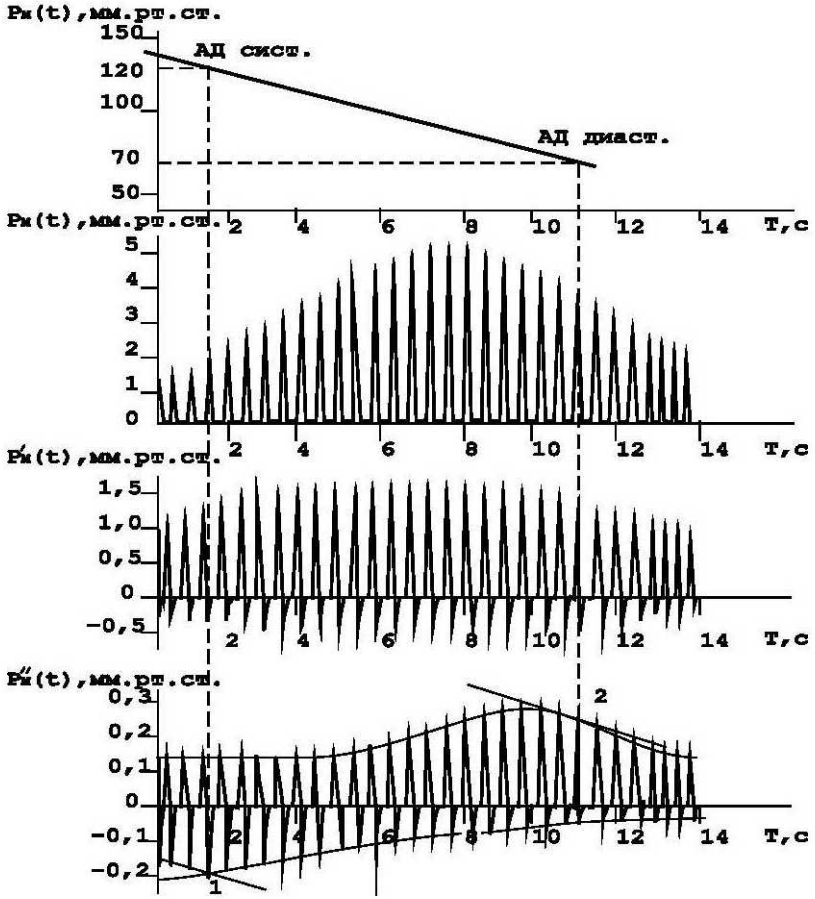


Рисунок 6.8 – Определение показателей АД
по второй производной тахоосциллограммы

Метод включает определение пульсации артерии под манжеткой при помощи фотоплетизмографического датчика, размещаемого в манжетке. Для измерений выбирается артерия первого пальца кисти руки. Давление воздуха в манжетке регулируется по принципу отрицательной обратной связи; при увеличении просвета артерии давления воздуха – уменьшается, при уменьшении – увеличивается, то есть давление воздуха в манжетке отслеживает артериальную пульсацию в пальце, не вызывая сильного сжатия артериальной стенки.

Зарегистрированная датчиком пульсация давления используется для осциллометрической обработки с целью вычисления параметров АД. Кривая пульсации давления выводится на дисплей для наблюдения за артериальным кровотоком. Периодические калибровки, уточняющие параметры АД, проводятся также по осциллометрической методике. Метод хорошо согласуется с прямыми измерениями АД и рекомендуется при продолжительных исследованиях АД.

6.3. Структурное построение аппаратуры мониторинга параметров давления крови

Аппаратура для измерения параметров давления крови входит в состав практически всех современных многоканальных мониторных систем.

В таких системах прямому инвазивному измерению параметров давления крови может отводиться несколько измерительных каналов для определения параметров давления в различных точках сосудистого русла и отображения кривых давления на графическом дисплее монитора.

Аппаратура неинвазивного измерения АД также входит в состав мониторных систем, однако она имеет более широкое клиническое применение, поэтому мониторы давления, основанные на косвенных методах определения параметров АД, выпускаются в виде отдельных приборов.

Аппаратура прямого инвазивного измерения давления крови представляет собой измерительный канал, преобразующий электрический сигнал катетерного датчика, пропорциональный величине давления крови, в цифровую форму для дальнейшей обработки в мониторе. Структурная схема канала с использованием тензодатчика давления показана на рисунке 6.9.

На рисунке 6.9 показано: 1 – измерительный мост, 2 – источник тока, 3 – дифференциальный усилитель, 4, 5 – усилительные каскады переменного напряжения, 6 – мультиплексор, 7 – АЦП.

Чувствительный элемент датчика включен в измерительный мост 1, питаемый для снижения погрешности измерений от источника стабильного тока 2.

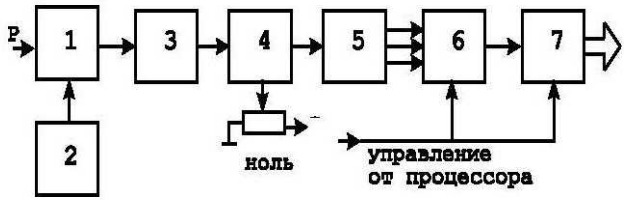


Рисунок 6.9 – Структура тензометрического измерителя давления

Для усиления сигнала датчика до уровня, необходимого для использования полной шкалы АЦП, служат каскады 3, 4, 5. Дифференциальный усилитель 3 с частотной коррекцией для устранения помех согласует мост 1 с последующими каскадами усиления. В усилителе 4 осуществляется установка нуля, необходимая при тарировке датчика.

Усилительный каскад 5 и мультиплексор 6 по сигналу управления от процессора осуществляют цифровую регулировку усиления сигнала давления для согласования амплитуды сигнала со входом АЦП 7. Для снижения динамической погрешности измерений усилитель 5 может быть охвачен частотно-зависимой цепью коррекции.

Неинвазивные мониторы параметров АД строятся с использованием осциллометрического или аускультативного метода измерения, а иногда совмещают оба метода. Если аппаратура входит в состав многоканальной мониторной системы, то для повышения точности измерений используется канал ЭКГ, позволяющий синхронизировать обнаружитель пульсовой волны монитора.

Функциональная схема монитора АД, реализующего аускультативный и осциллометрический методы измерения, приведена на рисунке 6.10. На рисунке 6.10 показано: 1 – плечевая манжета, 2 – дифференциальный датчик Короткова, 3, 6 – дифференциальные усилители, 4 – датчик давления, 5 – фильтр токов, 7 – усилитель постоянной составляющей, 8 – усилитель пульсаций, 9 – коммутатор сигналов, 10 – АЦП, 11 – микропроцессор, 12 – дисплей, 13 – коммутатор токов, 14 – клапан сброса, 15 – клапан декомпрессии, 16 – компрессор, 17 – клапан избыточного давления.

Аускультативный измерительный канал монитора содержит дифференциальный акустический датчик, встроенный в нижнюю часть плечевой окклюзионной манжетки 1, усилитель разностного акустического сигнала 3 и фильтр тонов Короткова 5. Воздушная магистраль,

соединенная с манжеткой, включает компрессор 16, создающий максимальное давление в манжетке, обычно выбираемое на 20...30 мм рт.ст. выше конечного систолического давления крови. Клапаны, включенные в магистраль, служат для быстрого сброса давления (14), плавной декомпрессии (15), предохранения магистрали от избыточного давления (17).

Осциллометрический канал включает датчик давления 4 тензометрического типа, соединенный с манжеткой 1, который преобразует давление в манжетке в электрический сигнал, усиливаемый дифференциальным каскадом 6. Постоянная составляющая сигнала, пропорциональная постоянной составляющей давления в манжетке, выделяется усилителем постоянного тока с ФНЧ 7, выделение и усиление сигнала пульсаций давления осуществляется с помощью усилителя с ФВЧ 8. Контроллер 11, включающий процессор, ОЗУ, ПЗУ, соединен с дисплеем и осуществляет управление элементами воздушной магистрали, а также мультиплексором 9 и АЦП 10.

Сочетание аускультативного и осциллометрического каналов позволяет реализовать гибкие алгоритмы определения параметров АД – значений систолического, диастолического, среднего давления, и тем самым повысить точность измерений и их надежность. Так, среднее АД измеряется осциллометрическим методом даже в тех случаях, когда звуковые сигналы тонов очень слабы.

Мониторы АД имеют автоматический режим периодических измерений с интервалом времени от 1 до 60 минут, а также систему тревожной сигнализации при выходе измеряемых параметров за установленные границы.

Технические характеристики мониторов АД, выпускаемые в различных странах, удовлетворяют требованиям стандартов (стандарт Британской ассоциации гипертонии, национальный стандарт США для электронных сфигмоманометров).

Пределы измерения давления устанавливаются чаще всего от 0 до 250 мм рт.ст. Точность отсчета давления определяется как ± 3 мм рт.ст. Эта величина является инструментальной погрешностью измерения давления воздуха в окклюзионной манжетке. Оценка погрешности измерения параметров АД затруднена из-за отсутствия адекватного метрологического обеспечения.

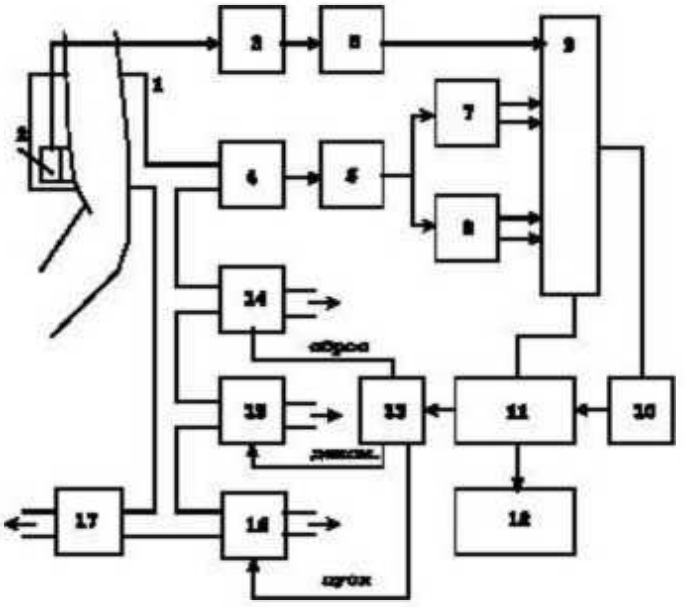


Рисунок 6.10 – Функциональная схема монитора АД
с использованием двух косвенных методов измерения

Американский стандарт рекомендует сопоставительную методику определения погрешности измерения АД автоматизированными сфигмоманометрами. В стандарте учтено, что основная масса диагностических данных по определению АД получена ручным аускультативным способом.

Методика оценки погрешности включает одновременное измерение параметров АД с помощью фонендоскопа и исследуемого сфигмоманометра с использованием одной окклюзионной манжетки. Для уменьшения погрешности, связанной с субъективным восприятием наблюдателей тонов Н.С. Короткова, используется фонендоскоп с разветвленными слуховыми трубками для получения независимых результатов двумя наблюдателями. Средняя величина результатов наблюдений используется при оценке точности.

В соответствии с данной методикой следует провести 3 измерения параметров АД в течение 30 мин для каждого пациента. Количество пациентов не должно быть менее 85 человек. Стандарт регламентирует, чтобы среднее значение разницы величины АД, определенной по всем измерениям с помощью прибора и наблюдателями, не превышало

±5 мм рт.ст. Среднеквадратичное отклонение не должно быть более 8 мм рт.ст.

Неинвазивные мониторы непрерывного слежения за параметрами АД, с отображением кривой изменения давления на дисплее, строятся по методу слежения за поперечным размером сосуда при пульсовых колебаниях артериальной стенки. Функциональная схема монитора давления, реализующего данный метод, представлена на рисунке 6.11. На рисунке 6.11 показано: 1 – пальцевая манжета, 2 – излучатель, 3 – фотоприемник, 4 – генератор, 5 – дифференциальный усилитель, 6 – усилитель, 7 – переключатель, 8 – микроконтроллер, 9 – клапан управления, 10 – датчик давления, 11 – компрессор, 12 – микроконтроллер, 13 – АЦП, 14 – дисплей.

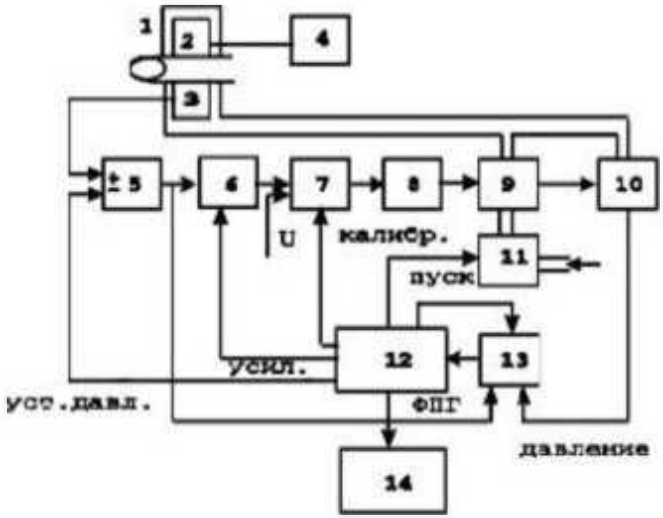


Рисунок 6.11 – Функциональная схема монитора АД по методу слежения за изменением давления в манжетке

Пальцевая окклюзионная манжетка 1 содержит фотоплетизмографический датчик, включающий излучатель 2, питаемый от источника 4, и фотоприемник 3, дающий сигнал, пропорциональный величине диаметра пальцевой артерии. Воздушная магистраль прибора, связанная с манжеткой, включает компрессор 11, клапан с пропорциональным управлением 9 и датчик давления 10. В петле электромеханической обратной связи происходит формирование сигнала,

пропорционального диаметру артерии, и напряжения, управляющего работой клапана 9.

В результате при пульсации сосуда с увеличением просвета артерии давление в манжетке уменьшается, а при уменьшении – увеличивается. Таким образом, поддерживается номинальная величина просвета артерии, задаваемая микропроцессором 12.

Давление воздуха в манжетке отслеживает колебания АД на протяжении сердечного цикла и после преобразования в электрический сигнал датчиком 10 поступает на АЦП 13 для обработки в микропроцессоре по осциллометрической методике.

На экран дисплея 14 выводятся кривая давления и вычисленные значения параметров АД. В приборе предусмотрена периодическая калибровка по сигналу от микропроцессора 12, подаваемому на переключатель 7. При этом обратная связь размыкается и под действием напряжения калибровки осуществляется поиск размера сосуда, при котором пульсации давления достигают максимума.

Для предотвращения искажений фотоплетизмографического сигнала палец с манжеткой при проведении процедур изменения АД необходимо надежно зафиксировать.

6.4. Мониторинг величины сердечного выброса

Сердечный выброс характеризует насосную функцию сердца, то есть его способность к нагнетанию крови в артериальное русло. Чаще всего оцениваются два параметра сердечного выброса: ударный (систолический) объем (СО), равный количеству крови, выбрасываемому за одно сердечное сокращение, и минутный объем кровообращения (МОК), равный объему крови, проходящему через сердце за минуту. Минутный объем кровообращения равен произведению величины систолического объема на значение ЧСС.

Величина сердечного выброса гомеостатически поддерживается в организме в соответствии с потребностью метаболизма тканей, что делает этот показатель важным индикатором функционирования сердечно-сосудистой системы, отражающим процессы нервной и гуморальной регуляции. Определение параметров сердечного выброса, а также производных показателей, характеризующих центральную гемодинамику, играет важную роль в клиническом мониторинге.

Разработаны прямые методы определения сердечного выброса, связанные с катетеризацией сердца, а также неинвазивные, основанные

на ультразвуковых (допплеровских), эхокардиографических, реографических и фотоплетизмографических методах оценки параметров кровотока.

Совершенствование техники клинического мониторинга за последние годы связывают с достижением неинвазивных методов измерения сердечного выброса, дающих при простоте их реализации оперативную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы пациента во время проведения хирургических вмешательств, а также в послеоперационном периоде.

6.4.1. Инвазивное измерение сердечного выброса

В основе инвазивных методов измерения сердечного выброса, используемых в клиническом мониторинге, лежит принцип A. Fick. По A. Fick оценка объемной скорости кровотока осуществляется с помощью введения (инъекции) вещества индикатора внутрь сосуда в поток крови и определения изменения концентрации индикатора во времени. В этом случае объемная скорость потока крови оказывается равной отношению количества индикатора, введенного в единицу времени, к изменению его концентрации на изучаемом участке сосудистого русла.

В газовых методах оценки сердечного выброса в качестве индикатора используют газ, растворимость которого в крови известна. По прямому методу A. Fick в качестве такого газа используют кислород. Тогда для определения сердечного выброса по количеству крови, проходящей через легкие, измеряют потребление кислорода при дыхании и содержание кислорода в артериальной и смешанной венозной крови:

$$МОК = 100 \cdot ПО_2 / ([O_2]_а \cdot [O_2]_в),$$

где МОК, л/мин – минутный объем кровообращения;

$ПО_2$, л/мин – потребление кислорода при дыхании;

$[O_2]_а$, % – содержание кислорода в артериальной крови;

$[O_2]_в$, % – содержание кислорода в венозной крови.

Для получения пробы артериальной крови необходимо пунктировать артерию, а для пробы смешанной венозной крови – производить зондирование сердца, забирая кровь из легочной артерии. Потребление кислорода пациентом и уровень гемоглобина, или кислородную ем-

кость крови, определяют одновременно. Для расчета минутного объема кровообращения по данным, полученным в результате анализа проб крови, определяют артериовенозную разность по кислороду в объемных процентах.

Прямой метод A. Fick, являясь фундаментальным методом оценки параметров гемодинамики, обеспечивает высокую воспроизводимость оценки сердечного выброса, однако долгое время из-за сложности процедур его реализации он использовался только в физиологических исследованиях и функциональной диагностике. В клиническом мониторинге лишь в последние годы появились возможности реализации метода A. Fick, благодаря разработке быстродействующих мониторов выдыхаемых газов, а также появлению волоконно-оптических оксиметров, позволяющих непрерывно определять артериовенозную разность по кислороду с помощью волоконных катетерных датчиков, вводимых в соответствующие сосуды.

Метод разведения индикатора заключается во введении в поток крови известного количества вещества-красителя и измерении изменения его концентрации на дистальном участке сосудистого русла. В качестве индикатора используется красящее вещество (интактное вещество, имеющее острый пик поглощения при спектрофотометрировании), быстро покидающее сосудистое русло, что удобно при частых повторных определениях значений сердечного выброса. Введенный в вену краситель проходит через правое сердце, малый круг кровообращения, левое сердце и поступает в артерии, где и определяют его концентрацию. Минутный объем кровообращения может быть определен на основе уравнения Stewart-Hamilton:

$$МОК = \frac{60 \cdot I_0}{\int_0^T [i](t)dt},$$

где I_o, г – количество введенного красителя;

$[i](t)$, г/л – концентрация красителя в артериальной крови, T;

с – время измерения.

Для получения зависимости $[i](t)$ – кривой разведения красителя, необходимы многократный забор проб артериальной крови и их спектрофотометрический анализ.

Кривую разведения можно записать с помощью ушного оптического датчика, регистрирующего поглощение в области красного света. В этом случае можно отказаться от проб артериальной крови, ограничиваясь введением красителя в вену и забором двух тест-проб венозной крови.

Прежде чем весь введенный краситель пройдет мимо места забора проб (или точки расположения регистрирующего датчика), первые его порции рециркулируют, что сопровождается подъемом кривой разведения (рисунок 6.12). При обработке кривой разведения, перед интегрированием зависимости для расчета величины МОК, падающий участок кривой разведения аппроксимируют экспонентой для устранения ошибок, связанных с рециркуляцией красителя.

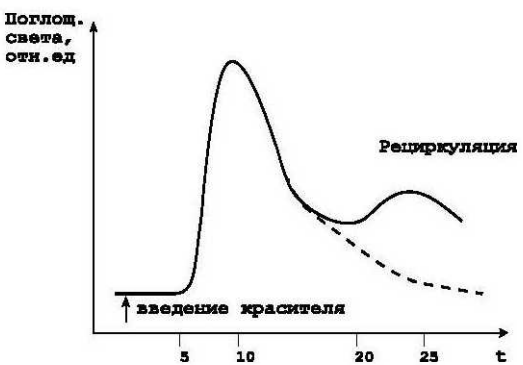


Рисунок 6.12 – Кривая разведения красителя

Метод термодилюции является одним из вариантов метода разведения, при котором в качестве индикатора используется охлажденный (до +5°С) раствор, например глюкозы, вводимый через катетер в правое предсердие.

Для зондирования сердца используется катетер Swan-Ganz, имеющий на конце малоинерционный датчик температуры – термистор (постоянная времени около 60 мс). На поверхности катетера на определенных расстояниях до его конца (6 и 16 см) расположены электроды для контроля внутрисердечной ЭКГ, отверстия для болюсного введения индикатора (21 см), отверстие для инфузии растворов (31 см) (рисунок 6.13).

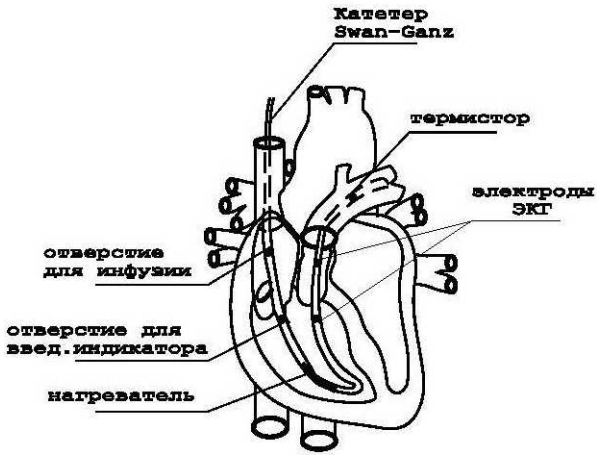


Рисунок 6.13 – Зондирование сердца катетером Swan-Ganz

Катетер проводится через верхнюю полую вену таким образом, что термистор располагается в стволе легочной артерии, а отверстие, через которые вводится индикатор – в правом предсердии.

Таким образом, путем измерения изменения температуры крови в легочной артерии с помощью термистора определяется функция правого сердца. В данном случае уравнение Stewart-Hamilton имеет вид

$$MOK = \frac{60 \cdot V(T_B - T_i) \cdot K}{\int_0^T t_B(t)dt},$$

где V, л – объем вводимого индикатора; $(T_в - T_i)$, °С – разность температур между кровью и индикатором;

K – постоянная, зависящая от размера катетера, удельной теплоемкости индикатора, скорости его введения;

$t_в(t)$ – текущее значение температуры.

Кривая разведения, полученная методом термодилюции, представляет собой зависимость температуры, регистрируемой термистором, от времени. Погрешности метода термодилюции в основном связаны с методикой введения индикатора и его характеристиками. Ошибки уменьшаются с увеличением объема инъекции, но слабо зависят от увеличения разности температур между кровью и индикатором. Кроме того, при очень сильном охлаждении индикатора могут возник-

нуть сердечные аритмии. Из-за малых погрешностей измерений метод термодилюции считается клиническим стандартом в определении сердечного выброса. В настоящее время выпускается аппаратура, позволяющая вести мониторинг сердечного выброса методом термодилюции с вычислением различных гемодинамических показателей.

Система REF-1 (Baxter, США), включающая катетер Swan-Ganz, позволяет контролировать гемодинамические параметры: минутный объем кровообращения, сердечный индекс, ударный объем, ЧСС по результатам оценки R-R интервалов внутрисердечной ЭКГ, а также фракцию выброса правого желудочка (долю крови, выбрасываемую за один удар), конечно-систолический и конечно-диастолический объемы правого желудочка. Прибор имеет графический дисплей для отображения кривой разведения и вычисляемых параметров.

Монитор сердечного выброса "Vigilance" (Baxter, США) позволяет вести непрерывные измерения показателей без инъекции индикатора. Для построения кривой разведения используется импульсное изменение температуры крови в правом предсердии с помощью спирального импульсного малоинерционного нагревателя, укрепленного на поверхности катетера Swan-Ganz в той его части, которая располагается в правом предсердии (рисунок 6.13). Поскольку тепловые импульсы, сообщаемые крови, имеют малую мощность, то в мониторе используется оригинальная система формирования время-импульсного кода нагрева и корреляционного обнаружения и измерения изменений температуры крови в легочной артерии, необходимая для точного построения кривой разведения. Данный монитор дает хорошее совпадение результатов измерений с традиционной методикой термодилюции и обладает рядом очевидных достоинств, главным из которых является отсутствие необходимости введения раствора индикатора.

6.4.2. Неинвазивная оценка величины сердечного выброса

Инвазивные средства измерения сердечного выброса, обеспечивая необходимую точность определения параметров центральной гемодинамики, применяются в случаях, когда риск, связанный с процедурами зондирования сердца, оправдан необходимостью получения диагностической информации. Это ограничивает широкое применение инвазивных средств в практике клинического мониторинга. Особенно это относится к методу термодилюции, требующему катетеризации легочной артерии.

В то же время развитие косвенных методов оценки параметров гемодинамики позволяет с достаточной точностью определить пульсовые изменения центрального и периферического кровотока, что в сочетании с компьютерными средствами обработки биологических сигналов открывает возможность построения технических средств для неинвазивной оценки величины сердечного выброса.

Ультразвуковой допплеровский (УЗД) метод оценки сердечного выброса основан на измерении скорости потока крови в грудной аорте с помощью УЗД датчика. Минутный объем кровообращения может быть определен по формуле

$$МОК = V_{ср} \cdot S_a \cdot T_и \cdot ЧСС,$$

где $V_{ср}$, дм/с – скорость крови в аорте, усредненная за время изгнания;
S_a, дм^2 – площадь поперечного сечения аорты;
$T_и$, с – время изгнания.

Необходимыми условиями проведения ультразвуковых допплеровских измерений являются обеспечение перекрытия рабочим сектором УЗД датчика площади аорты и выбор такого положения датчика, при котором он находился бы в непосредственной близости к исследуемому потоку и ультразвуковые колебания распространялись бы в направлении потока крови.

Наиболее просто реализуется супрастенальное положение УЗД датчика. Оно позволяет измерить скорость потока крови восходящей части аорты. Для проведения измерения УЗД датчик периодически помещается в яремную ямку и излучение датчика направляется вдоль аорты. Для измерений могут быть использованы приборы с непрерывным или импульсным режимом излучения. Импульсный режим является более помехоустойчивым, так как он позволяет считывать информацию о скорости кровотока на определенном расстоянии от датчика, в области расположения интересующих анатомических структур.

Диаметр аорты, необходимый для вычисления МОК, может быть определен с помощью анализа прекардиального эхокардиографического изображения или найден по номограммам. Сравнение результатов, полученных супрастенальным УЗД методом, с данными термодилюции показывает удовлетворительное соответствие (коэффициент корреляции r=0,87) в большом диапазоне значений МОК (1,86...10,1 л/мин), однако авторы, использующие эту методику, отмечают важность правильного размещения датчика.

При чреспищеводном измерении сердечного выброса УЗД датчик крепится к стандартному пищеводному стетоскопу и оценка кровотока осуществляется в нисходящей части аорты. Калибровка чреспищеводных измерений проводится с помощью супрастенального датчика, путем определения поправочного коэффициента, учитывающего изменение скорости кровотока в нисходящей части аорты. Однако при изменениях мозгового кровообращения такая калибровка может быть неточной.

Данный метод измерений считается относительно неинвазивным, так как большой размер датчика не позволяет проводить его использование без общей анестезии. Однако в кардиохирургии, когда необходимо постоянное наблюдение за величиной сердечного выброса, данный метод находит широкое применение.

Для внутритрахеального измерения сердечного выброса используется специальная эндотрахеальная трубка, содержащая импульсный УЗД датчик. Ультразвуковые колебания излучаются датчиком в направлении кровотока восходящей части аорты. Использование сканирующего датчика позволяет с его помощью определить диаметр аорты для вычисления величины сердечного выброса. Ограничением метода является необходимость интубации трахеи. Дополнительные ошибки возникают из-за движения трубки во время дыхания, однако они, как показывает сравнение с методом термодилюции, оказываются небольшими.

Использование метода импедансной плетизмографии (реографии) для оценки величины сердечного выброса основано на анализе изменений электрического сопротивления грудной клетки под влиянием сосудистого кровотока. Показано, что при прохождении через ткани, содержащие артериальный сосуд, слабого переменного тока существует линейная зависимость между колебаниями электрического сопротивления тканей и пульсовыми колебаниями объема крови:

$$\frac{\Delta Z}{Z} = -\frac{\Delta V}{V},$$

где $\Delta Z/Z$ – относительное изменение сопротивления тканей между электродами;

$\Delta V/V$ – относительное изменение объема крови в тканях в той же области.

Исходя из этого соотношения, можно по измерениям электрического сопротивления тканей определить параметры кровотока. Для проведения измерения выбирается слабый переменный ток амплитудой порядка 5 – 10 мА, частотой около 100 кГц, прикладываемый к тканям через накожные электроды. Зарегистрированные изменения сопротивления тканей определяются пульсацией крови в крупных сосудах и коррелируют с фазами сердечного цикла (рисунок 5.14).

W.Kubichek, изучая торакальную импедансную плетизмограмму, регистрируемую с измерительных электродов, расположенных на шее и грудной клетке на уровне мечевидного отростка, показал, что систолический объем пропорционален максимуму скорости изменения сопротивления тканей Z и продолжительности фазы изгнания $T_и$ (рисунок 6.14). Формула определения систолического объема имеет вид

$$CO = \frac{\rho \cdot L^2 \cdot T_и}{Z_0^{\,2}} \cdot \left(\frac{dz}{dt}\right)_{\max},$$

где ρ – удельное сопротивление крови;

L – расстояние между электродами;

Z_o – базовая величина сопротивления межэлектродного промежутка.

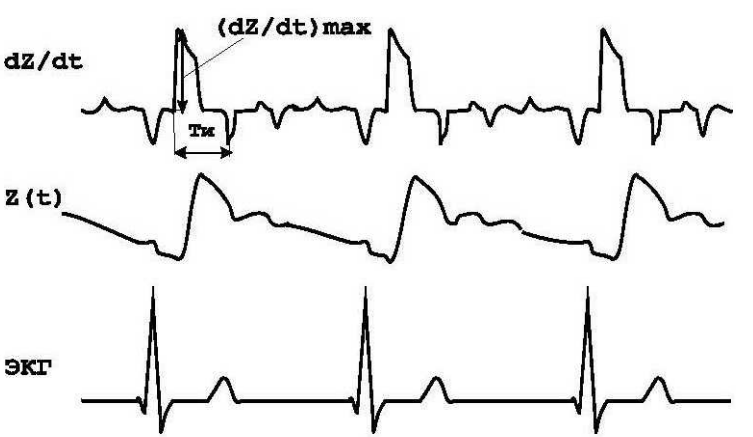


Рисунок 6.14 – Запись изменений торакального сопротивления и ЭКГ

Сравнение полученных значений сердечного выброса при торакальном расположении электродов с данными, определенными по ме-

тодам A. Fick, разведения красителя и термодилюции, показало хорошее соответствие результатов (r=0,85). При оптимизации импедансного метода (использование активной составляющей сопротивления, минимизация расстояния между электродами) соответствие еще более улучшается (r=0,94). Методика импедансной плетизмографии обладает высокой чувствительностью, что было показано на примере оценки изменений систолического объема во время проведения ортостатических проб.

В мониторах сердечного выброса, построенных на импедансном методе, может быть использована стандартная реографическая методика регистрации зависимости изменения сопротивления тканей между измерительными электродами. Компьютерная обработка этой зависимости позволяет в реальном масштабе времени производить вычисление dz/dt, поиск максимума и минимума кривой, необходимые для определения данных, входящих в выражение для СО (рисунок 6.14).

Наибольшие ошибки при обработке сигнала реограммы возникают при определении величины времени изгнания $T_и$, так как инцизура реограммы может быть слабо выражена. Для уменьшения погрешностей может использоваться модель реографического сигнала в экспоненциальном разложении.

Для ослабления сетевых помех при регистрации реограммы и артефактов движения может быть использован параболический цифровой фильтр, а для идентификации характерных точек реограммы – первая и вторая производные реограммы.

В многоканальных мониторах, содержащих канал ЭКГ, реографические электроды могут быть совмещены с электродами ЭКГ в первом стандартном отведении с развязкой через фильтры, настроенные на частоту тока реографических измерений. Кроме того, присутствие ЭКГ сигнала позволяет повысить точность измерения $T_и$.

Другим реографическим методом определения сердечного выброса является метод М.И. Тищенко – интегральная реография тела (ИРГТ). Метод можно рассматривать как электрическую модель метода ультранизкочастотной баллистокардиографии – одного из наиболее точных механических методов оценки параметров гемодинамики, используемых в функциональной диагностике.

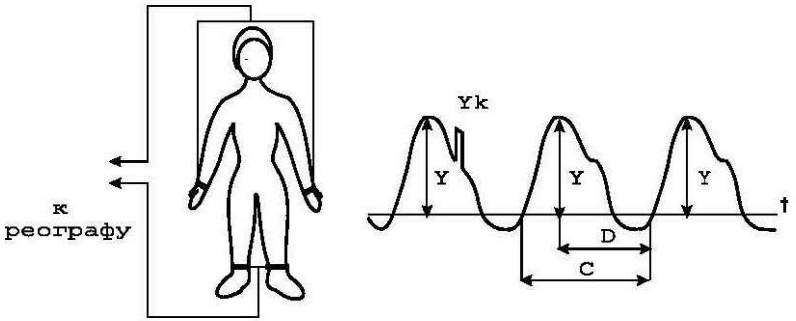


Рисунок 6.15 – Запись интегральной реограммы по методу М.И. Тищенко

Запись кривой ИРГТ напоминает по форме сфигмограмму, на которой легко выделяются анакротическая и катакротическая части. Для расчета СО необходимо определение характерных точек кривой, по которым находят расстояние между моментами начала фаз быстрого изгнания соседних комплексов (С), равное длительности сердечного цикла, длительность катакротической части реограммы (Д), максимальную амплитуду реограммы (Y) (рисунок 6.15).

Величина СО рассчитывается по формуле

$$CO = \frac{k \cdot l^2 \cdot Y \cdot C}{Y_k \cdot D \cdot \mathrm{R}},$$

где k – эмпирический поправочный коэффициент (для мужчин – 0,275, для женщин – 0,247);

R– базовое сопротивление;

$y_к$ – амплитуда калибровочного сигнала;

l – рост обследуемого.

Благодаря дистальному расположению электродов помехоустойчивость метода ИРГТ выше, чем при торакальной импедансной плетизмографии, поэтому ИРГТ удобнее для применения в клинической анестезиологии и реаниматологии. Кроме того, в отличие от метода W. Kubichek, с помощью ИРГТ рассчитывается ряд ценных клинических показателей (коэффициент интегральной тоничности как показатель системного артериального тонуса, колебания ударного объема за дыхательный цикл, показатели взаимосвязи сердечно-сосудистой и дыхательной систем, соотношения вне- и внутрисосудистой жидкости и прочее).

Применение тетраполярного варианта ИРГТ и дифференциальной ИРГТ позволяет использовать для расчета ударного объема формулу W. Kubichek. Достоинством импедансных мониторов является непрерывное измерение и индикация текущих значений сердечного выброса, позволяющие быстро оценить изменение состояния сердечно-сосудистой системы пациента.

Для определения величины сердечного выброса может быть использован компьютерный анализ фотоплетизмограммы, регистрируемой пульсоксиметрическим датчиком на мочке уха.

Для 42 реанимационных больных получено хорошее соответствие результатов измерения СО с данными, определенными методом термодилюции (r=0,93, максимальное отклонение – не более 10%). Метод является перспективным из-за простоты процедур измерения и возможности непрерывного мониторинга сердечного выброса, хотя остается неясной проблема калибровки результатов измерения СО при различных формах патологии периферического кровообращения.

Так как сердечный выброс во многом определяет величину артериального давления, то рядом исследователей были предложены формулы для вычисления СО с учетом измеренных прямым или косвенным методами показателей АД. Точность вычисления СО недостаточна однако, недостатки определения абсолютной величины СО компенсируются возможностью производить эти исследования в динамике. Формула Бремзера-Ранке:

$$CO = \frac{1332 \cdot \Delta P \cdot Z \cdot S \cdot T \cdot Q}{C_p \cdot D},$$

гдет Q, $см^2$ – площадь поперечного сечения аорты, определяемая по таблице или номограмме;

ΔP, мм рт. ст. – пульсовое давление,

Z – фактор поправки, равный 0,6 для человека;

(S, D, T), с, – соответственно длительность систолы, диастолы и сердечного цикла;

C_p, см/с – скорость распространения пульсовой волны по аорте.

Формула Старра:

$$CO = 90,97 + 0,54 \cdot \Delta P - 0,57 \cdot Pd - 0,61 \cdot B,$$

где Pd, мм рт.ст – диастолическое давление, В – возраст, в годах.

Для определения СО у детей была предложена следующая формула:

$$CO = 80 + 0{,}5 \cdot \Delta P\text{-}0{,}6 \cdot Pd + 2 \cdot B.$$

Методики оценки сократительной деятельности сердца по проявлениям его механической активности оказались малопригодными для мониторинга показателей центральной гемодинамики, основное их применение – использование в функциональной диагностике сердечно-сосудистой системы.

Наряду с мониторингом параметров АД, СО, ЦВД, важное значение в клинической практике имеет слежение за некоторыми производными этих величин. Предел нормальных значений МОК у взрослого человека в норме составляет 3,5–5,5 л/мин, при физической нагрузке 25–30 л/мин. МОК увеличивается при различных стрессовых ситуациях за счет выброса катехоламинов.

Отношение МОК к поверхности тела $S_т$ является относительно постоянной величиной и называется сердечным индексом (СИ):

$$\text{СИ}[\text{л/мин}^2] = \frac{\text{МОК}}{S_т}.$$

Соответственно, отношение СО к $S_т$ называется ударным индексом (УИ):

$$\text{УИ}[\text{мл/м}^2] = \frac{\text{СО}}{S_т}.$$

Поверхность тела $S_т$ (в $м^2$) можно определить по формуле Брейтмана:

$$S_T[\text{м}^2] = 0{,}087 \cdot (l + M) - 0{,}26,$$

где l – рост в см;

M – масса в кг.

Величину $S_т$ можно определить также по нормограмме Герцога-Энгстрема или Дюбуа. Общее периферическое сосудистое сопротивление (ОПСС) представляет собой суммарное сопротивление системы артериол – величину, обратную суммарной проходимости артериол. ОПСС может быть найдено по формуле Пуазейля:

$$ОПСС\,[\text{дин}\cdot\text{с}/\text{см}^{-5}] = \frac{79920 \cdot Pm}{\text{МОК}},$$

где Pm – среднее динамическое давление.

Предел нормальных колебаний ОПСС составляет 1200 – 2500 дин с/см$^{-5}$. ОПСС увеличивается при компенсированной кровопотере, инфаркте миокарда, поверхностном наркозе, гипертонической болезни и уменьшается при коллапсе, декомпенсированной кровопотере, глубоком наркозе, септическом шоке, интоксикации. Отношение ОПСС к поверхности тела $S_т$ называется удельным периферическим сопротивлением (УПСС), которое отражает состояние наиболее периферических отделов артериального русла (прекапилляров).

ГЛАВА 7
РЕСПИРАТОРНЫЙ МОНИТОРИНГ

7.1. Принципы мониторинга функции внешнего дыхания

Важное место в медицине критических состояний занимает мониторинг показателей функции внешнего дыхания с целью контроля процесса газообмена между организмом и окружающей средой. Основными звеньями этого процесса являются легочная вентиляция, обмен газов между альвеолярным воздухом и кровью, транспорт газов кровью, обмен газов в тканях, клеточное дыхание. Оценка параметров физиологических систем, реализующих эти функции, в зависимости от вида клинического мониторинга обладает различной диагностической ценностью.

Анестезиологический мониторинг респираторной функции имеет своей целью выявление специфических нарушений газообмена, связанных с ошибками и осложнениями при проведении интубации, искусственной вентиляции легких (ИВЛ), возникновением дыхательных дисфункций во время наркоза и в послеоперационном периоде. Наибольшей диагностической ценностью в этом случае обладают методики контроля газового состава крови и анализа концентрации газов во вдыхаемой и выдыхаемой газовой смеси.

Контроль газов крови включает определение содержания растворенного кислорода и углекислого газа. Наибольшее применение в практике клинического мониторинга получило слежение за уровнем оксигенации крови, позволяющее вести диагностику состояния с целью предотвращения эпизодов гипоксемии и гипоксии. Наблюдения за цветом кожи и слизистых оболочек, с целью определения наступления цианоза, дает недостаточную точность диагностики гипоксемии (до 40% случаев оказываются невыявленными).

Наилучший результат диагностики (близкий к 100%) достигается при использовании неинвазивных методик полярографического чрескожного измерения напряжения кислорода и пульсоксиметрии, с помощью которой производится определение сатурации крови кислородом.

Методика пульсоксиметрии, получившая повсеместное распространение в анестезиологической практике, характеризуется сочетани-

ем высокой точности определения сатурации кислорода (единицы процентов), высокого быстродействия (оценка производится за время нескольких сердечных сокращений) с доступностью и простотой использования.

Пульсоксиметрия внесена в современные стандарты интраоперационного мониторинга как обязательная методика при любых видах хирургических вмешательств. Введение в широкую клиническую практику пульсоксиметров считается наиболее значительным достижением в мониторинге безопасности пациента за последние 15 лет.

Респираторный мониторинг включает также контроль параметров вентиляции и концентрации газов в дыхательной системе. Параметры вентиляции оцениваются с помощью спирометрических датчиков, встраиваемых в дыхательный тракт аппаратуры ИВЛ и измеряющих объемные и динамические параметры дыхания.

Анализ дыхательной газовой смеси в системах анестезиологического мониторинга позволяет определить относительную концентрацию CO_2, O_2 и анестетиков.

Большое распространение в респираторном мониторинге получила методика капнометрии, позволяющая определить с помощью инфракрасных датчиков, расположенных в воздушной магистрали, связанной с дыхательной системой, динамику изменения концентрации CO_2. В капнографических мониторах в цифровой форме индицируются значения частоты дыхания, концентрации CO_2 на выдохе, отображается на графическом дисплее капнограмма (кривая изменения концентрации CO_2 во времени). Считается, что капнограмма обладает такой же информативностью о работе легких, как ЭКГ о работе сердца. Мониторинг концентрации CO_2, с целью контроля вентиляции пациента, включен в стандарты интраоперационного мониторинга большинства развитых стран.

Мониторинг концентрации анестетиков в дыхательной системе осуществляется с помощью мультигазовых анализаторов, показывающих процентную концентрацию анестезирующих агентов (N_2O, halothane, enflurane, isoflurane и др.). Принцип работы анализаторов основан на специфической абсорбции анестетиками инфракрасного излучения определенных длин волн или на измерении прироста массы пьезокварцевого преобразователя, покрытого материалом, который абсорбирует анестезирующие агенты при прохождении через датчик дыхательной газовой смеси.

В последние годы респираторные мониторы, использующие пульсоксиметрию и капнометрию, конструктивно объединяют с наркозно-дыхательной аппаратурой, что позволяет вести совместный контроль на одном дисплее параметров дыхания, газообмена и данных ИВЛ.

7.2. Диагностические показатели газообмена крови

Клинический мониторинг газов крови включает контроль физиологических параметров, отражающих содержание кислорода и углекислого газа в крови. В качестве регистрируемых диагностических показателей используются величины напряжения кислорода и углекислого газа в крови, а также степень насыщения гемоглобина крови кислородом в артериальной или смешанной венозной крови.

Величина напряжения кислорода в крови (PO_2) определяется величиной парциального давления кислорода в воздухе, находящегося в соприкосновении с кровью, при котором между кислородом воздуха и кислородом, растворенным в крови, устанавливается равновесие. Значение PO_2 характеризует способность крови растворять в себе то или иное количество кислорода, т.е. отражает процесс усвоения кислорода в легких.

Величина PO_2 измеряется в единицах давления, чаще всего в мм рт.ст., аналогично величине парциального давления газа. Парциальное давление кислорода в воздухе определяется величиной барометрического давления воздуха и фракционной концентрацией кислорода в сухом воздухе.

Так, если при нормальном атмосферном давлении воздуха 760 мм рт.ст. доля кислорода в воздухе составляет 21%, то парциальное давление кислорода во вдыхаемом воздухе равно 150 мм рт.ст. (из атмосферного давления дополнительно вычитается давление водяных паров, равное при температуре тела 37^0C – 47 мм рт.ст.).

Венозная кровь имеет величину PO_2 значительно ниже, чем парциальное давление кислорода в альвеолярном воздухе, поэтому при прохождении крови через легкие она оксигенируется, то есть насыщается кислородом. Артериальная кровь имеет диапазон "нормальных" значений PO_2 от 70 до 116 мм рт.ст.

Кислород в крови переносится в основном эритроцитами, вступая в химическую связь с гемоглобином (Hb). Соединяясь с гемоглобином,

кислород образует легко диссоциирующее соединение оксигемоглобин (HbO_2):

$$O_2 + Hb \Leftrightarrow HbO_2.$$

Окисление гемоглобина определяется напряжением растворенного в крови кислорода и характеризуется кривой диссоциации HbO_2 (рисунок 7.1), представляющей собой зависимость величины степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SaO_2) от PO_2.

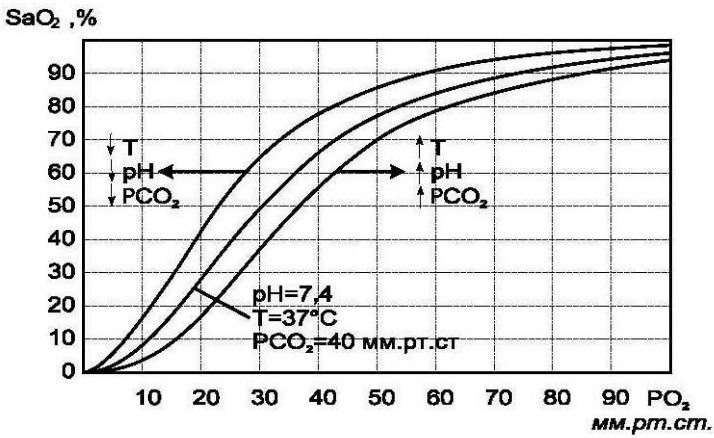


Рисунок 7.1 – Кривые диссоциации оксигемоглобина

Верхняя часть кривой, соответствующая нормальному насыщению артериальной крови кислородом (>95%), показывает способность гемоглобина связывать большое количество O_2 при значительных колебаниях PO_2, например, при изменениях парциального давления кислорода во вдыхаемом воздухе, что встречается при ингаляции газовой смесью бедной кислородом.

При PO_2 <40 мм рт.ст. способность гемоглобина связывать O_2 резко падает. В этом случае диссоциация облегчается, что характерно для процессов в тканях организма, активно потребляющих O_2. В капиллярах это явление усиливается из-за увеличения напряжения CO_2, что еще более облегчает отдачу O_2 тканям.

Величина напряжения углекислого газа PCO_2 в крови характеризует процесс выведения из организма CO_2. PCO_2 исчисляется анало-

гично величине PO_2 в тех же единицах, чаще всего в мм рт.ст. Диапазон "нормы" для PCO_2 составляет от 35 до 45 мм рт.ст.

Важной характеристикой оксигенации крови, широко используемой в системах клинического мониторинга, является величина степени насыщения гемоглобина крови кислородом – SaO_2 (сатурация крови кислородом). Определение данного параметра имеет некоторые особенности, связанные с тем, что кровь взрослого человека кроме восстановленного гемоглобина и оксигемоглобина содержит по крайней мере еще два вида гемоглобина, не участвующих в транспорте кислорода: метгемоглобин (MetHb) и карбоксигемоглобин (COHb). Исключая патологические состояния, эти фракции содержатся в крови в достаточно низких концентрациях: MetHb – 0,2...0,6%, COHb – 0...0,8% (для некурящих лиц).

Существуют методики оценки газов крови, нечувствительные к содержанию дисфункциональных фракций. В этом случае определяется величина так называемой функциональной сатурации крови кислородом:

$$SaO_{2\ фун}=([HbO_2]/([HbO_2]+[Hb]))100\%,$$

где [...] – концентрация соответствующего вещества.

В расчете величины SaO_2 не принимаются во внимание фракции гемоглобина, не участвующие в транспорте кислорода.

Более точные данные о сатурации крови дают методики измерений, определяющие так называемую фракционную сатурацию крови кислородом:

$$SaO_{2фр}=([HbO_2]/[HbO_2]+[Hb]+[COHb]+[MetHb]))100\%.$$

Следует отметить, что при резком увеличении доли дисфункциональных фракций гемоглобина, например, при отравлениях угарным газом, методики определения функциональной сатурации дают результаты, расходящиеся со значениями фракционной сатурации. В этом случае использование данных функциональной сатурации приводит к ошибочному представлению о степени оксигенации крови.

В анестезиологическом мониторинге наибольший интерес при анализе состава дыхательной газовой смеси представляет определение содержания CO_2 в выдыхаемом воздухе.

С этой целью используется метод капнометрии, позволяющий в реальном масштабе времени вести измерение величины парциального давления CO_2 (или значение объемной концентрации) в момент окончания выдоха – $PETCO_2$. Значение содержания CO_2 в выдыхаемом воздухе в этот момент времени соответствует величине PCO_2 артериальной крови. Поэтому следящее измерение $PETCO_2$, достигаемое гораздо более простыми техническими средствами, чем PCO_2 артериальной крови, обладает высокой диагностической ценностью для респираторного мониторинга.

Важную диагностическую информацию дает анализ регистрируемой в реальном масштабе времени физиологической кривой – капнограммы. Эта кривая представляет собой зависимость текущего значения PCO_2 во времени. Капнограмма обычно отображается на графическом дисплее мониторного прибора, что позволяет определить параметры дыхания и визуально оценить динамику процесса дыхания.

7.3. Мониторинг степени насыщения гемоглобина крови кислородом

7.3.1. Спектрофотометрическая оксиметрия

В исследовании оксигенации крови широко используется методика спектрофотометрии, заключающаяся в измерении поглощения света, прошедшего через пробу крови в различных спектральных диапазонах. Количественная спектрофотометрия крови основана на использовании закона Бугера-Ламберта-Бера для растворов, который связывает интенсивность падающего ($I_{пад}$) и интенсивность проходящего ($I_{пр}$) сквозь исследуемую пробу света (рисунок 7.2):

$$I_{пр}=I_{пад}\cdot\exp(-A),\quad A=k\cdot[C]\cdot d,$$

где k – коэффициент молярной экстинкции, постоянный для каждого вещества и длины волны падающего света;

[C] – концентрация поглощающего свет вещества;

d – толщина слоя поглощающего вещества.

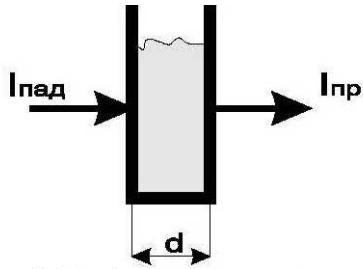


Рисунок 7.2 – Поглощение света веществом

Поглощение света для постоянной толщины слоя исследуемого вещества, определяемого, например, размером измерительной кюветки, зависит от коэффициента экстинкции и пропорционально концентрации поглощающего вещества. Зависимость коэффициента экстинкции от длины волны падающего света образует спектр поглощения вещества.

Для N-компонентных растворов суммарная абсорбция A_j, измеренная на длине волны излучения λ_j, может быть представлена в виде

$$A_j = d\sum_{i=1}^{N}[C_i]\cdot k_i(\lambda_j).$$

Данное выражение позволяет определить концентрации веществ-компонентов раствора $[C_i]$, измеряя величину абсорбции на различных длинах волн света, для которых коэффициенты экстинкции исследуемых веществ известны. В этом случае выражение для суммарной абсорбции дает систему уравнений (j=[1, m], где m – количество используемых в измерениях длин волн света), имеющие решение при m>n.

Исследование оптических свойств крови с целью определения степени ее оксигенации показывает, что каждая форма гемоглобина имеет свой собственный спектр поглощения (рисунок 7.3).

Так, HbO_2 имеет минимум поглощения в красной части спектра, где поглощение редуцированного Hb выше; в инфракрасной (ИК) части спектра поглощения HbO_2 становится несколько выше поглощения Hb. COHb имеет резко падающую зависимость поглощения и в ИК области его поглощение незначительно. MetHb имеет более сложную зависимость поглощения от длины волны излучения, однако можно выделить характерные участки спектра, где оптические свойства MetHb существенно отличаются от свойств других форм гемоглобина.

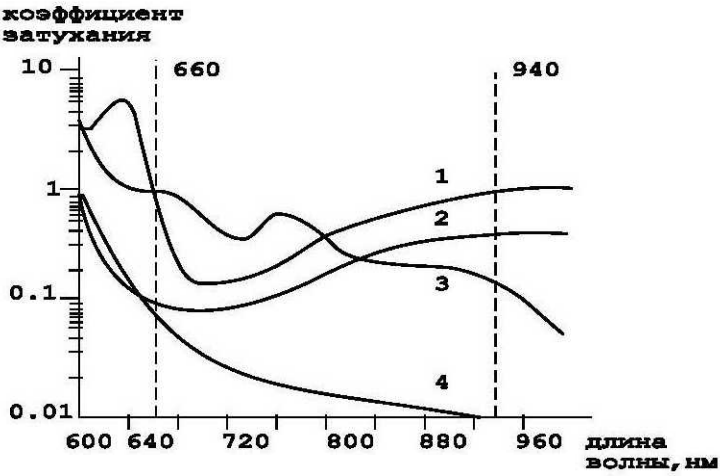


Рисунок 7.3 – Зависимость поглощения света от длины волны излучения для различных форм гемоглобина:
1 – метгемоглобин; 2 – оксигемоглобин; 3 – гемоглобин;
4 – карбоксигемоглобин

Для измерения концентрации всех четырех форм гемоглобина необходимо провести измерения поглощения света, по крайней мере на четырех длинах волн.

Для целей клинической оксиметрии можно предположить, что концентрация фракций COHb и MetHb мала по сравнению с концентрацией HbO_2 и Hb, тогда функциональную сатурацию артериальной крови можно определить с помощью измерений только на двух длинах волн света.

Для определения фракционной сатурации необходимо использовать четыре длины волны излучения, чтобы дополнительно найти концентрации MetHb и COHb. Многолучевая спектрофотометрия проб крови используется в кюветных оксиметрах, применяемых в лабораторной практике.

Попытки непосредственного использования методики спектрофотометрии для построения мониторных приборов неинвазивного чрескожного измерения сатурации артериальной крови кислородом не привели к успеху из-за неустойчивости показаний таких приборов. Это связано с тем, что при спектрофотометрии тканей, содержащих кровеносные сосуды (например, при просвечивании ушной раковины), не удается дифференцировать артериальный и венозный гемоглобин.

Сильное влияние на результаты измерения сатурации абсорбционных свойств кожи и подлежащих тканей приводит к необходимости индивидуальной калибровки таких приборов для каждого пациента.

Прямая спектрофотометрия крови используется в волоконно-оптических оксиметрах, применяемых для оценки оксигенации венозной крови (SvO_2). Для этой цели применяются специальные катетеры подключичной вены или легочной артерии, используемые обычно для определения параметров внутрисердечной гемодинамики, дополнительно содержащие два изолированных друг от друга оптических волокна. Рабочие концы волокон с оптическими насадками закреплены на торце катетера, размещаемом в исследуемом сосуде. Противоположные концы волокон соединены с оптоэлектронным преобразователем. Вход «передающего» волокна подключен к источнику зондирующего излучения, вход «приемного» – к фотоприемнику спектрофотометра.

Таким образом, на выходе фотоприемника образуется сигнал, пропорциональный доле света, рассеянного от некоторого объема крови, окружающего кончик катетера в сосуде. Измерения проводят на трех длинах волн 800, 700, 670 нм, что повышает точность определения SvO_2.

Мониторинг SvO_2, осуществляемый вместе с определением сердечного выброса методом термодилюции, имеет высокую диагностическую ценность, особенно в грудной хирургии при выборе тактики лечения в послеоперационном периоде.

Чрескожная спектрофотометрия используется в церебральных оксиметрах для мониторинга величины региональной сатурации крови в сосудах мозга (rSO_2). Согласно физиологическим данным, сосудистое русло каждого региона мозга на 75% состоит из венозных, 20% артериальных и 5% капиллярных сосудов. Таким образом, значения rSO_2, получаемые при чрескожной спектрофотометрии, оказываются усредненными и наиболее близкими к сатурации оттекающей от мозга венозной крови.

Величина церебральной rSO_2 является важным показателем адекватности церебральной оксигенации, так как одним из первых компенсаторных механизмов тканевого дефицита кислорода является усиление его экстракции из протекающей крови, что сопровождается быстрым снижением сатурации оттекающей венозной крови.

Для определения rSO_2 используют излучение ближней ИК области в диапазоне 650...1100 нм. ИК излучение глубоко проходит в ткани,

что позволяет использовать датчики rSO_2, накладываемые на кожу лба пациента. Мониторинг церебрального rSO_2 имеет важное значение в кардиохирургии при проведении экстракорпарального кровообращения в условиях гипотермии, в нейрохирургии, трансплантологии.

7.3.2. Методика пульсовой оксиметрии

Предложенная в 70-х годах методика пульсовой оксиметрии основана на использовании принципов фотоплетизмографии, позволяющих выделить артериальную составляющую абсорбции света для определения оксигенации артериальной крови. Измерение этой составляющей дает возможность использовать спектрофотометрию для неинвазивного чрескожного мониторинга сатурации артериальной крови кислородом. В соответствии с методикой фотоплетизмографии участок тканей, в котором исследуется кровоток, располагается на пути луча света между источником излучения и фотоприемником датчика.

Согласно закону Бугера-Ламберта-Бера, величина абсорбции света пропорциональна толщине слоя поглощающего вещества, т.е. при исследовании кровотока определяется размером сосуда или объемом крови, проходящим через исследуемый участок тканей. Сужение и расширение сосуда под действием артериальной пульсации кровотока вызывают соответствующее изменение амплитуды сигнала, получаемого с выхода фотоприемника.

Фотоплетизмограмма (ФПГ), получаемая после усиления и обработки сигнала фотоприемника, характеризует состояние кровотока в месте расположения датчика. В частности, когда давление крови повышается или возникает вазодилятация сосудов, амплитуда ФПГ возрастает, при снижении давления или вазоконстрикции сосудов амплитуда падает.

Изменения в форме ФПГ могут указывать на развитие гемодинамических нарушений на исследуемом участке сосудистого русла, поэтому ФПГ отображается на графическом дисплее монитора для использования в клинической диагностике.

Для неинвазивного определения оксигенации крови в «поле зрения» фотоплетизмографического датчика помещается участок тканей, содержащий артериальные сосуды. В этом случае сигнал с выхода датчика, пропорциональный абсорбции света, проходящего через ткани, включает две составляющие: пульсирующую компоненту, обуслов-

ленную изменением объема артериальной крови при каждом сердечном сокращении, и постоянную «базовую» составляющую, определяемую оптическими свойствами кожи, венозной и капиллярной крови и других тканей исследуемого участка (рисунок 7.4). Путем анализа формы сигнала ФПГ можно выделить его фрагменты, соответствующие моментам систолического выброса.

Именно в эти короткие промежутки времени на вершине систолы удается наиболее точно определить сатурацию артериальной крови кислородом. Для определения сатурации используется методика двухлучевой спектрофотометрии. Измерение абсорбции света производится в моменты систолического выброса, то есть в моменты максимума амплитуды сигнала датчика (рисунок 7.4) для двух длин волн излучения. Для этой цели в датчике используются два источника излучения с различными спектральными характеристиками.

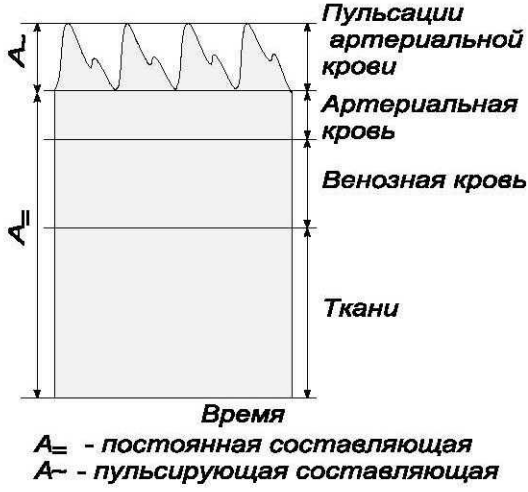


Рисунок 7.4 – Распределение абсорбции света в тканях

Для получения наибольшей чувствительности определения сатурации кислорода длины волн излучения источников необходимо выбирать в участках спектра с наибольшей разницей в поглощении света оксигемоглобином и гемоглобином. Этому условию удовлетворяют красная и ближняя инфракрасная области спектра излучения (см. рисунок 7.3).

При длине волны излучения 660 нм (красная область) гемоглобин поглощает примерно в 10 раз больше света, чем оксигемоглобин, а на волне 940 нм (инфракрасная область) поглощение оксигемоглобина больше, чем гемоглобина.

Для повышения точности определения сатурации методом пульсовой оксиметрии используется нормирование сигналов поглощения света, для чего измеряется постоянная составляющая в моменты диастолы $A_{=}$ и находится отношение амплитуды пульсирующей составляющей $A_{\sim}$ к величине $A_{=}$ (рисунок 7.4):

$$A_{норм}=A_{\sim}/A_{=}.$$

Эта процедура выполняется для каждой длины волны излучения. Нормированная величина поглощения не зависит от интенсивности излучения светодиодов, а определяется только оптическими свойствами живой ткани.

Для получения значений сатурации рассчитывают отношение нормированных величин поглощения света для двух выбранных длин волн:

$$R=(A_{\sim}/A_{=})^{кр}/(A_{\sim}/A_{=})^{инф},$$

где индекс *кр.* относится к абсорбции в красной области спектра, индекс *инф* – в инфракрасной области спектра.

Величина R эмпирически связана со значениями сатурации калибровочной зависимостью, полученной в процессе градуировки прибора (рисунок 7.5). Отношение R изменяется от 0,4 для 100% сатурации до 3,4 при 0% сатурации. Отношение, равное 1, соответствует сатурации 85%.

Ход кривой определяется теоретической зависимостью, основанной на соотношениях для поглощения света. Однако для точного определения сатурации необходимо уточнение калибровочной зависимости по экспериментальным данным, полученным, например, с помощью кюветного оксиметра.

Следует отметить, что величина отношения R не зависит от оптических характеристик кожи подлежащих тканей, а определяется оптическими свойствами артериального выброса крови, что определяет высокую точность измерения сатурации в пульсоксиметрии.

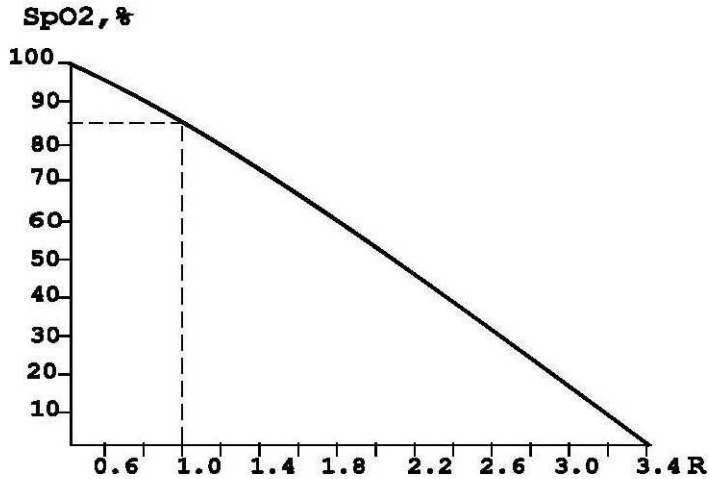


Рисунок 7.5 – Калибровочная кривая пульсоксиметра

7.3.3. Особенности структурного построения пульсоксиметров

Фотоплетизмографический датчик пульсоксиметра содержит два светоизлучающих диода, работающих один в «красной», другой – в «инфракрасной» области спектра, а также широкополосный фотоприемник. Конструктивно датчик выполняется таким образом, что при его расположении на поверхности тела человека на фотоприемник поступает свет излучателей, ослабленный участком тканей, содержащим артериальный сосуд.

На практике используются два типа датчиков, первый, анализирующий излучение светодиодов, проходящих через ткани, и второй – излучение, отраженное от исследуемых тканей.

Датчики проходящего излучения укрепляются на кончике пальца руки или ноги, мочке уха пациентов, у детей датчик часто закрепляется на стопе в области большого пальца или на ладони.

Датчики, регистрирующие рассеянное тканями излучение, размещаются на поверхности тела в проекции сонной или височной артерии. Расположение отражательного датчика на головке плода позволяет осуществить фетальный мониторинг сатурации и ЧСС в родах.

Для датчиков пульсоксиметров используются специально разработанные бескорпусные светодиоды красного и инфракрасного диапазонов, размещенные на одной подложке для совмещения оптических осей излучения.

Высокая крутизна спектральной характеристики абсорбции Нв и $НвО_2$ в области красного и инфракрасного излучения (см. рисунок 7.3) требует малого разброса центральной длины волны излучения светодиодов, используемых в датчике. Для красного диапазона длина волны излучения должна находиться в пределах 660±5 нм, для инфракрасного – 940±10 нм.

Технологический разброс длины волны излучения при производстве светодиодов может достигать значения ±15 нм. Поэтому возникает необходимость произвести отбраковку светодиодов по длине волны излучения, что удорожает датчик пульсоксиметра. Некоторые производители мониторной аппаратуры идут по другому пути. Для различных значений длин волн излучения светодиодов вводится коррекция калибровочной зависимости, связывающей отношение R и значение сатурации. Это обстоятельство заставляет с осторожностью относиться к возможности замены датчиков пульсоксиметров без проведения уточнения градуировки прибора.

В качестве фотоприемников в датчиках пульсоксиметров используются кремниевые фотодиоды, обладающие высокой чувствительностью в области «красного» и «инфракрасного» диапазонов излучения, быстродействием и низким уровнем шума.

Структурная схема пульсоксиметра показана на рисунке 7.6. Фотоприемник преобразует интенсивность ослабленного тканями «красного» и «инфракрасного» излучения в электрический сигнал, поступающий в тракт усиления. Излучатели датчика включаются поочередно, т.е. коммутируются с частотой порядка 1000 Гц, что позволяет использовать для регистрации излучения один коммутируемый фотоприемник. Далее в усилительном тракте сигналы «красного» и «инфракрасного» излучения разделяются на два канала с помощью импульсов управления коммутатора, переключающих светодиоды. В каждом канале производится измерение двух составляющих ФПГ сигнала, обусловленных постоянной и пульсирующей составляющими абсорбции, необходимых для вычисления величины R и определения сатурации по калибровочной кривой.

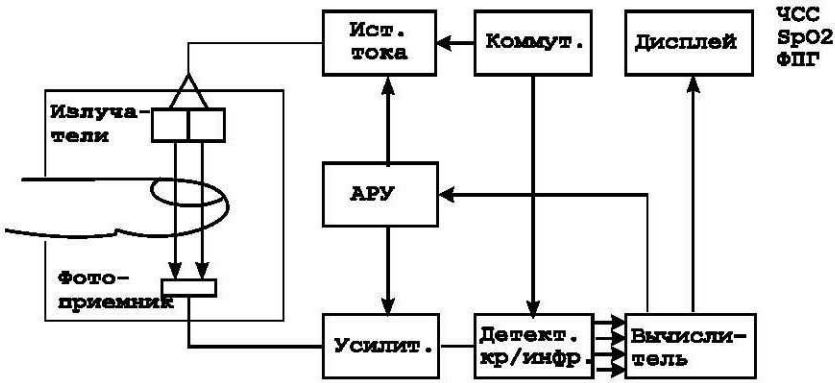


Рисунок 7.6 – Структурная схема пульсоксиметра

Особенностью усилительного тракта является необходимость усиления сигналов фотоприемника в достаточно большом динамическом диапазоне входных сигналов (более 60 дБ). Это требование обусловлено значительным разбросом оптических характеристик кожи подлежащих тканей, выраженности пульсаций кровотока в месте расположения датчика у различных пациентов.

Реализация требуемого динамического диапазона достигается использованием цифровой АРУ, охватывающей каскады усиления ФПГ сигнала и источника тока, питающего светодиоды. Система АРУ поддерживает выходные сигналы усилительного тракта на уровне номинального напряжения входа АЦП вычислителя с целью уменьшения шума квантования.

Вычислитель пульсоксиметра содержит программное обеспечение, реализующее первичную обработку ФПГ сигнала, алгоритмы выделений артериальных пульсаций по «красному» и «инфракрасному» каналам, вычисления отношения R и определения величины SpO_2 по занесенной в памяти вычислителя калибровочной зависимости.

Сложность алгоритмов, используемых при обработке сигналов в пульсоксиметрах, объясняется высоким уровнем помех, сопровождающих регистрацию ФПГ, а также требованиями высокой точности и быстродействия измерений.

Требования стандартов по пульсоксиметрии устанавливают основную погрешность измерения сатурации в диапазоне (80...99)% равную ±2%, (50...79)% равную ±3%, для сатурации ниже 50% погрешность обычно не нормируется. Высокая точность пульсоксимет-

рии для значений сатурации более 80% необходима для надежной дифференциации развития состояния гипоксемии и гипоксии. В этом диапазоне кривая диссоциации гемоглобина имеет малую крутизну (см. рисунок 7.3) и небольшое уменьшение сатурации означает сильное изменение напряжения кислорода в крови, что является предвестником гипоксии. Увеличение допустимой погрешности при низких уровнях оксигенации (менее 80%) является клинически обоснованным, так как в этом диапазоне наибольшей ценностью обладает не абсолютное значение сатурации, а оценка динамики процесса, т.е. изменение сатурации в течение определенного времени.

Требования быстродействия измерений сатурации связаны с тем, что на определенных стадиях ведения наркоза, например интубации, возможно быстрое развитие эпизодов гипоксемии, которые могут привести к гипоксическим состояниям, чреватым серьезными осложнениями. Реальным требованием анестезиологической практики является длительность процесса измерения и оценки сатурации, составляющая не более 6...10 с.

Основные помехи, влияющие на точность измерения сатурации, имеют электрическую, оптическую и физиологическую природу.

Электрические помехи («наводки») возникают в усилительном тракте пульсоксиметра в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых, в частности, питающей сетью 50 Гц, электрохирургическим инструментом, физиотерапевтической аппаратурой. Подавление помех осуществляется путем частотной фильтрации сигналов, так как полезная информация в ФПГ сигнале сосредоточена в основном в диапазоне до 10 Гц, т.е. значительно ниже частотного диапазона помех. Для этой цели используются аналоговые фильтры нижних частот в усилительном тракте, а также цифровая фильтрация, дающая высокую крутизну спада частотной характеристики фильтров.

Помехи оптического происхождения возникают в случае попадания света от посторонних источников излучения (от хирургических ламп, ламп дневного света и т.п.) на фотоприемник датчика. Под действием данных помех уровень сигнала, снимаемого с фотоприемника, может изменяться, искажая сигнал, обусловленный абсорбцией излучения светодиодов в тканях. Для подавления оптических помех используют метод трехфазной коммутации светодиодов датчика. В первые две фазы коммутации поочередно включаются либо «красный», либо «инфракрасный» светодиод датчика, в третьей фазе оба светодиода выключаются и фотоприемник регистрирует фоновую засветку

датчика, включающую оптические помехи. Напряжение фоновой засветки запоминается и вычитается из сигналов «красного» и «инфракрасного» каналов, получаемых в первые две фазы коммутации. Таким образом, действие фоновой засветки датчика на полезный сигнал ослабляется.

Коммутация светодиодов с достаточно высокой частотой (намного превышающей частоты оптических помех) позволяет при выделении сигналов различных каналов в усилительном тракте использовать принципы синхронного детектирования, существенно улучшающие соотношения сигнал/шум. Сильная фоновая засветка датчика может стать причиной возникновения искажений в усилительном тракте, поэтому фотоприемник и первые каскады усиления должны обладать линейностью характеристики в большом динамическом диапазоне входных сигналов. Это необходимо для устранения амплитудных искажений переменной составляющей сигнала и подавления перекрестных помех. Ослабление фоновых засветок достигается также конструктивным построением датчика с использованием оптического экранирования.

Помехи физиологической природы оказывают наиболее сильное влияние на показания пульсоксиметров. К таким помехам можно отнести влияние двигательных артефактов, в том числе и дыхания, непостоянство формы пульсовой волны и снижение ее амплитуды у различных пациентов. Движение конечности с закрепленным на ней датчиком вызывает, например, перераспределение объема крови, находящегося в поле зрения датчика, что дает на выходе фотоприемника помеховый сигнал. Ослабление указанных помех особенно важно при выделении максимумов артериальных пульсаций фотоплетизмографических сигналов обоих каналов.

Помехоустойчивые алгоритмы выделения артериальных пульсаций и нахождения отношения R (аргумента калибровочной зависимости SpO_2) основаны на обработке фотоплетизмографического сигнала во временной или частотной области.

Во временной области для обнаружения артериальных пульсаций могут быть использованы алгоритмы фиксации диастолических и систолических значений фотоплетизмографического сигнала с помощью известных методов нахождения экстремальных точек сигналов, например, метод дифференцирования и фиксации нуля. Таким образом, для определения отношения R находятся значения сигналов, соответствующие переменной и постоянной составляющей абсорбции. Затем

после согласования и усреднения вычисляется величина R и соответственно находится SpO_2.

По алгоритму «разделения» пульсовой волны вычисляются текущие значения отношения R на отрезке сигналов между двумя систолическими пульсациями, а затем эти значения определенным образом взвешиваются по критерию минимизации погрешностей и определяется величина R.

Более эффективным с точки зрения помехоустойчивости к артефактам движения представляется алгоритм, сводящийся к задаче нелинейного оценивания, которая может быть решена методом, основанным на максимизации функции правдоподобия.

Спектральный подход основывается на том, что частотные компоненты артериальных пульсаций лежат в диапазоне 0,5...4 Гц, а двигательные артефакты находятся в более высокочастотной области (около 7 Гц) и носят случайный характер. Для вычисления отношения R используются первые гармоники разложения Фурье сигналов красного и инфракрасного каналов, что дает более точную оценку аргумента калибровочной зависимости.

Высокой помехоустойчивостью к артефактам движения обладают адаптивные алгоритмы, основанные на априорной информации о характере изменения сигнала и помех. Переменные составляющие сигналов обоих каналов обрабатываются цифровым фильтром, оптимизированным на выделение артериальной пульсации, как это часто делается для выделения QRS-комплекса ЭКГ. Полученные сигналы поступают на обнаружитель, работающий по пороговому алгоритму. Порог обнаружения адаптивно изменяется как в зависимости от амплитуды пульсаций, так и от априорной вероятности появления очередной пульсации в данный момент времени.

В момент фиксации обнаружителем максимумов артериальных пульсаций вычисляются величины R, которые подвергаются вторичной фильтрации, в результате которой происходит отбраковка ошибочных значений, а также усреднение данных за время нескольких пульсаций. Моменты фиксации артериальных пульсаций используются также в пульсоксиметрах для измерения длительности сердечного цикла, которые после вторичной обработки (сглаживания) пересчитываются в значение ЧСС.

С увеличением интенсивности помех, а также в случае снижения амплитуды пульсаций кровотока в поле зрения датчика показания пульсоксиметра могут не соответствовать уровню сатурации крови

кислородом. В этих случаях повышение достоверности пульсоксиметрии может осуществляться с помощью введения в программное обеспечение прибора экспертной системы.

Анализируя соотношение сигнала и помехи, система в случае недопустимых условий измерения формирует для пользователя сообщения, позволяющие либо исправить положение (устранить артефакты), либо правильно истолковать показания прибора. Наиболее часто формируются сообщения, получаемые путем порогового контроля сигналов в усилительном тракте прибора, говорящие о случайном отключении датчика, «отсутствии пациента», о сильной фоновой засветке, о снижении амплитуды пульса ниже допустимого с точки зрения шумов. Данные ситуации устраняются путем правильной установки датчика и выбора места его расположения на теле пациента.

Влияние двигательного артефакта на регистрацию ФПГ сигнала может быть оценено с помощью встроенной экспертной системы, работающей на основе анализа соотношения амплитуд первой и второй гармоник разложения Фурье сигнала артериальных пульсаций. Снижение этого соотношения говорит о росте влияния помех и снижении достоверности показаний прибора.

При использовании алгоритма «разделения» пульсовой волны увеличение разброса локальных значений отношения R также говорит о снижении достоверности определения сатурации.

Встроенная экспертная система позволяет защитить пользователя от неверных показаний прибора, возникающих в моменты резких изменений условий регистрации сигналов, например, при включении электрохирургического инструмента, ярких вспышках ламп освещения и пр., а также при нарушениях работы датчика.

Точность измерения сатурации в пульсоксиметрах определяется калибровочной зависимостью, устанавливаемой при градуировке приборов. «Золотым» стандартом градуировки считается проведение одновременных измерений сатурации исследуемым пульсоксиметром и эталонным прибором у добровольцев, вдыхающих газовую смесь заданного состава. В качестве эталонов используются кюветные многоволновые оксиметры, анализирующие пробу артериальной крови. Например, двухлучевой оксиметр OSM-2 (Radiometer, Denmark), измеряющий функциональную сатурацию, или оксиметр IL 482 (Instrumentation Laborotory, USA), работающий на четырех длинах волн (535,0; 585,2; 594,5; 626,6 нм), что позволяет определять концен-

трации HbO_2, COHb, Hb, MetHb и значение фракционной сатурации с точностью до 0,5%.

Трудность получения клинических данных для низких значений сатурации (менее 80%) в экспериментах in-vivo заставляет экстраполировать калибровочную зависимость в этой области и снижать требования к точности измерений. Достаточно сложная система градуировки пульсоксиметров полностью имитирует процесс газообмена в организме человека. Система содержит мембранный оксигенатор (рисунок 7.7), источник гидравлических пульсаций, имитирующий артериальный кровоток и модель пальца, на который надевается датчик испытуемого пульсоксиметра.

Система имеет пробоотборник крови для анализа с помощью кюветного оксиметра. Данная система позволяет проводить точную градуировку прибора при значениях сатурации менее 50%. При производстве пульсоксиметров для обеспечения точности измерения сатурации используются оптико-электронные имитаторы, имеющие заданные метрологические характеристики.

Имитатор имеет оптическую головку, помещаемую в поле зрения датчика пульсоксиметра вместо участка тела пациента. Головка имитатора содержит фотоприемник, располагаемый напротив светодиодов датчика, и светодиоды, подобные применяемым в датчике, обращенные к фотоприемнику датчика. С помощью оптической головки происходит переизлучение световых потоков от светодиодов датчика к его фотоприемнику, причем передача сигналов фотоприемника головки к светодиодам имитирует абсорбцию света в тканях, включая формирование артериальной пульсации.

Изменение коэффициента передачи от фотоприемника головки к ее излучателям позволяет при испытаниях пульсоксиметра проверить весь допустимый диапазон изменения прозрачности тканей и амплитуды пульсаций. Изменяя соотношения амплитуд переменных составляющих по «красному» и «инфракрасному» каналу оптической головки, можно проверить необходимый диапазон измеряемых значений сатурации в соответствии с калибровкой имитатора, выполняемой по образцовому прибору.

Способы отображения информации, используемые в пульсоксиметрах, дают наглядное представление об измеряемых физиоловических показателях. Вычисленные значения сатурации крови кислородом и ЧСС отображаются в виде соответствующих цифровых значений на дисплее прибора.

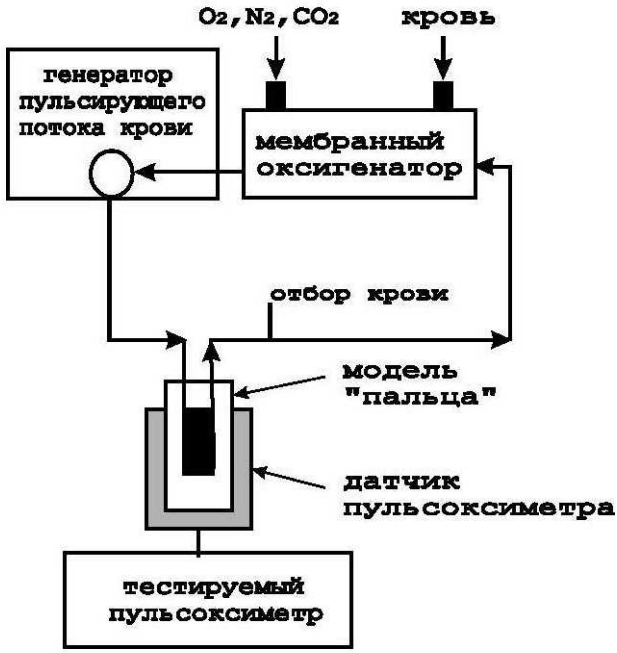


Рисунок 7.7 – Система in-vivo градуировки пульсоксиметров

Фотоплетизмограмма, регистрируемая прибором, может быть представлена в виде кривой на графическом дисплее или пульсирующего «столбика», следящего за изменением объема артериальной крови в поле зрения датчика. Отображение ФПГ позволяет вести визуальный контроль формы сигнала и обладает диагностической ценностью. Изображение кривой на экране дисплея монитора автоматически масштабируется таким образом, чтобы размах ФПГ занимал большую часть экрана. Для оценки абсолютного значения артериальных пульсаций вводится специальный масштабный индикатор амплитуды пульсаций. Отображение ФПГ отражает состояние периферической гемодинамики, что особенно важно при проведении реанимационных процедур.

Пульсоксиметры позволяют производить накопление измеряемых данных длительностью до 8 часов. Результаты измерений за требуемый промежуток времени в виде трендов SpO_2 и ЧСС могут выводиться на экран дисплея или могут быть распечатаны на встроенном или внешнем принтере.

7.3.4. Источники погрешностей при пульсоксиметрии

Особенность определения уровня оксигенации крови с помощью пульсоксиметра заключается в том, что в соответствии с принципом действия прибора в нем производится измерение величины поглощения света, прошедшего через ткани, содержащие артериальные сосуды, в красном и инфракрасном диапазоне и вычисление R – отношения измеренных величин. Значение сатурации определяется по величине R в соответствии с калибровочной зависимостью, устанавливаемой параллельными градуировочными измерениями функциональной или фракционной сатурации у добровольцев с помощью отбора проб крови и их анализа в кюветном оксиметре.

Показания пульсоксиметра при определении оксигенации крови у пациентов соответствуют градуировочной сатурации только тогда, когда доля дисгемоглобинов у пациентов и лиц, участвующих в градуировке прибора, совпадают. В большинстве случаев предполагается, что фракция дисгемоглобинов (COHb, MetHb) не превышает 2% и ее долей в определении сатурации можно пренебречь. Однако при колебаниях этой фракции показания пульсоксиметра отличаются от величин $SaO_{2функ}$ или $SaO_{2фр}$, по которым производилась градуировка прибора. Поэтому для более корректного обозначения показаний пульсоксиметров используется термин SpO_2, применяемый большинством изготовителей аппаратуры, который подчеркивает возможность ошибок определения сатурации при возрастании фракции дисгемоглобинов.

Влияние COHb на показания сатурации определяется спектром его поглощения. На волне 940 нм COHb обладает очень низким поглощением и не вносит вклад в общее поглощение. На волне 660 нм COHb обладает поглощением очень близким к поглощению $HвO_2$. Следовательно, показания пульсоксиметра будут ошибочно завышены по отношению к величине $SaO_{2фр}$. Это может маскировать опасные для жизни состояния с низким значением фракционной сатурации (например, при присутствии во вдыхаемом газе CO). Так, при содержании COHb – 50% SpO_2 оказывается равным 95%.

Фракция MetHb поглощает больше света на волне 940 нм чем Hb, но на волне 660 нм имеет почти равное с ним поглощение. Это приводит к завышению SpO_2 при низких значениях $SaO_{2фр}$ и к занижению показаний при больших значениях. При высоких концентрациях MetHb SpO_2 приближается к 85% (отношение близко к 1) и не зависит от реальной оксигенации артериальной крови.

Высокий уровень билирубина не оказывает влияние на поглощение света на используемых длинах волн и не искажает показания пульсоксиметра. Однако для кюветных оксиметров ошибки возникают при более низких длинах волн и могут привести к занижению показаний.

Фетогемоглобин (HвF), имеющийся у новорожденных в первые несколько месяцев после рождения, и Hb имеют очень близкие характеристики поглощения, совпадающие на волне 940 нм и различающиеся на несколько процентов на волне 660 нм. Это требует небольшого уточнения калибровочной зависимости, используемой в приборах фетального мониторинга.

Красящие вещества, вводимые в кровь, оказывают влияние на показания пульсоксиметров. Метилен голубой дает уменьшение величины SpO_2, более значительно влияет введение индигокармина, используемого для измерения сердечного выброса.

Ошибки в определении состояния пациента по данным SpO_2 могут возникнуть из-за маскирования снижения величины PO_2, которое может наступить прежде, чем начнется значительное падение SpO_2. Это обстоятельство объясняется ходом кривых диссоциации $HвO_2$ (см. рисунок 7.3). При больших сдвигах PO_2 (в диапазоне выше 60 мм рт.ст.) наблюдаются небольшие изменения SaO_2, но если PO_2 становится меньше 60 мм рт.ст., малые изменения PO_2 приводят к большим сдвигам SaO_2. Поэтому нижняя граница уровня тревожной сигнализации должна быть установлена равной 94%, что соответствует безопасному значению PO_2.

Ошибки могут возникать при низкой тканевой перфузии или выраженной вазоконстрикции вследствие слабости пульсации в месте расположения датчика прибора. Следует отметить, что при выраженной гемодилюции, анемии и кровопотере высокие показатели SpO_2 отнюдь не гарантируют безопасный уровень доставки кислорода к тканям, т.к. общая кислородная емкость крови при этом может оказаться недостаточной.

Общее содержание кислорода (в мл) в 100 мл крови, в артериальной крови можно вычислить по формуле

$$[O_2]=1{,}34\cdot Hb\cdot(SaO_2/100)+0{,}0031\cdot PaO_2,$$

где: Hb – содержание гемоглобина (в г) в 100 мл крови;

PaO_2 – парциальное давление кислорода в артериальной крови (мм рт.ст.).

Первый член суммы правой части уравнения отражает количество связанного гемоглобином кислорода, а второй – количество кислорода, растворенного в плазме. Последняя величина весьма невелика и ею можно пренебречь.

Нормальный уровень содержания кислорода в артериальной крови составляет 17 – 20 мл в 100 мл крови. Низкие показатели $[O_2]$ могут быть связаны либо со снижением концентрации гемоглобина, либо с нарушением газообмена в легких.

7.4. Мониторинг напряжения кислорода в крови

В прямом методе оценки напряжения кислорода в артериальной крови используется анализ проб крови. Для этой цели применяется кислородный электрод Clark, представляющий собой электролитическую ячейку, отделенную от исследуемой крови кислородопроницаемой мембраной (рисунок 7.8).

Кислородный электрод содержит платиновый катод и серебряный анод, соединенные через измеритель тока с источником напряжения. Кислород проходит через мембрану и в результате электрохимической реакции у платинового электрода образует гидроксильные ионы:

$$O_2+2H_2O+4e^- \rightarrow 4OH^-$$

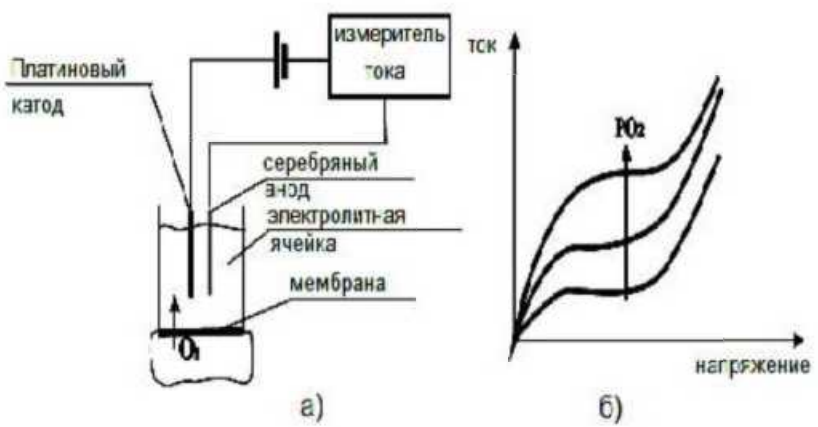


Рисунок 7.8 – Кислородный электрод Clark
(а – схема включения, б – полярограмма)

Ток в цепи электрода зависит от количества присоединенных электронов, которое определяется количеством кислорода, диффундирующего в электролитическую ячейку.

Рабочая точка электрода устанавливается в диапазоне напряжений, соответствующих области «плато» полярограммы (рисунок 7.8). В этом случае ток, регистрируемый в цепи электрода, оказывается пропорциональным величине PO_2 в исследуемой пробе крови.

Для чрескожного метода определения PO_2 , применяемого в мониторных приборах, используются мембранные датчики, содержащие электрод Clark и нагревательный элемент. Мембрана электрода приводится в соприкосновение с кожей, которая нагревается до температуры около 44°С. Под действием нагревания кислород из капиллярных сосудов диффундирует в эпидермис, а затем в электролитическую ячейку, где происходит измерение.

Значения напряжения кислорода в крови, измеренные чрескожным методом ($PtcO_2$) у детей, достаточно близко соответствуют величинам PO_2 , определенным в пробах артериальной крови.

Однако у взрослых пациентов расхождение значений $PtcO_2$ и PO_2 увеличивается. Ошибки определения значений $PtcO_2$ зависят от толщины кожи, подкожного кровотока, физиологических факторов, влияющих на доставку O_2 к поверхности кожи (уменьшение сердечного выброса, АД крови, возникновение центральной вазоконстрикции). В результате $PtcO_2$ оказывается заниженным по сравнению с соответствующим артериальным значением.

В норме у взрослых разница значений $PtcO_2$ и PO_2 составляет 20%, у детей за счет эффекта нагревания и соответственно роста PO_2 значения $PtcO_2$ могут на 5...15% превышать данные артериальных измерений.

Для уменьшения ошибок определения $PtcO_2$ датчик прибора располагают на поверхности кожи в местах с высоким капиллярным давлением и минимальной вазоконстрикцией. Наиболее часто используются локализации датчиков на грудной клетке в области ключицы, на коже головы, латеральной стороне живота, внутренней стороне бедра.

Следует отметить, что мониторы $PtcO_2$ требуют тщательного обслуживания. Нагревание электрода, необходимое при чрескожных измерениях, приводит к ускорению испарения электролита ячейки, который по этой причине нуждается в периодическом обновлении.

Из-за медленного дрейфа показаний датчик $PtcO_2$ не может оставаться на одном месте более нескольких часов. Место локализации

датчика изменяют каждые 2 или 4 часа, проводя повторную калибровку прибора. Последнее позволяет также избежать термических раздражений, а иногда и ожогов кожи под электродом.

Мембрана электрода датчика, контактирующая с кожей, легко повреждается. При увеличении ее толщины увеличивается время реакции датчика на изменение PO_2. Это время зависит также от толщины кожи обследуемого. Так, у детей время ответа датчика составляет 10...15 с, у взрослых 45...60 с.

Снижение ошибок определения PO_2 при неинвазивном мониторинге достигается путем использования миниатюрного электрода Clark, располагаемого в конъюнктиве. Эти датчики могут функционировать непрерывно в течение 24 часов. Основной областью клинического применения чрескожных методов измерения PO_2 являются неонатальные мониторы, которые могут дополнительно выполнять функции детектора апноэ.

Сравнение измерителей PO_2 с пульсоксиметрами показывает, что последние обладают большей чувствительностью к сильной гипоксемии, более высоким (в 5...8 раз) быстродействием измерений. Кроме того, мониторы PO_2 требуют постоянного обслуживания датчиков. Однако значения PO_2 являются лучшими показателями при гипероксимии, чем значения сатурации кислорода. Это связано с тем, что, как следует из кривой диссоциации гемоглобина, SpO_2 слабо изменяется при значениях PO_2, превышающих 90 мм рт.ст. В частности, PO_2 становится более предпочтительным показателем у детей с риском ретинопатии при чрезмерной вторичной оксигенации крови.

7.5. Мониторинг дыхательных газов. Методика и аппаратура капнометрии

Методика капнометрии заключается в непрерывном измерении концентрации CO_2 в выдыхаемой пациентом газовой смеси. Для этой цели используются масс-спектрометры, газоанализаторы Roman и ИК-абсорбционные анализаторы. Последние получили наиболее широкое распространение в аппаратуре капнометрии из-за относительно невысокой стоимости, простоты измерений и возможности создания портативных мониторов.

Измерение CO_2 в ИК-капнометрах основано на определении поглощения ИК излучения пробой газа на определенной длине волны (около 4,3 мкм), определяемой максимумом спектра поглощения (ри-

сунок 7.9) для CO_2. Величина поглощения согласно закону Бугера-Ламберта-Бера оказывается пропорциональной концентрации CO_2.

Датчик капнометра включает измерительную ячейку, через которую проходят анализируемый газ, источник ИК-излучения и фотоприемник. Для устранения влияния дрейфа измерительной схемы в датчике используется импульсное ИК-излучение.

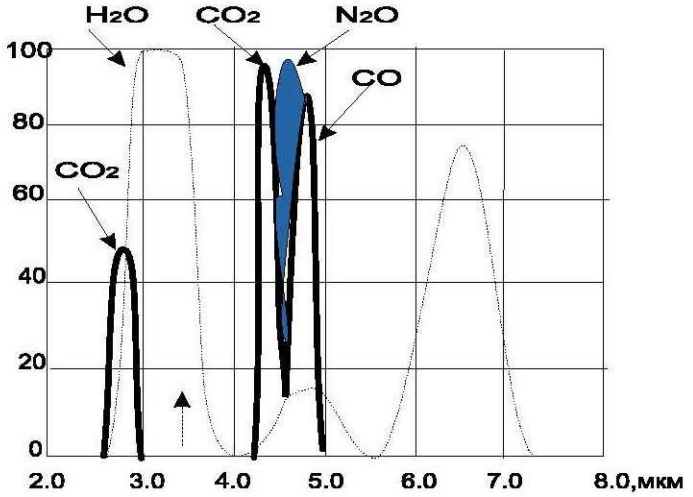


Рисунок 7.9 – Спектр поглощения излучения дыхательных газов

Для анализа выдыхаемого газа датчик капнометра может быть размещен либо в приборе, либо в специальной трубке, установленной в дыхательном контуре пациента. В первом случае используется пробоотбор газа из дыхательного контура пациента путем аспирации газа в измерительную ячейку датчика. Во втором случае анализируется основной поток газа, выходящий из эндотрахеальной трубки дыхательного контура пациента.

Аспирационные капнометры с пробоотбором газа получили наибольшее распространение в клиническом мониторинге, так как они оказываются более простыми в использовании и могут применяться у неинтубированных пациентов с расположением пробоотборной трубки в верхних дыхательных путях.

Система пробоотбора газа аспирационного капнометра включает пробоотборник, размещаемый в дыхательном контуре пациента, и трубку для соединения с прибором (рисунок 7.10).

На входе прибора перед измерительной ячейкой устанавливается ловушка для влажного конденсата, содержащегося в аспирируемом газе. Влага образуется из-за того, что водяные пары с температурой выдыхаемого газа (37° С) конденсируются при более низкой (комнатной) температуре на стенки пробоотборной трубки. Кроме того, при искусственной вентиляции легких вдыхаемый газ поддерживается теплым и влажным, что увеличивает содержание водяных паров в выдыхаемом газе.

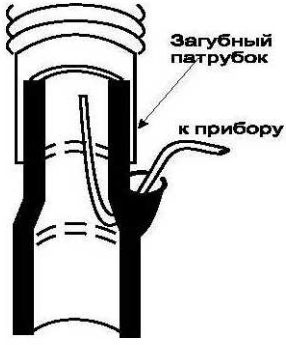


Рисунок 7.10 – Пробоотборник аспирационного капнометра

Измерительная ячейка надежно защищается от проникновения водяных паров, так как их присутствие в анализируемой пробе газа влияет на степень поглощения ИК-излучения на рабочей длине волны капнометра (см. рисунок 7.9), что может привести к погрешности измерения содержания CO_2.

Защита от влаги необходима для предотвращения закупорки пробоотборной линии вязким компонентом конденсата (слизью), так как соединительные трубки линии имеют малый внутренний диаметр. Последнее связано с требованием уменьшения времени задержки регистрации данных, обусловленной задержкой прохождения пробы газа от точки забора до измерительной ячейки.

Время задержки газа в пробоотборной системе зависит от объема соединительной трубки и скорости пробоотбора. Обычно скорость пробоотбора устанавливается в пределах 50...150 мл/мин. При длине соединительной трубки 1,5...2,0 м для обеспечения времени отклика прибора порядка 1 с внутренний диаметр трубки должен составлять около 1 мм. Если для сокращения времени задержки выбрать более высокую скорость пробоотбора и она окажется выше скорости выды-

хаемого газа, то в пробоотборную систему начнет подсасываться свежий газ, что приведет к ошибкам измерения концентрации CO_2.

Проба анализируемого газа прокачивается через измерительную ячейку и после измерения может быть выпущена в атмосферу или с помощью выводной трубки возвращена в дыхательный контур. Возврат газа необходим при использовании закрытого дыхательного контура или в случае точной оценки метаболического объема газа.

Структурное построение аспирационного капнометра показано на рисунке 7.11. Проба газа поступает в прибор через ловушку влаги 2, представляющую собой цилиндрический стакан, установленный вертикально. В верхней крышке стакана размещены патрубки ввода и вывода пробы газа. В боковой стенке стакана имеется патрубок отсоса газа. Влага, конденсирующаяся в соединительной трубке, стекает на дно стакана, так как патрубок ввода газа направлен вниз. Вязкий компонент конденсата может перекрыть патрубок вывода газа.

В этом случае давление в аспирационной системе падает и по сигналу датчика давления 10 включается клапан отсоса 15, что приводит к отсосу газа через боковой патрубок стакана ловушки. Затем измерительная ячейка 3 продувается в направлении, обратном рабочему ходу газа, струей воздуха, поступающего через открытый клапан 11. После ловушки влаги анализируемый газ проходит измерительную ячейку 3 датчика, буфер давления 12, насос 16 и поступает на выходной патрубок прибора.

Датчик капнометра выполнен по компенсационной двухканальной схеме, уменьшающей погрешности, связанные с нестабильностью элементов датчика. Свет излучателя 5 разделяется на два луча, один из которых проходит измерительную ячейку 3 и поступает на фотоприемник 7, другой поступает на тот же фотоприемник, проходя через компенсационную ячейку 4, заполненную газом с известной концентрацией CO_2.

Включение каналов синхронизируется коммутатором 6, используемым далее в тракте усиления сигналов фотоприемника для разделения сигналов измерительного и компенсационного каналов.

МикроЭВМ 14 выполняет процедуры обработки сигналов, компенсации погрешностей, связанных с нестабильностью источника излучения, дрейфом датчика и усилительной схемы, температурным дрейфом, определения текущей величины содержания CO_2, вывода данных на дисплей 17.

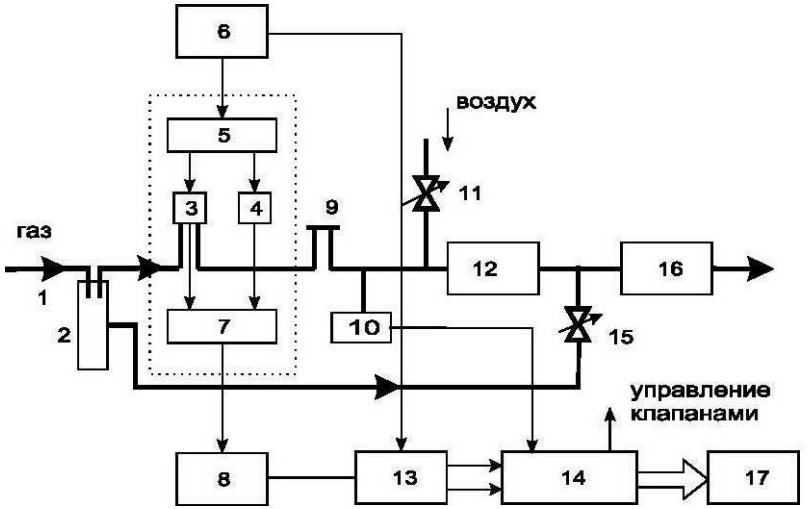


Рисунок 7.11 – Структурное построение аспирационного капнометра

Установка нуля прибора осуществляется с помощью клапана 11, при включении которого, а также клапана отсоса 15, комнатный воздух (содержание CO_2 около 0,05%) проходит через измерительную ячейку 3 в обратном направлении. Градуировка и поверка капнометра осуществляются с помощью проб газов с калиброванной концентрацией CO_2, входящих в комплект прибора.

В поточных капнометрах датчик устанавливается непосредственно в дыхательном контуре пациента и может быть размещен в эндотрахеальной трубке. Скорость поступления анализируемого газа в датчик определяется здесь скоростью выдоха пациента, поэтому погрешности аспирационных капнометров, связанные с пробоотбором, а также с задержкой регистрации показаний, в поточных капнометрах устранены. В этих приборах более просто решается проблема защиты датчика от действия влаги, содержащейся в анализируемом газе. Измерительная камера с датчиком нагревается до температуры 40°С для предотвращения конденсации влаги.

Датчик поточного капнометра строится по однолучевой двухволновой схеме, по которой измерение абсорбции ИК-излучения происходит попеременно на двух длинах волн. Первая длина волны является рабочей (максимум поглощения CO_2), вторая выбирается в области малого поглощения CO_2 и используется для получения сигнала компенсации, уменьшающего погрешность дрейфа датчика, а также по-

грешность, вызванную присутствием в анализируемом газе веществ, поглощающих ИК-излучение, в частности N_2O.

В современной аппаратуре капнометрии осуществляются непрерывное измерение содержания CO_2 и индикация в реальном масштабе времени величины $ETPCO_2$. Градуировка показаний капнометров осуществляется либо в единицах парциального давления CO_2, либо в единицах объемной концентрации. Диапазон измерений капнометров составляет 0 – 99 мм рт.ст. (0 – 10%). Точность измерения составляет порядка единиц процентов.

Большинство мониторных приборов имеет графический дисплей, на котором отображается капнометрическая кривая – капнограмма, представляющая собой график зависимости PCO_2 от времени. Отображение капнограммы в реальном масштабе времени позволяет оценить параметры фаз дыхания; отображение капнограммы в замедленном темпе дает возможность визуально оценить тренд $ETPCO_2$ на большом отрезке времени, например, на определенном этапе операции.

Вид капнограммы в норме показан на рисунке 7.12. В начале выдоха (точка В капнограммы) содержание CO_2 в выдыхаемом газе близко к нулю. Это обусловлено поступлением порции свежего газа, оставшегося от предыдущего вдоха в анатомическом «мертвом» пространстве. Затем в «мертвое» пространство начинает поступать альвеолярный газ и концентрация CO_2 на капнограмме начинает расти. Когда альвеолярный газ заполняет все «мертвое» пространство, рост концентрации CO_2 замедляется (точка С кривой) и наблюдается так называемое альвеолярное плато (участок С – D). По завершении выдоха и начале притока свежего газа за счет вдоха концентрация CO_2 быстро падает до нуля (участок D – E).

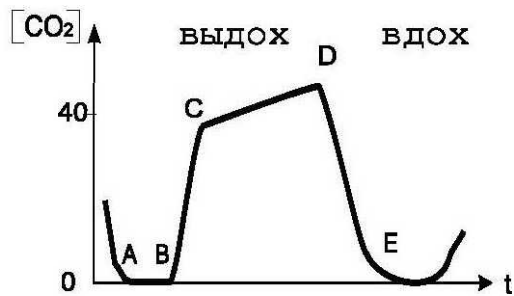


Рисунок 7.12 – Капнограмма дыхательного цикла. Нулевая линия (А – В). Быстрый подъем (В – С). Альвеолярное плато (С – D). Быстрый спад (D – E)

Анализ формы и параметров капнограммы с помощью автоматизированных диагностических средств дает важную диагностическую информацию о состоянии дыхательной системы и общем состоянии организма пациента.

7.6. Мониторинг частоты дыхания

При объективном исследовании системы дыхания врача интересуют как количественные характеристики дыхания (частота дыхания, объём вдыхаемого и выдыхаемого воздуха и др.), так и качественные характеристики процесса внешнего и тканевого дыхания (содержание газов во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе, парциальные давления кислорода и углекислоты в крови, процент насыщения крови кислородом и т.д.).

Частота дыхания – один из важнейших параметров, характеризующих функциональную активность системы дыхания. Каждый акт дыхания проявляется движением грудной клетки (изменением длины ее окружности) и образованием противоположно направленных потоков воздуха на вдохе и выдохе, имеющих разную температуру.

Датчики частоты дыхания, регистрирующие движение грудной клетки человека

Фиксация моментов периодически повторяющихся движений грудной клетки может быть наиболее просто осуществлена с помощью трёх типов пассивных биоуправляемых датчиков: контактных, резистивных и пневматических.

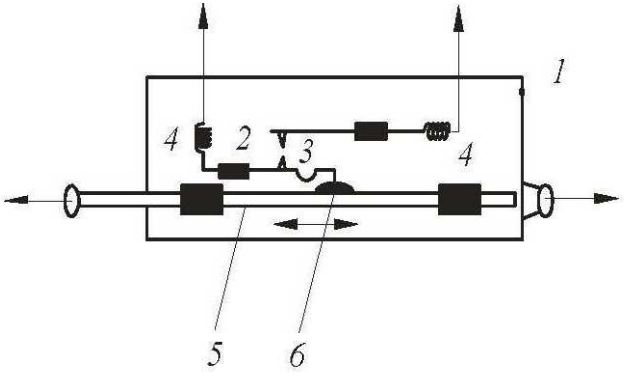


Рисунок 7.13 – Контактный датчик частоты дыхания

На рисунке 7.13 приведена конструкция простейшего контактного датчика дыхания: 1 – основание, 2,3 – контактные пластины, 4 – направляющие втулки, 5 – шток, 6 – выступ.

На основании 1 укреплены две контактные пластины 2 и 3, образующие нормально разомкнутый контакт. В направляющих втулках 4 движется шток 5. Шток и основание датчика имеют кольца для крепления ремня, опоясывающего грудную клетку. При вдохе шток 5 движется влево и своим выступом 6 передвигает нижнюю контактную пластину 2. Цепь замыкается, фиксируя тем самым момент вдоха.

На рисунке 7.14 показан резистивный (угольный) датчик частоты дыхания: 1 – резиновая трубка, 2 – угольный порошок, 3 – электроды, 4 – отводящие проводники, 5 – скобы крепления.

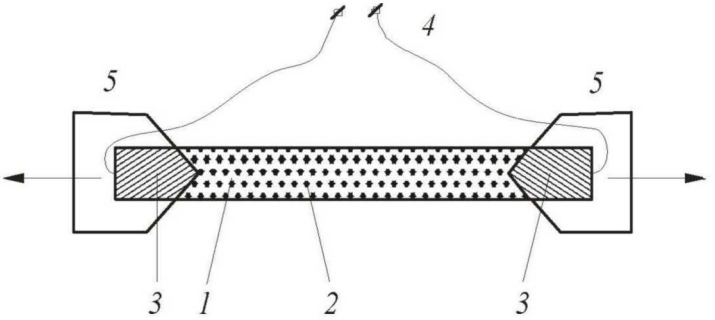


Рисунок 7.14 – Резистивный датчик частоты дыхания

Резистивный датчик частоты дыхания представляет собой резиновую эластичную трубку 1, наполненную угольным порошком 2. С торцов трубки вставлены электроды 3 для создания хорошего контакта между отводящими проводниками 4 и угольным порошком 2. К концам трубки с помощью проволочных скоб 5 крепится опоясывающий грудную клетку ремень. При вдохе резиновая трубка растягивается, её поперечное сечение уменьшается, что приводит к увеличению сопротивления столба угольного порошка, заключенного в трубке. При изменении сопротивления изменяется ток в цепи. Измерительной схемой эти изменения преобразуются в импульсы тока определённой длительности, частота следования которых равна частоте дыхания.

В другом резистивном датчике (рисунок 7.15) в качестве чувствительного элемента используется специальная токопроводящая резина 1. Контактами служат электроды 2. Растяжение резины при вдохе ве-

дёт к увеличению сопротивления, которое, как и ранее, преобразуется в импульсы тока.

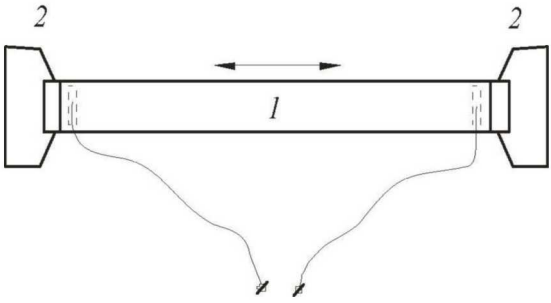


Рисунок 7.15 – Датчик частоты дыхания из проводящей резины

Пневматический датчик (рисунок 7.16) частоты дыхания представляет гофрированную резиновую трубку, герметично закрытую с торцов. При растяжении объем трубки увеличивается, и давление воздуха внутри неё падает. Изменение давления улавливается с помощью какого-либо преобразователя П, преобразующего давление в электрический сигнал, например, с помощью угольного датчика давления.

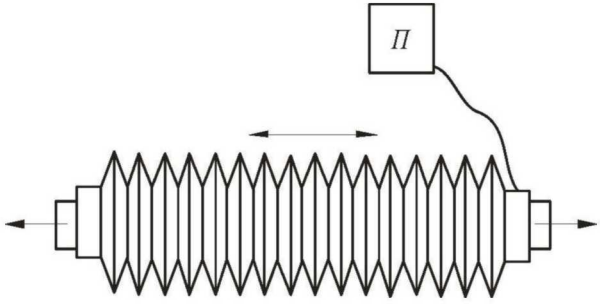


Рисунок 7.16 – Пневматический датчик частоты дыхания

Датчики частоты дыхания, принцип работы которых основан на фиксации движений грудной клетки, обладают существенным недостатком: они фиксируют любое изменение окружности грудной клетки, как связанное с дыханием, так и просто вследствие движения тела пациента. Поэтому такие датчики чаще применяются при исследовании больного в условиях покоя и необходимого комфорта.

Датчики частоты дыхания, фиксирующие изменения температуры потока воздуха

Датчик, фиксирующий изменения температуры потока воздуха в верхних дыхательных путях, свободен от этого недостатка. Конструктивно он представляет собой клипсу, которая надевается на крыло носа. В качестве термочувствительного элемента использован термистор. Сопротивление термистора зависит от температуры обдувающего его потока воздуха. Известно, что разница температур вдыхаемого и выдыхаемого воздуха в нормальных условиях может достигать 4 – 7^0С. Изменение сопротивления приводит к изменению тока через термистор. На выдохе амплитуда тока через термистор возрастает, на вдохе – уменьшается. Каждое изменение тока соответствует одному дыхательному движению. В результате с выхода датчика снимается последовательность импульсов, которая может быть использована для измерения частоты дыхания.

Резистивные, пневматические и термисторные датчики, кроме определения частоты дыхания, позволяют примерно оценить и объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, так как величина изменения их параметров (сопротивление, объём, температура) связана определенной зависимостью с глубиной дыхания, т.е.,с объёмом вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Однако эта зависимость подвержена сильным влияниям различных посторонних факторов. Например, данные резистивных и пневматических датчиков об изменении окружности грудной клетки могут не соответствовать объёмам вдыхаемого и выдыхаемого воздуха при размещении датчиков, не соответствующих типу дыхания у данного больного (брюшное или грудное). Показания термисторного датчика сильно зависят от температуры и влажности окружающей среды. Это не позволяет получить точную оценку дыхательных объёмов с помощью простых по конструкции резистивных, пневматических и термисторных датчиков.

Датчики для измерения объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха

На рисунке 7.17 приведена конструкция турбинного датчика, предназначенного для измерения объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха: 1 – цилиндрический корпус, 2, 3 – фланцы крепления, 4 – направляющие, 5 – ось, 6 – подшипники, 7 – вращающаяся пластинка, 8 – отражательные плоскости, 9 – фотодатчик.

Турбинный датчик представляет собой полый цилиндр 1, изготовленный из органического стекла с фланцами для крепления к дыхательной маске 2 и к трубке подачи газовой смеси 3. Газовому потоку с помощью направляющих 4 придаётся вращательное движение. На пути газового потока расположена на оси 5 в подшипниках 6 плоская пластинка 7. К торцам этой пластинки крепятся отражательные плоскости 8.

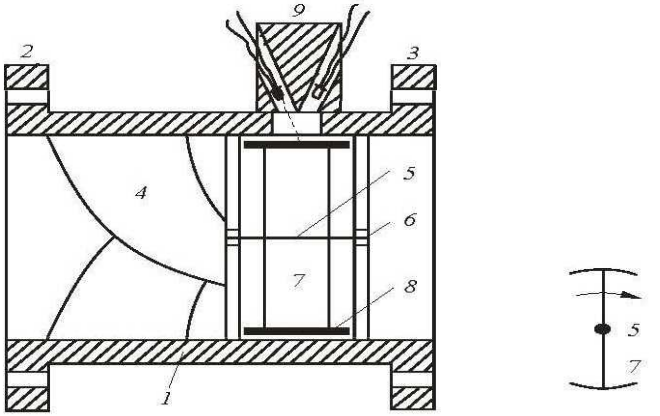


Рисунок 7.17 – Турбинный датчик

Движение газовой струи вызывает вращение пластинки со скоростью, пропорциональной скорости движения этой струи. Число оборотов фиксируется фотодатчиком 9, установленным на корпусе в плоскости вращения пластинки. На выходе преобразователя мы будем иметь последовательность электрических импульсов, частота следования которых будет пропорциональна количеству прошедшей через датчик газовой смеси. Подобные датчики применяются при достаточно точных физиологических исследованиях функционального состояния дыхательной системы человека.

ГЛАВА 8
НЕЙРОМЫШЕЧНЫЙ МОНИТОРИНГ

8.1. Проблематика контроля нейромышечной функции во время наркоза

Важным компонентом общей анестезии является управление двигательной активностью скелетных мышц, осуществляемое с помощью внутривенного введения пациенту мышечных релаксантов. Под действием этих препаратов происходит стойкое нарушение передачи возбуждения двигательного нерва к мышце, в результате чего образуется так называемая нейромышечная блокада (НМБ) проводимости. Достижение НМБ является обязательным условием расслабления мышц (миорелаксации), необходимого для проведения хирургических операций, а также при лечении ряда заболеваний в интенсивной терапии.

Введение мышечных релаксантов приводит к выключению дыхательных мышц и невозможности осуществления самостоятельного дыхания, поэтому газообмен в этом случае поддерживается с помощью аппаратов искусственной вентиляции легких (ИВЛ).

Первое введение мышечных релаксантов во время наркоза осуществляется для расслабления жевательных мышц и мышц гортани при проведении интубации трахеи. Во время проведения хирургических операций необходимо периодическое введение миорелаксантов для поддержания требуемого уровня расслабления мышц. Однако к концу операции, во избежание тяжелых осложнений в послеоперационном периоде, необходимо надежное восстановление нейромышечной проводимости и адекватного самостоятельного дыхания.

Мониторинг нейромышечной функции, осуществляемый по клиническим признакам (мышечный тонус, изменение легочного сопротивления, объема дыхания и др.), является неточным и приводит, с одной стороны, к запоздалому введению миорелаксантов, что мешает работе хирурга, а с другой стороны, к передозировке препаратов, что требует продленной ИВЛ после окончания операции.

К концу анестезии с использованием миорелаксантов анестезиолог должен быть абсолютно уверен в отсутствии остаточного нейромышечного блока, чтобы перевести больного из операционной. В этой

связи определение степени выраженности НМБ имеет жизненно важное значение.

Для определения достаточности восстановления нейромышечной проводимости используются клинические тесты: способность больного поднять голову и удерживать ее в данной позиции в течение 5 секунд, восстановление кашля, возможность высунуть язык, достаточно сильно сжать руку и др. Возможно также измерение минутного и дыхательного объемов, жизненной емкости легких. Последнее более предпочтительно, так как даже при частичном нарушении НМБ оценка показателей внешнего дыхания позволяет определять способность мышечного аппарата поддерживать достаточный минутный объем дыхания. У больных, не пришедших в сознание после операции, даже наличие адекватного дыхательного и минутного объемов или нормальные показатели PCO_2 в крови не являются убедительным критерием восстановления НМБ.

Эффективное использование мышечных релаксантов невозможно без инструментального контроля уровня достигаемой во время наркоза НМБ, что особенно важно при использовании современных препаратов, обладающих коротким временем действия.

Методика инструментальной оценки уровня НМБ, применяемая в анестезиологии, основана на получении информации о состоянии нейромышечной функции путем использования методов и средств диагностической электронейростимуляции (ЭНС).

В данном случае электронейростимуляция заключается в раздражении двигательных нервных проводников – мотонейронов импульсами электрического тока. Величина амплитуды вызванного мышечного ответа в ответ на ЭНС отражает индивидуальную реакцию организма на действие миорелаксантов. При полной НМБ мышечные ответы на ЭНС не регистрируются.

Наблюдение и оценка мышечного ответа на фоне введения миорелаксантов позволяют получить информацию, необходимую для определения оптимального момента для интубации трахеи, точной дозировки препаратов для обеспечения НМБ, момента прекращения НМБ. В послеоперационном периоде по полученным данным объективно определяется момент перевода пациента на спонтанное дыхание, что способствует снижению послеоперационных осложнений.

Использование диагностической ЭНС позволяет практически исключить просмотр недостаточного восстановления НМБ, что обеспечивает анестезиологу возможность точно определить, восстановилась

ли нейромышечная проводимость полностью или сохраняется полный или частичный нейромышечный блок.

Современная мониторная аппаратура контроля уровня НМБ позволяет вести тестирование нейромышечной функции пациента в периодическом режиме. Оценка величины уровня НМБ и индикация полученных значений могут производиться автоматически, не отвлекая внимание анестезиолога от постоянного наблюдения за состоянием пациента.

8.2. Инструментальная оценка уровня нейромышечной блокады

Методика инструментальной оценки нейромышечной функции основана на стимулирующем воздействии на двигательные нервные проводники импульсами электрического тока и регистрации величины вызванных мышечных сокращений (ответов). Чаще всего для определения уровня НМБ во время наркоза стимулы прикладываются в проекции локтевого или срединного нерва. Ответ на ЭНС оценивается по выраженности реакции соответствующих мышц кисти руки.

Как известно, величина вызванной мышечной реакции зависит от числа активируемых мышечных волокон, которое, в свою очередь, определяется интенсивностью стимулирующего тока. С увеличением амплитуды тока, начиная с некоторого малого значения, величина сокращения мышцы сначала растет до некоторой максимальной величины, после чего дальнейшее усиление тока не влияет на величину сокращения.

Для контроля уровня НМБ амплитуда стимулирующих импульсов выбирается сверхмаксимальной, т.е. на 20...25% выше значения, соответствующего максимальному мышечному ответу, что необходимо для гарантированного возбуждения всех мышечных волокон.

После введения миорелаксантов ответ мышцы на ЭНС уменьшается пропорционально числу блокированных мышечных волокон. Измеряя величину ответа мышцы, можно определить уменьшение или увеличение амплитуды ответа и, соответственно, степень НМБ.

Как известно, возбудимость нерва зависит не только от амплитуды стимулирующего импульса, но и от его длительности и формы. Поэтому данные характеристики стимулов при нейромышечном мониторинге должны оставаться постоянными. Для ЭНС в случае контроля уровня НМБ принято использовать стандартные тест-импульсы:

униполярные прямоугольные импульсы тока длительностью 0,2 – 0,3 мс. При инструментальном мониторинге уровня НМБ производят измерение величины ответа мышцы на диагностическую ЭНС.

Регистрация вызванной мышечной реакции может осуществляться путем измерения силы сокращения мышцы с помощью механических датчиков перемещения или ускорения, а также путем измерения электромиографического ответа мышцы (рисунок 8.1). На рисунке показаны: 1 – акселерометр, 2 – усилитель, 3 – электростимулятор, 4 – электромиографические электроды, 5 – усилитель ЭМГ сигнала, 6 – интегратор, А – измерение силы сокращения акселерометром, Б – измерение ЭМГ-ответа.

Интерпретация мышечного ответа для оценки уровня НМБ зависит от способа, с помощью которого производят измерение величины сокращения. В аппаратуре нейромышечного мониторинга используются методы механомиографии (ММГ), акселерометрии (АС) и электромиографии (ЭМГ), с помощью которых измеряют эффекты движения или биопотенциалы, возникающие в ответ на ЭНС, как результат сокращения стимулируемой мышцы.

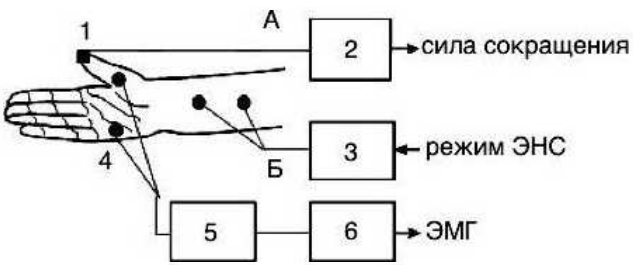


Рисунок 8.1 – Способы регистрации нейромышечного ответа на ЭНС

Различные мышечные группы неодинаково чувствительны к действию миорелаксантов, поэтому результаты стимуляции разных групп мышц разными методами могут быть неодинаковыми.

Датчики движения, используемые в мониторах для оценки величины мышечной реакции, измеряют перемещение или ускорение движения, вызванное ЭНС. Если стимулирующие электроды накладываются в проекции локтевого нерва, вызывая сокращение мышц сгибателей кисти руки, то датчик движения для оценки силы сокращения мышцы укрепляется на большом пальце руки.

Измерение силы сокращения мышцы с использованием датчика перемещения основано на предварительном нагружении мышцы усилием покоя (обычно величиной 200...300 г). При воздействии стимула величина перемещения большого пальца в направлении противодействия усилию покоя оказывается пропорциональной силе сокращения мышцы. Кисть руки и предплечье больного при этом фиксируются неподвижно. Амплитуда выходного сигнала датчика перемещения, после усиления и преобразования в цифровую форму, запоминается для определения уровня НМБ. Вычисление уровня НМБ может производиться как отношение текущего значения величины мышечного ответа к контрольному значению, полученному до назначения миорелаксантов. Величина отношения выражается в процентах и индицируется на дисплее монитора.

Для приложения к пальцу усилия, противодействующего движению, вызываемому ЭНС, может быть использована упругая стальная пластинка, закрепляемая одним концом на запястье руки, другим – на кончике пальца. В месте изгиба пластины, возникающего при движении пальца, на ее поверхность наклеивается тензодатчик, сигнал которого проградуирован в единицах перемещения пальца.

Недостатком регистрации мышечного ответа с помощью датчика перемещения является необходимость постоянного контроля за состоянием устройства нагружения пальца для сохранения первоначальных параметров пружины и величины усилия нагружения при резких мышечных сокращениях. Кроме того, при постоянном нагружении мышцы вызванный ответ в первые 8...12 минут ЭНС растет по величине, то есть для получения контрольной величины реакции ответа (до введения миорелаксантов) необходима предварительная ЭНС в течение 15...25 минут.

Использование в качестве датчика движения чувствительного акселерометра основано на том, что ускорение движения, измеряемое акселерометром, при постоянной массе прямо пропорционально силе, вызывающей движение. Таким образом, при закреплении датчика-акселерометра на кончике пальца руки величина его выходного сигнала, возникающего при движении пальца под действием ЭНС, оказывается линейно связанной с силой мышечного сокращения.

В мониторах НМБ используются миниатюрные акселерометры, имеющие в качестве чувствительного элемента пластинку, испытывающую упругие деформации при движении. Возникающий при этом электрический сигнал преобразуется устройством обработки монитора

в выходное напряжение, пропорциональное действующему ускорению. Применение акселерометров существенно упрощает процедуры мониторинга уровня НМБ. Единственное требование, например к закреплению датчика, заключается в том, чтобы при движении, вызываемом ЭНС, тестируемая мышца имела возможность полного свободного сокращения. Характеристики мониторов НМБ с акселерометрами позволяют их использовать как для повседневной практики, так и для научных исследований.

ЭМГ-ответ на ЭНС представляет собой результат интерференции множества биоэлектрических потенциалов действия, возникающих в отдельных мышечных волокнах при возбуждении. ЭМГ-ответ регистрируется в виде электрического напряжения ЭМГ. Между амплитудой ЭМГ и развиваемой мышцей силой существует примерно линейная зависимость, что дает основание использовать измерение ЭМГ-ответа мышцы на ЭНС для оценки уровня НМБ. Стимулирующие электроды закрепляются в проекции локтевого или срединного двигательного нерва на предплечье руки. Регистрирующие ЭМГ электроды располагают на соответствующих отводящих мышцах мизинца или большого пальца. Для получения информации о реакции ответа мышцы сигнал ЭМГ усиливается, фильтруется от помех и интегрируется.

Расположение регистрирующих электродов оказывает существенное влияние на качество получаемого ЭМГ сигнала. Предпочтительным является закрепление активного электрода на двигательной точке мышцы, что обеспечивает максимальную амплитуду регистрируемого ЭМГ-ответа.

Сравнение результатов регистрации ЭМГ-ответов мышц и сигналов, получаемых с помощью датчиков движения, показывает, что, несмотря на различие механизмов, лежащих в их основе, результаты оценки уровня НМБ в большинстве работ удовлетворительно совпадают. Вместе с тем следует отметить, что процедуры регистрации ЭМГ и технические средства, используемые для этой цели, значительно сложнее, чем при применении датчиков движения. Регистрация ЭМГ сигналов в сильной степени зависит от места расположения электродов, их фиксации, состояния контакта с мышцей. Вызванные ЭМГ-ответы очень чувствительны к электрическим помехам, например, возникающим при работе электрохирургического инструмента. При неудачном взаимном расположении стимулирующих и регистрирующих электродов возможны помехи регистрации ЭМГ от электростимулятора мышц. В некоторых работах отмечается, что ЭМГ регистрация час-

то дает неповторяющееся значение контрольного ответа, что может быть связано с рядом причин, в частности с изменением температуры тканей во время анестезии.

Преимуществом регистрации ЭМГ-ответов по сравнению с "механическими" методами является достаточно большой динамический диапазон измеряемых амплитуд и возможность определения малых изменений реакции. Это позволило, в частности, применить регистрацию ЭМГ-ответов в компьютерной системе поддержания НМБ, использующей автоматическое введение миорелаксантов, дозируемых в зависимости от измеренного значения уровня НМБ.

В клинической практике получил распространение метод оценки нейромышечной функции без использования дорогостоящей аппаратуры регистрации мышечных ответов. Для этой цели выпускаются специальные электростимуляторы, которые недороги и просты в обращении. Оценка мышечной реакции производится визуально-тактильным способом, например, по наблюдению сокращения большого пальца руки в ответ на электростимуляцию локтевого нерва. Опыт использования такой методики в сравнении с записью вызванных электромиограмм показал достаточную надежность оценки нейромышечной функции как в ходе операции, так и по ее окончании в режиме восстановления проводимости.

8.3. Методики мониторинга уровня нейромышечной блокады

В анестезиологической практике для мониторинга уровня НМБ используют несколько режимов диагностической ЭНС:

- стимуляция одиночными импульсами – ST (Single-Twitch);
- стимуляция пачкой из четырех импульсов – TOF (Train-of-Four);
- тетаническая стимуляция – T (Tetanic);
- посттетаническая стимуляция с подсчетом ответов – PTC (Post-Tetanic Count);
- стимуляция двойными пачками – DBS (Double-Burst-Stimulation).

Различные режимы ЭНС обладают неодинаковой эффективностью на различных этапах анестезии, поэтому мониторы уровня НМБ обычно включают все перечисленные режимы стимуляции. Методики ЭНС

и способы оценки уровня НМБ, используемые в различных режимах, имеют определенные особенности.

ST-стимуляция заключается в приложении к периферическому двигательному нерву одиночных стимулов сверхмаксимальной амплитуды, стандартной формы и длительности. Частота тестирования выбирается 0,1 Гц или 1 Гц. Частота 1 Гц используется для быстрого поиска сверхмаксимальной амплитуды стимулирующего тока при настройке электростимулятора, а также для быстрой оценки мышечной реакции, например, при вводном наркозе.

Режим ST чаще всего применяется при работе с деполяризующими миорелаксантами. Использование одиночного супрамаксимального стимула (амплитудой 50 – 60 мА) с низкой частотой (не более 1 Гц) позволяет нейромышечному синапсу в промежутках между стимулами восстановить свою функцию и исключает развитие феномена угасания в присутствии конкурентной НМБ.

Оценка уровня НМБ в режиме ST-стимуляции производится по степени уменьшения амплитуды реакции мышцы на фоне действия миорелаксантов (рисунок 8.2). Уровень НМБ может быть определен по отношению, выраженному в процентах, текущего значения реакции $U_т$ к контрольному значению $U_к$, определенному до введения миорелаксантов.

Величина отношения указывает на степень НМБ. Так, отношение $U_т/U_к=1$ соответствует блокированию менее 75–80% рецепторов, отношение стремится к 0, когда блокировано более 90 %.

При **TOF-стимуляции** используются стимулы в виде пачек, состоящих из четырех стандартных импульсов сверхмаксимальной амплитуды тока. Частота следования пачек выбирается равной 0,1 Гц, частота следования импульсов в пачке – 2 Гц. Каждый импульс в пачке вызывает мышечное сокращение, после чего до прихода следующего импульса наступает расслабление. Таким образом, в нормальных условиях в ответ на TOF-стимуляцию регистрируются четыре мышечных ответа (по одному на каждый импульс пачки).

Определение уровня НМБ в режиме TOF производится по оценке количества зарегистрированных ответов в ответ на TOF-стимул и по TOF-отношению, равному частному от деления амплитуды четвертого ответа на амплитуду первого (рисунок 8.3). В контрольном ответе (до введения миорелаксантов) все четыре амплитуды реакции равны и TOF-отношение равно 1.

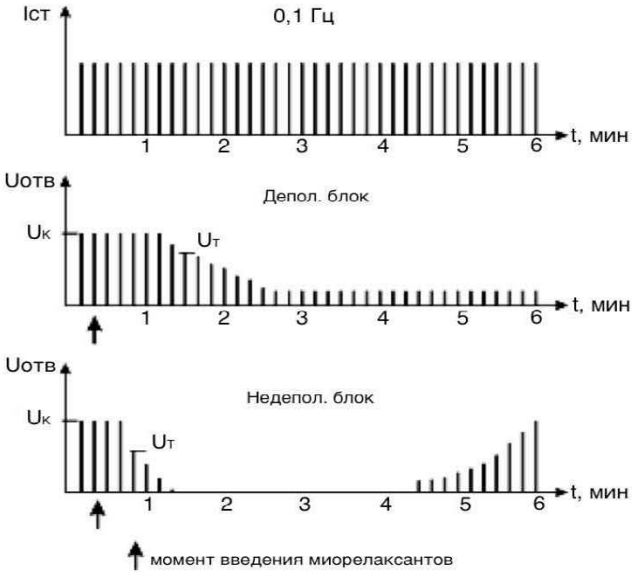


Рисунок 8.2 – Режим ST-стимуляции

TOF-отношение начинает снижаться, когда релаксантом занято 70-75% рецепторов концевых пластинок синапса. По мере углубления НМБ происходит снижение амплитуды всех четырех ответов и при достижении уровня 25% от исходного значения четвертый отклик пропадает, третий и второй ответы пропадают при значениях 20 и 10% соответственно.

Во время частичного недеполяризующего блока отношение уменьшается (амплитуда реакции от первого импульса пачки к четвертому затухает), то есть величина отношения оказывается обратно пропорциональна уровню НМБ. При деполяризующем блоке не происходит затухание реакции внутри пачки и TOF-отношение примерно равно 1.

Преимуществом TOF-стимуляции является возможность оценки динамики изменения нервно-мышечной передачи во время влияния короткодействующих недеполяризующих миорелаксантов, так как определяется изменение реакции, происходящее за время действия пачки, то есть за 1,5 сек. К достоинствам мониторинга с использованием TOF-стимуляции можно отнести простоту и наглядность представляе-

мой информации в виде цифрового значения TOF-отношения, выраженного в процентах, или графического отображения четырех ответов в виде "столбиков" с высотой, соответствующей амплитуде мышечных ответов.

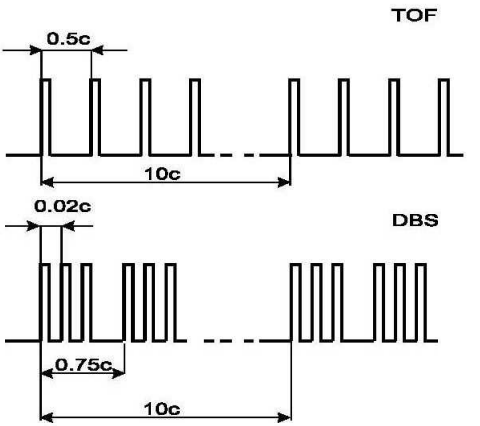


Рисунок 8.3 – Режимы TOF- и DBS-стимуляции

Т-стимуляция представляет собой тетаническое воздействие стандартными импульсами, следующими с высокой частотой (50...100 Гц) в течение 5 секунд. В нормальных условиях в ответ на Т-стимуляцию поддерживается постоянное сильное мышечное сокращение (рисунок 8.4). На рисунке показано: А – контрольный ответ, Б – ответ при умеренной недеполяризованной блокаде, В – ответ при умеренной деполяризованной блокаде.

Во время недеполяризующего блока наблюдается затухание амплитуды ответа, объясняемое следующими причинами. Степень затухания амплитуды ответа определяется уровнем НМБ и может быть использована для ее оценки.

После окончания Т-стимуляции при недеполяризующем блоке наблюдается явление посттетанического увеличения амплитуды мышечного ответа на ST-стимуляцию (рисунок 8.5). Это явление можно объяснить мобилизацией синтеза ацетилхолина в течение Т-стимуляции и высвобождением большого количества медиатора в промежуток времени непосредственно после выключения Т-стимуляции. При частичном недеполяризирующем блоке степень и длительность посттетани-

ческого увеличения ответа зависят от уровня НМБ, что используется для ее оценки в методике PTC-стимуляции.

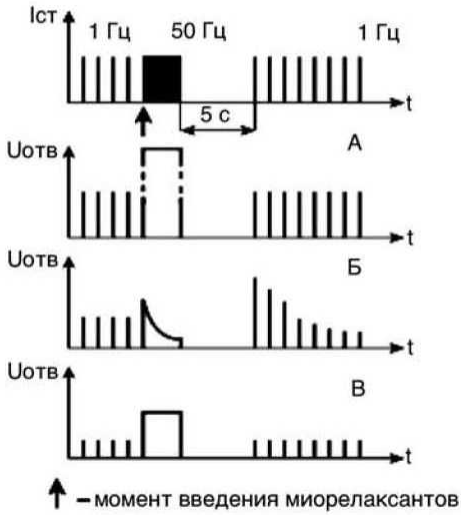


Рисунок 8.4 – Режим Т-стимуляции

Т-стимуляция обладает рядом недостатков. Она очень болезненна и не применима в нормальных условиях. В ряде случаев может быть зарегистрирован антагонизм НМБ в стимулируемой мышце. Обычно Т-стимуляция используется в оценке остаточных явлений НМБ в сочетании с методикой подсчета ответов на посттетаническую стимуляцию.

При выполнении отдельных операций (например, в офтальмологии) должна быть исключена минимальная мышечная активность больного. В таких случаях режимы ST- и TOF-стимуляции непригодны для определения глубины НМБ, поскольку ответного сокращения мышцы не происходит – рецепторы полностью блокированы релаксантом. В таких ситуациях необходим режим PTC-стимуляции.

Количество ответов, проведенных через нейромышечный синапс, который вновь полностью блокируется, зависит от глубины НМБ, частоты и продолжительности тетании, продолжительности пауз после единичных сокращений и частоты сокращений.

PTC-стимуляция включает в себя следующие воздействия: Т-стимуляцию с частотой следования импульсов 50 Гц в течение 5 с, и затем с интервалом в 3 с, ST-стимуляцию с частотой следования им-

пульсов 1 Гц. В условиях интенсивного НМБ, например, после инъекции большой дозы недеполяризующего препарата, ответ на TOF- и Т-стимуляцию отсутствует (рисунок 8.5).

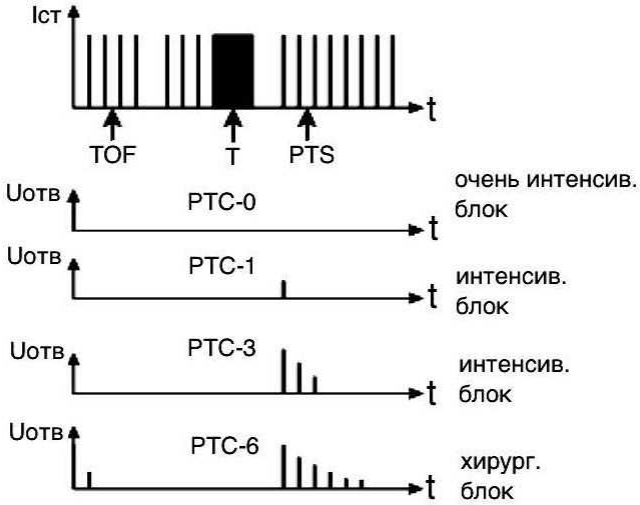


Рисунок 8.5 – Режим PTC-стимуляции
(Т-стимуляция с подсчетом числа реакций)

После ослабления НМБ первым появляется ответ на посттетаническую стимуляцию, что является проявлением усиления посттетанического ответа, зависящего от уровня НМБ.

Для оценки уровня НМБ в мониторах производятся подсчет числа зарегистрированных ответов на PTC-стимуляцию и индикация результата подсчета на дисплее. Уменьшение выраженности НМБ проявляется в увеличении количества ответов в PTC.

Количество ответов до первого ответа на TOF-стимуляцию называется посттетаническим счетом. PTC может использоваться для оценки ожидаемого времени появления первого ответа на TOF, поскольку существует зависимость между ожидаемым временем и квадратным корнем из величины PTC.

DBS-стимуляция используется для определения уровня остаточной НМБ при пробуждении пациента. Эта методика предусматривает определение малых величин остаточной НМБ в клинических условиях без регистрирующей аппаратуры.

DBS-стимуляция состоит из двух коротких пачек тетанической стимуляции с частотой следования импульсов 50Гц, сдвинутых на 750 мс относительно друг друга. В каждой пачке содержатся по три стандартных импульса (DBS 3,3). Феномен угасания в этом режиме более выражен, чем в TOF.

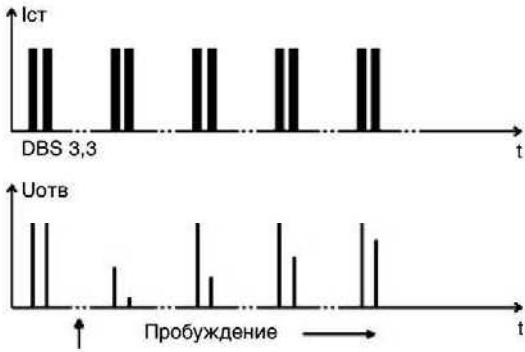


Рисунок 8.6 – Ответы на DBS-стимуляцию при частичной НМБ

В нормальных условиях реакция на DBS-стимуляцию проявляется в двух одинаковых по силе мышечных сокращениях, которые можно проконтролировать вручную (тактильно), придерживая большой палец руки пациента. В случае частичной НМБ второй ответ ощущается слабее первого, то же самое можно зарегистрировать с помощью TOF-монитора.

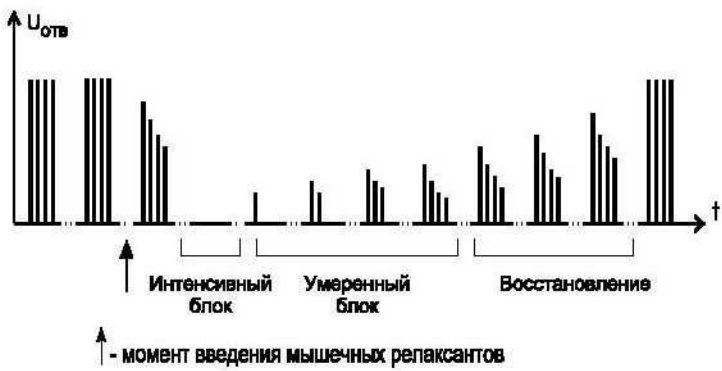


Рисунок 8.7 – Изменение ответа на TOF-стимуляцию на фоне недеполяризующей НМБ

Оценка НМБ с помощью TOF- и DBS-стимуляции при пробуждении пациента и после операции совпадают. Практически на всех важных этапах анестезии используется TOF-стимуляция. Пример записи TOF-ответов при недеполяризующей НМБ показан на рисунке 8.7.

8.4. Аппаратура мониторинга нейромышечной функции

Контроль нейромышечной функции во время наркоза осуществляется с помощью специализированных электростимуляторов периферических нервов или мониторов, содержащих дополнительно устройства измерения величины ответной реакции возбуждаемых мышц и определения уровня НМБ.

Электростимуляторы реализуют режимы диагностической ЭНС, необходимые для определения уровня НМБ. Периодическая оценка мышечной реакции позволяет следить за уровнем НМБ, отображаемым на дисплее монитора в реальном масштабе времени.

В случае использования для контроля НМБ только электростимуляторов, выраженность вызванного ответа мышцы определяется анестезиологом вручную по тактильной оценке. Основное требование, предъявляемое к электростимуляторам (ЭС), заключается в формировании стандартизованных временных параметров тест-стимулов, устанавливаемых автоматически при включении требуемого режима ЭНС. Единственным регулируемым параметром ЭС является амплитуда стимулирующего тока. Для достижения сверхмаксимальной амплитуды тока стимуляции выходной ток ЭС должен регулироваться в пределах 0...60 мА (при длительности стимулирующего импульса 0,2 мс).

Особенностью построения ЭС является использование средств стабилизации стимулирующего тока для ослабления влияния изменений условий ЭНС, например, сопротивления тканей в цепи электродов, включающих кожу, подкожные ткани, возбудимые нервные структуры.

Необходимость стабилизации тока объясняется тем, что в течение анестезии электрокожное сопротивление может увеличиваться от сотни Ом до единиц кОм, что может стать причиной ограничения тока стимула, снижения возбуждения нерва и, соответственно, появления ошибок в оценке ответа мышцы и уровня НМБ. Требование стабилизации тока может быть выполнено путем использования в электростимуляторе выходных каскадов, работающих в режиме генератора тока с высоким выходным сопротивлением.

Электроды для ЭНС должны обеспечивать хороший контакт с кожей на протяжении всей анестезии. Обычно используются специальные поверхностные электроды из проводящей резины диаметром около 10 мм, однако возможно применение одноразовых электрокардиографических электродов. Применение проводящего геля между электродом и кожей способствует обеспечению стабильного контакта и снижает переходное электрическое сопротивление. В случае, когда поверхностные электроды не могут обеспечить максимальный ответ мышцы при максимальном токе электростимулятора, используют подкожные игольчатые электроды, в качестве которых могут служить стальные инъекционные иглы.

Для удобства работы с ЭС он должен иметь индикатор тока стимула, дающий показания (например, импульсное свечение) только при прохождении тока в цепи электродов, а также индикатор недопустимого увеличения сопротивления тканей, при котором наступает ограничение тока стимуляции.

Электростимуляторы для контроля нейромышечной функции, требующие ручную тактильную оценку выраженности мышечных сокращений, выполняются в виде батарейных малогабаритных приборов. В некоторых моделях ЭС предусмотрен режим поиска локализации нерва. Используемые для этих целей электроды в виде выступающих штырей с контактными головками закрепляются на корпусе прибора, располагающегося при поиске нерва в руке врача.

Электростимулятор «TOF-ТЕСТ-01» предназначен для контроля нейромышечной функции во время наркоза путем диагностической электростимуляции периферических двигательных нервов в режимах TOF и DBS и наблюдения выраженности вызванных мышечных ответов. Структурная схема прибора приведена на рисунке 8.8: 1 – источник питания, 2 – преобразователь напряжения, 3 – микропроцессор, 4 – выходной каскад, 5 – органы управления, 6 – электроды.

Формирование временных параметров выходных сигналов обеспечивает микропроцессор, который также управляет работой всего устройства по командам, поступающим от органов управления. Источник питания содержит батарею и стабилизатор напряжения. Преобразователь формирует напряжение, необходимое для работы выходного каскада прибора.

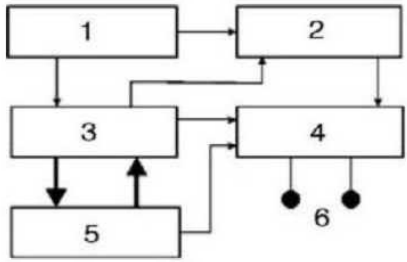


Рисунок 8.8 – Структурная схема прибора «TOF-ТЕСТ-01»

Мониторы, включающие средства измерения мышечных ответов, содержат однокристальную ЭВМ, выполняющую функции формирования импульсной последовательности стимулов требуемого режима ЭНС, обработки сигналов ответа по алгоритму, позволяющему индицировать на экране дисплея величину уровня НМБ, выраженную в процентах.

Структурная схема монитора НМБ приведена на рисунке 8.9: 1 – однокристальная ЭВМ, 2 – стимулятор, 3 – пациент, 4 – датчик силы сокращений, 5 – усилитель, 6 – фильтр нижних частот (ФНЧ), 7 – АЦП, 8 – дисплей.

Сигнал датчика вызванного ответа мышц, пропорциональный силе мышечного сокращения, усиливается, фильтруется в ФНЧ и после преобразования в цифровую форму с помощью 8-разрядного АЦП подается на вход ЭВМ. Алгоритм работы программного обеспечения прибора заключается в следующем.

В предварительном режиме калибровки устанавливается ST-стимуляция с частотой 2 Гц за 10 с, в течение которых путем ручной регулировки, наблюдая на дисплее величину мышечного сокращения, находят значение сверхмаксимальной амплитуды тока, которое запоминается в памяти на время мониторинга.

В автоматическом режиме TOF-стимуляции происходит генерация 4-импульсной последовательности. При анализе ответов сначала определяется число ответов в реакции. Для определения отношения измеряется первый ответ на TOF-стимуляцию в момент времени, соответствующий первому импульсу TOF-стимуляции. Первый ответ считается обнаруженным, если он превышает уровень 8% от возможного максимального значения.

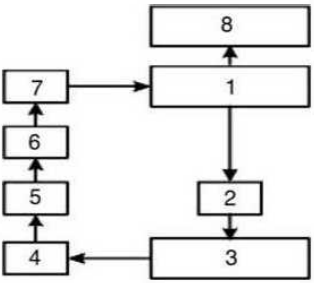


Рисунок 8.9 – Структурная схема монитора НМБ

Если первый ответ не проходит по данному критерию 3 раза подряд (стимуляция осуществляется с частотой 0,1 Гц), принимается решение об отсутствии мышечных ответов и существовании интенсивной НМБ, на дисплей при этом выдается значение “99%” НМБ. Если первый ответ обнаружен, то запоминается его амплитуда и начинается поиск второго ответа, затем третьего и четвертого.

В случае обнаружения одного первого ответа на дисплей выдается значение «90%», первого и второго – «80%», трех ответов – «75%». При обнаружении всех четырех ответов вычисляется TOF-отношение. Если отношение меньше 0,75, то НМБ оценивается на уровне «50%», если отношение становится больше 0,75- «5%», что соответствует полному снятию НМБ.

В мониторах НМБ измерение силы мышечной реакции на ЭНС осуществляется с помощью миниатюрных акселерометров. Такие датчики выпускаются в виде монолитных интегральных схем, содержащих чувствительный элемент и устройство измерения, позволяющее получить выходной сигнал, пропорциональный величине измеряемого ускорения.

В качестве примера можно привести акселерометр ADXL05 фирмы Analog Devices. Чувствительным элементом датчика является балансир, закрепленный на гибкой подвеске, с пластиной, являющейся подвижным элементом дифференциального емкостного преобразователя. Неподвижные пластины преобразователя питаются противофазным прямоугольным напряжением с частотой 1 МГц. Подвижная пластина преобразователя соединена с синхронным детектором, дающим

напряжение, пропорциональное величине смещения подвижного элемента при действии на датчик ускорения движения.

Коэффициент преобразования датчика составляет 0,2...1,0 В/g, разрешающая способность не менее 5 mg, диапазон измерений ±5g. Датчик оказывается способным реагировать на достаточно низкочастотные движения, возникающие при мышечном ответе на электростимуляцию.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках данного учебного пособия была осуществлена попытка ознакомить читателя с основными особенностями построения диагностических систем клинического мониторинга.

Основное внимание в учебном пособии было уделено особенностям реализации мониторинга артериального давления крови, параметров сердечного ритма и респираторной системы человека. Проанализированы методы измерения электрического импеданса биологических тканей, регистрации сигналов артериальной пульсации крови и биоэлектрической активности сердца.

Рассмотрены основные источники погрешностей, возникающих при регистрации биомедицинских сигналов в условиях клинической практики. Учебное пособие содержит примеры практического использования существующих инструментальных средств клинического мониторинга.

Материалы данного учебного пособия могут рассматриваться как первая ступень в изучении проблемы создания инструментальных средств регистрации и обработки биомедицинских сигналов и информации с целью совершенствования аппаратных средств мониторинга состояния пациентов в анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии.

Несомненно, дальнейшие исследования в области развития систем клинического мониторинга принесут новые результаты, важные как для решения задач построения более совершенной мониторной аппаратуры, так и для решения актуальных проблем диагностики состояния организма человека.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л. И. Аппаратура и методы клинического мониторинга [Текст]: учеб. пособие / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. – М.: Высш. шк., 2004. – 256 с.
2. Рангайян, Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Р. М. Рангайян; пер. с англ.; под ред. А. П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.
3. Гусев, В. Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него [Текст] / В. Г. Гусев – М.: Машиностроение, 2004. – 597 с.
4. Webster, J.G. Medical instrumentation. Application and design [Text] / Edited by J.G. Webster – John Wiley & Sons, 2009. – 675 p.
5. Moore, J. Biomedical technology and devises. Handbook [Text] / Edited by J. Moore – CRC Press LLC, 2004. – 750 p.
6. Новицкий, П. В. Оценка погрешностей результатов измерений [Текст] / П. В. Новицкий, И. А. Зограф. – М.: Энергоатомиздат, 1991. – 304 с.
7. Ройтберг, Г. Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов [Текст] / Г. Е. Ройтберг, А. В. Струтынский – М.: Бином, 2003 – 622 с.
8. Webster, J. G. Design of Pulse Oximeters [Text] / J. G. Webster – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997 – 260 p.
9. Солонина, А. И. Основы цифровой обработки сигналов [Текст]: учеб. для вузов– М.: БХВ, 2005. – 768 с.
10. Аш, Ж. Датчики измерительных систем [Текст]: В 2 кн. [Ж. Аш и др.]; пер. с франц. – М.: Мир, 1992. – 480 с.
11. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ [Текст] / под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
12. Баевский, Р.М. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения [Текст] / Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов – М.: Медицина, 2000. – 295с.
13. Федотов, А.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигна-

лов [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. – 282 с.
14. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.

Учебное издание

Федотов Александр Александрович
Акулов Сергей Анатольевич

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КЛИНИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

Учебное пособие

Редактор Т. К. Кретинина
Доверстка Л. Р. Дмитриенко

Подписано в печать 23.10.2014. Формат 60x84 1/16.
Бумага офсетная. Печать офсетная.
Печ. л. 14,75.
Тираж 100 экз. Заказ . Арт. 19/2014.

Самарский государственный аэрокосмический университет.
443086 Самара, Московское шоссе, 34.

Изд-во Самарского государственного аэрокосмического университета.
443086 Самара, Московское шоссе, 34.