



МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИИ

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

А. А. Федотов, С. А. Акулов

БИОЛОГИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

Интерактивное учебное пособие

САМАРА

2013

УДК 57.087
ББК 32.811.3
Ф 34

Авторы: **Федотов Александр Александрович,**
Акулов Сергей Анатольевич

Рецензент: декан радиотехнического факультета,
к.т.н., доцент Кудрявцев Илья Александрович

Федотов, А. А. Биологические системы и технологии [Электронный ресурс] : электрон. учеб. пособие / А. А. Федотов, С. А. Акулов; Минобрнауки России, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т). – Электрон. текстовые и граф. дан. (2,7 Мбайт). – Самара, 2013. – 1 эл. опт. диск (CD-ROM).

Электронное учебное пособие содержит информацию о методах и средствах получения диагностической информации в современных системах мониторинга состояния человека. Подробно рассмотрены системы мониторинга параметров сердечного ритма, артериального давления крови, а также показателей функции внешнего дыхания. Приводятся примеры структурного построения современных инструментальных комплексов клинического мониторинга.

Электронное учебное пособие предназначено для магистрантов, обучающихся по направлению подготовки 201000.68 «Биотехнические системы и технологии» по учебному курсу «Биологические системы и технологии» в 9 семестре.

Разработано на кафедре радиотехники и медицинских диагностических систем.

СОДЕРЖАНИЕ

<u>Предисловие</u>	4
<u>ГЛАВА 1. Системы мониторинга в медицине критических состояний</u>	6
1.1. Общие принципы клинического мониторинга.....	6
1.2. Методы и средства анестезиологического мониторинга.....	10
<u>ГЛАВА 2. Мониторинг параметров сердечного ритма</u>	16
2.1. Основные принципы мониторинга сердечного ритма.....	17
2.2. Инструментальные средства регистрации сердечного ритма.....	27
2.3. Структурное построение аппаратуры автоматизированного анализа сердечного ритма.....	38
<u>Глава 3. Мониторинг параметров давления крови</u>	42
3.1. Прямые инвазивные методы измерения давления крови.....	44
3.2. Косвенные методы измерения давления крови.....	47
3.3. Аппаратура мониторинга параметров давления крови.....	54
<u>Глава 4. Мониторинг сердечного выброса крови</u>	57
4.1. Инвазивное измерение величины сердечного выброса.....	58
4.2. Неинвазивная оценка величины сердечного выброса.....	61
4.3. Производные гемодинамические показатели.....	65
<u>Глава 5. Респираторный мониторинг</u>	66
5.1. Принципы мониторинга функции внешнего дыхания.....	66
5.2. Диагностические показатели газообмена крови и газов крови.....	68
5.3. Мониторинг степени насыщения гемоглобина крови кислородом.....	70
5.3.1. Спектрофотометрическая оксиметрия.....	70
5.3.2. Методика пульсовой оксиметрии.....	72
5.3.3. Особенности построения пульсоксиметров.....	74
5.3.4. Возможные источники погрешностей пульсоксиметрии.....	80
5.4. Мониторинг напряжения кислорода в крови.....	82
5.5. Мониторинг дыхательных газов.....	84
5.5.1. Методика и аппаратура капнометрии.....	84
5.5.2. Капнограмма.....	87
5.6. Аппаратура респираторного мониторинга.....	89
<u>Глава 6. Нейромышечный мониторинг</u>	91
6.1. Проблема контроля нейромышечной функции во время наркоза.....	91
6.2. Инструментальная оценка уровня нейромышечной блокады.....	93
6.3. Методика мониторинга уровня нейромышечной блокады.....	96
6.4. Аппаратура мониторинга нейромышечной функции.....	100
<u>Заключение</u>	104
<u>Библиографический список</u>	105

ПРЕДИСЛОВИЕ

Появление в последние годы в клинической практике многочисленной аппаратуры мониторингового 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.

Вторая 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.

Третья и четвертая главы учебного пособия посвящены рассмотрению методов и средств мониторинга артериального давления крови и оценки величины сердечного выброса. Рассмотрены методы прямого и косвенного измерения параметров давления крови, построение мониторинжной аппаратуры измерения артериального давления и оценки величины сердечного выброса.

В пятой 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.

Рассмотрение вопросов нейромышечного мониторинга представлено **в шестой главе**. Проанализированы проблемы инструментальной оценки уровня нейромышечной блокады, рассмотрено построение аппаратуры мониторинга нейромышечной функции.

Несомненно, дальнейшие исследования в области развития систем клинического мониторинга принесут новые результаты, необходимые для решения актуальных проблем своевременной и доступной диагностики состояния организма человека.

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

ГЛАВА 1 СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА В МЕДИЦИНЕ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ

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.

Биологические 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.

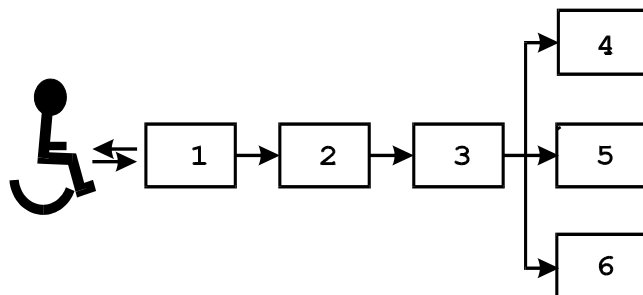
Импедансная плетизмография (электроплетизмография, реография) – метод исследования центральной и периферической гемодинамики, основанной на изучении сопротивления тканей переменному электрическому току. При мониторинге параметров гемодинамики (частоты сердечных сокращений (ЧСС), ударного объема, общего 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.



1 – датчики физиологических параметров, 2 – блок первичной обработки данных,
3 – блок анализа информации, 4 – регистратор, 5 – дисплей, 6 – память

Рисунок 1 – Структурное построение клинического монитора

В клинических мониторинговых системах осуществляется сбор физиологических данных, анализ полученной информации, определение диагностических показателей с представлением результатов в удобном для восприятия виде (рисунок 1).

Сбор данных в мониторинговых 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.

Для регистрации и измерения физиологических параметров служат датчики, содержащие чувствительные элементы, преобразующие исследуемый физиологический параметр 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 мониторинговых 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 диагностики, получения медицинских изображений, 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 включение 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;
- слежением за изменениями жизненно важных параметров организма в реальном масштабе времени, определяемым 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 дефибрилятора;
- **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.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

1.2 Методы и средства анестезиологического мониторинга

Появление в клинической практике современной наркозно-дыхательной аппаратуры, систем искусственного кровообращения и гипотермии, аппаратуры для временного замещения функций отдельных органов привело к созданию эффективных методов управления состоянием организма при проведении длительных хирургических операций. В этих условиях становится необходимым непрерывное слежение за изменением физиологических показателей, отражаю-

щих реакцию организма на развитие операционного стресса, действие наркоза, изменение факторов внешней среды.

Использование для этой цели систем клинического мониторинга рассматривается в анестезиологии, прежде всего, как необходимая мера по обеспечению безопасности пациента во время наркоза. Мониторинг позволяет предупредить развитие осложнений, возникающих во время наркоза и в послеоперационном периоде, в первую очередь, за счет ранней диагностики состояния наиболее важных систем организма и проведения соответствующих действий до появления у больного выраженных патофизиологических и метаболических изменений.

Выбор физиологических параметров и показателей для систем анестезиологического мониторинга определяется их информационными возможностями по оценке действия хирургического стресса на организм больного и его реакции на наркоз.

Хирургическая травма вызывает возбуждение соматосенсорных нервов и активирует центральную и вегетативную нервную систему (ВНС). Сенсорные возбуждения ведут к возникновению болевых ощущений, двигательные – к рефлекторным сокращениям мышц. Активность ВНС ведет к изменениям параметров гемодинамики (ЧСС, АД, венозное давление, сердечный выброс, периферическое сосудистое сопротивление), дыхания (газовый состав крови, газовый состав выдыхаемого воздуха, ЧД, параметры вентиляции), гормонального фона.

Подавление нежелательных реакций на операционную травму при комбинированном наркозе осуществляется путем использования препаратов, вызывающих торможение восприятия, блокаду болевых ощущений, торможение вегетативных реакций, выключение двигательной активности (рисунок 2).

Недостаточная глубина наркоза может привести к централизации кровообращения из-за спазма периферических сосудов, роста периферического сосудистого сопротивления и падения сердечного выброса. Может развиваться артериальная гипоксемия, что приводит к серьезным осложнениям. В то же время чрезмерное увеличение доз анальгетиков и нейролептиков приводит к неблагоприятным влияниям, проявляющимся наиболее полно в послеоперационном периоде.

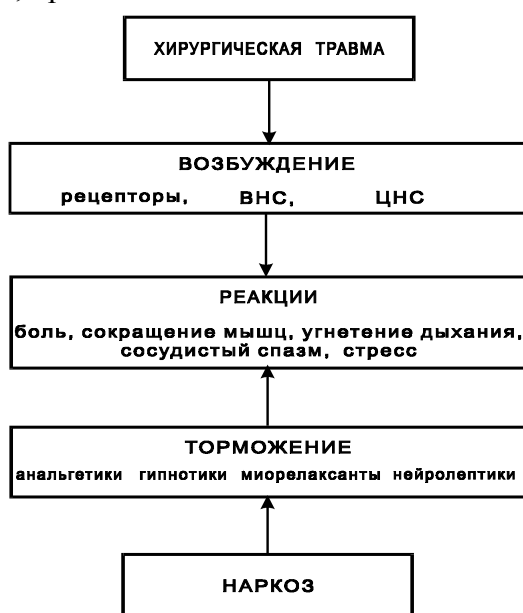


Рисунок 2 – Реакция организма на хирургическую травму

Поэтому в процессе управления кровообращением, газообменом, метаболизмом во время наркоза требуется мониторинг и оценка физиологических показателей, характеризующих глубину анестезии, параметры гемодинамики, внешнего дыхания, нейромышечной передачи, терморегуляции (рисунок 3).

На основе анализа информативности физиологических показателей, а также ретроспективного анализа анестезиологических ошибок и осложнений разработаны рекомендации, регламентирующие параметры мониторинга в различных ситуациях.

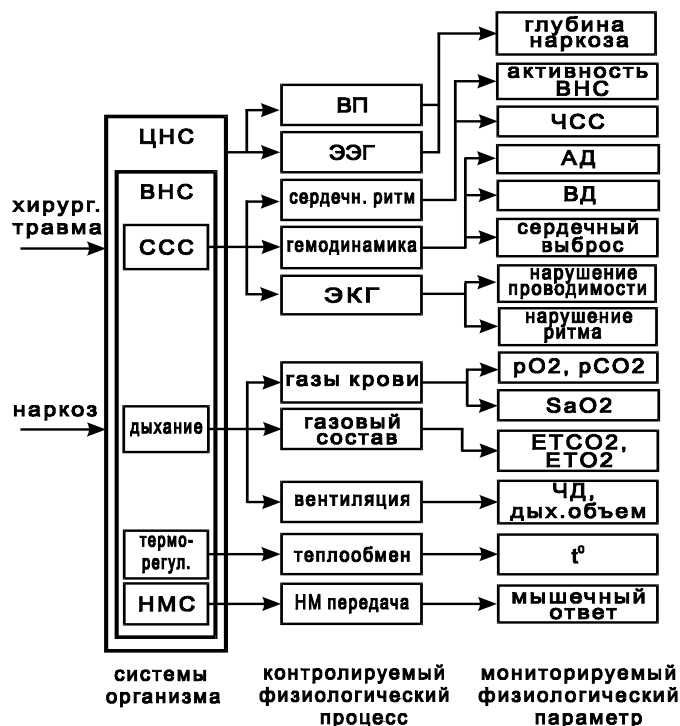


Рисунок 3 – Мониторинг физиологических параметров во время наркоза

Определены стандарты мониторинга, содержащие необходимые методы и средства контроля физиологических показателей, вошедшие в законодательные акты здравоохранения развитых стран. Типичным примером таких требований является стандарт Гарвардской медицинской школы, который подразделяет средства мониторинга на ряд категорий. К обязательным средствам отнесены: пульсоксиметрия, капнометрия, инвазивное измерение параметров гемодинамики. Необходимые средства: регистрация и обработка ЭКГ, слежение за величиной сердечного выброса, анализ концентрации ингалируемого кислорода, неинвазивное измерение артериального давления. К категории полезных средств отнесен мониторинг температуры и состояния нейромышечного блока.

В операционных, послеоперационных палатах, отделениях реанимации и интенсивной терапии требования к составу средств мониторинга различны. В послеоперационных палатах важное значение имеет контроль углекислого газа в выдыхаемом воздухе как средство предупреждения осложнений, вызываемых гипоксемией, остановкой дыхания или нарушением легочной вентиляции. В палатах интенсивной терапии этот контроль помогает быстро выявить нарушения вентиляции при астме, хронических обструктивных заболеваниях легких и коме.

Важной функцией анестезиологических мониторов является, наряду с непрерывным контролем и отображением физиологической информации, автоматическое выявление угрожающих состояний во время наркоза и подача сигналов тревоги.

Повышение требований к мониторам, особенно по точности измерения физиологических параметров, связано, в последние годы, с переходом на новое поколение средств ингаляционного наркоза и внутривенной анестезии, позволяющих осуществить точное динамическое дозирование вводимых препаратов. Управление состоянием пациента становится более гибким, позволяя поддерживать адекватную глубину наркоза на различных этапах операции.

Привычные для анестезиолога стетоскоп, сфигмоманометр и электрокардиоскоп вытесняются в настоящее время пульсоксиметрами, анализаторами выдыхаемого газа, системами обработки ЭКГ и вызванных потенциалов мозга, анализаторами нейромышечного блока и многими другими приборами.

Современная наркозно-дыхательная аппаратура включает в себя блоки задания программы анестезии и контроля параметров респиратора, испарителя, смесителя газов. Появились дисплеи, показывающие динамику дыхательных объемов, изменения концентрации газов, анестезирующих агентов.

Использование компьютерных средств позволяет следить за изменением таких интегральных показателей состояния, как глубина наркоза, степень нейромышечного блока, активность вегетативной нервной системы, наиболее полно отражающих состояние пациента во время анестезии.

С помощью анестезиологических мониторов осуществляется автоматическая запись данных во время анестезии в реальном времени и их хранение. Автоматически формируется протокол анестезии – наркозная карта, содержащая все необходимые для анализа анестезии данные. В протоколе заносятся результаты непрерывной регистрации мониторируемых показателей, отмечаются основные моменты оперативного вмешательства, доза вводимых препаратов, автоматически записываются параметры вентиляции, концентрации газов и анестетиков.

Автоматическое ведение протокола анестезии позволяет получить полную картину наркоза в едином формате для любых операций, что важно для дальнейшего анализа, накопления базы данных, проведения клинических исследований, обучения специалистов.

В 90-е годы в медицинском приборостроении окончательно сформировалась концепция интеграции всей аппаратуры, относящейся к ведению наркоза, в единый комплекс, так называемую рабочую станцию, включающую персональный компьютер.

Анестезиологические рабочие станции позволяют повысить безопасность пациента во время наркоза и в этом заключается их главная особенность. Данные мониторинга пациента и параметры анестезии выводятся на один дисплей, что позволяет анестезиологу наблюдать картину течения анестезии полностью и, не распыляясь на наблюдения отдельных приборов, больше внимания уделить больному. Повышается надежность использования наркозно-дыхательной аппаратуры за счет ее непрерывного контроля, автоматического определения неисправностей или ухудшения параметров функционирования и своевременного обслуживания или ремонта. Рабочая станция обладает развитым программным обеспечением, визуальным интерфейсом пользователя, что упрощает процесс работы. В то же время программное обеспечение станции просто модернизируется при введении в систему новых средств мониторинга и новых методик лечения больных.

Известные производители наркозно-дыхательной аппаратуры, такие как Drager, Datex, Gambro Engstrom, включают мониторные системы с автоматическим ведением протокола анестезии в наркозно-дыхательную аппаратуру, создавая единый комплекс.

По оценкам экспертов, рынок анестезиологических мониторов является наиболее динамично развивающимся. Постоянный рост объемов продаж стимулирует интенсивные исследования в области разработки новых методов и технических средств оценки состояния организма пациента во время операции.

Помимо традиционных методов мониторинга на сегодняшний день введены новые методы, в которых оценка состояния пациента ведется на основе анализа электроэнцефалограммы, кислотно-щелочных показателей крови, содержания воды в легких.

В настоящее время практически все страны с развитой медицинской и электронной промышленностью выпускают компьютеризированные мониторные системы для анестезиологии, отличающиеся набором исследуемых показателей, способом представления информации, структурным построением, сервисными функциями. Ведущими производителями мониторных систем клинического назначения являются фирмы: Hewlett-Packard (USA), Spacelabs Medical (USA), Nihon Kohden (Japan), Critikon/J&J (USA), Marquette Electronics (USA), Siemens Medical (Germany), Datascope (USA), Protocol Systems (USA).

Фирма Datex разработала анестезиологический монитор AS/3tm в котором контролируются ЭКГ в трех отведениях с анализом сегмента ST, ЧСС, SpO₂ с диагностической плетизмограммой, инвазивное давление в двух точках, неинвазивное артериальное давление, сердечный выброс, концентрации газов: CO₂, O₂, N₂O, анестезирующие агенты с их автоматической идентификацией. Параметры состояния пациента и физиологические кривые выводятся на символьно-графический дисплей. При выходе параметров за установленные границы выдается сигнал тревоги, имеющий 3 цвета на экране дисплея и 3 типа звучания, которые соответствуют 3 уровням опасности для пациента.

Фирмой Marquette Electronics разработана интегрированная система UNITLY включающая мониторы пациента TRAM, устанавливаемые в операционных или в палатах интенсивной терапии, центральный монитор контроля, клиническую информационную систему, телеметрический канал контроля, развитую систему тревожной сигнализации с использованием звуковых сигналов, световых табло и пейджеров для медицинского персонала.

Все устройства соединены в компьютерную сеть, позволяющую осуществлять быстрый доступ к информации с различных рабочих мест. Монитор пациента позволяет регистрировать ЭКГ, определять параметры ЭКГ, многоточечное инвазивное и неинвазивное давление крови, температуру, частоту дыхания и периферического пульса, сатурацию кислорода, параметры сердечного выброса.

Интегрированная система анестезии EAS 9010 (Gambro Engstrom) включает аппаратуру ИВЛ, смеситель газов, испаритель, монитор параметров анестезии. Система позволяет использовать монитор пациента Hewlett Packard с полным подбором физиологических данных с автоматической записью и слежением за состоянием.

Аппаратура мониторинга параметров анестезии позволяет контролировать давление дыхательной газовой смеси в дыхательном контуре пациента, объемы дыхания, концентрации ки-

слорода, закиси азота, углекислого газа и анестезирующих агентов, что облегчает использование и повышает безопасность в работе. Особенностью системы является возможность слежения за величинами концентрации анестетиков в конечной фазе выдоха.

Совершенствование средств измерительной техники и методов обработки физиологической информации открывает новые возможности в диагностике состояния пациентов во время наркоза. За последние пять лет в практике анестезиологического мониторинга появился целый ряд новых методов физиологических исследований:

- оценка глубины наркоза путем контроля слуховых вызванных потенциалов мозга или с помощью биспектрального анализа ЭЭГ в реальном масштабе времени;
- внутрисосудистые измерения сатурации кислорода с помощью катетеров с волоконно-оптическими датчиками для определения артериовенозной разности по сатурации кислорода;
- определение сатурации кислорода в сосудах головного мозга с помощью транскраниальных датчиков;
- определение региональной сатурации кислорода у плода при мониторинге в родах;
- чреспищеводная эхокардиография;
- интраоперационное измерение параметров потока крови с помощью цветной доплеровской системы с высоким разрешением;
- неинвазивный мониторинг сердечного выброса импедансным или фотоплетизмографическим способом.

Данные методики позволяют существенно повысить эффективность использования клинического мониторинга в медицине критических состояний.

Сердечно-сосудистая система выполняет важную транспортную функцию в организме, необходимую для его нормальной жизнедеятельности. В медицине критических состояний диагностика функционирования этой системы занимает одно из главных мест, так как деятельность сердечно-сосудистой системы во многом определяет эффективность протекания процессов метаболизма, переноса кислорода и углекислого газа, терморегуляции.

Оценка деятельности сердечно-сосудистой системы при анестезиологическом мониторинге осуществляется путем регистрации механических, акустических и биоэлектрических проявлений сердечной деятельности, наиболее доступных для регистрации во время наркоза. Среди показателей центральной и периферической гемодинамики наибольшую ценность представляют параметры сердечного ритма, артериального и венозного давления крови, сердечного выброса.

Широко распространенными методами контроля сердечной деятельности являются слежение за величиной ЧСС, артериального давления крови, наблюдение ЭКГ в одном или нескольких отведениях с автоматическим обнаружением нарушений ритма. Использование данных методов контроля в клиническом мониторинге характеризуется простотой процедур регистрации биологических сигналов и интерпретации показаний. Более сложные и громоздкие методы, используемые при функциональных исследованиях сердечно-сосудистой системы, такие как радионуклеидная ангиография, ядерный магнитный резонанс, чреспищеводная эхокардиография, доплеровские системы измерения потока крови используются по специальным показаниям. Эти методы исследования чаще всего интересуют хирургов и не связаны непосредственно с работой анестезиолога.

Выбор средств контроля показателей сердечно-сосудистой системы для клинического мониторинга зависит от многих факторов. Так, например, при анестезиологическом контроле наиболее важную роль играет вид операции, пластичность сердечно-сосудистой системы пациента, обоснованность риска использования инвазивных методик, стоимость мониторинжной техники. В то же время главным фактором выбора средств анестезиологического мониторинга является необходимость и достаточность получаемой информации для оптимального управления состоянием пациента и обеспечения безопасности наркоза.

СОДЕРЖАНИЕ

ГЛАВА 2 МОНИТОРИНГ ПАРАМЕТРОВ 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 анестезиологической 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 выделить артериальную пульсацию кровотока, а затем измерить частоту следования пульсовых колебаний.

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.

Артериальная пульсация может быть зарегистрирована по эффекту Допплера от движущегося потока крови с использованием ультразвуковой или микроволновой техники.

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 межпульсо-

вые (R-R временные интервалы) – кардиоинтервалы (КИ). После усреднения определенного количества (выборки) полученных значений длительности КИ, ЧСС определяют по формуле:

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

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 однокристалльной ЭВМ.

В анестезиологических мониторах используется “быстрое” усреднение периодов пульсовых колебаний (например, определяется среднее 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 дает 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 электрокардио-сигнала, так как при высокой T-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.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

2.1 Основные принципы мониторинга сердечного ритма

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 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.

В покое, когда превалирует тонус парасимпатического отдела ВНС, вариабельность сердечного ритма обусловлена, большей частью, вагусными влияниями. При активации симпатического отдела ВНС, происходящей во время стресса, показатели вариабельности сердечного ритма падают. Изменение вариабельности связано с интенсивностью процессов активации отделов ВНС по отношению к сердечно-сосудистой системе и позволяет судить о степени адаптационной реакции организма на то или иное воздействие в целом.

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.

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 %):

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

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 ВСП.

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.

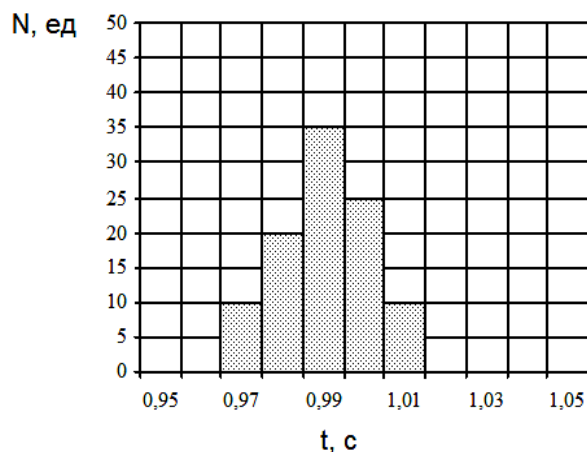
Сущность вариационной пульсометрии заключается в изучении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. Последовательность значений длительностей КИ может быть преобразована в геометрическую структуру: распределение плотности длительностей КИ или гистограмму распределения длительностей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

Для здоровых людей в состоянии покоя регистрируется нормальная гистограмма, близкая по виду к симметричной кривой Гаусса (рисунок 4).



$N_b=100$ – объем выборки
 $A_m=35\%$ - амплитуда моды распределения КИ
 $M_o=0.99c$ – значение моды распределения КИ
 $\Delta X=0.05c$ – вариационный размах
 $t_n=0.01c$ – величина поддиапазона

Рисунок 4 – Гистограмма распределения КИ

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;

2) **Амплитуда моды A_m** – для 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 используют более крупный интервал группирования – 50 мс.

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 методом вариационной пульсометрии вычисляются приведенные выше статистические оценки распределения КИ, с помощью которых затем формируются диагностические показатели, характеризующие активность звеньев вегетативной регуляции.

Известно, что изменения показателей ритма сердца при стрессе наступают раньше, чем являются 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 анестезиологическую защиту пациента и предупреждать появление выраженных проявлений стрессовой реакции.

Формирование показателей активности отделов ВНС затруднено без соответствующих инструментальных средств, доступных широкому кругу анестезиологов и реаниматологов, однако появление в последние годы автоматизированных ритмокардиомониторов и компьютерных средств обработки электрокардиосигнала решает эту проблему. При использовании мониторов приборов контроля сердечного ритма оценка состояния пациента может производиться путем непосредственного наблюдения на дисплее прибора гистограммы распределения КИ и интерпретации ее формы, а также путем контроля величин вычисляемых в приборе и индицируемых диагностических показателей.

а) симпатотонический тип распределения КИ: $A_{Mo}=50\%$; $\Delta X=0,05$ с; $Mo=0,59$ с; СИМ=67; ПАР=0; ИН=847;

б) нормотонический тип распределения КИ: $A_{Mo}=23\%$; $\Delta X=0,12$ с; $Mo=0,74$ с, СИМ=13, ПАР=10; ИН=129;

в) парасимпатотонический тип распределения КИ: $A_{Mo}=13\%$; $\Delta X=0,2$ с; $Mo=0,109$ с; СИМ=3; ПАР=44; ИН=30.

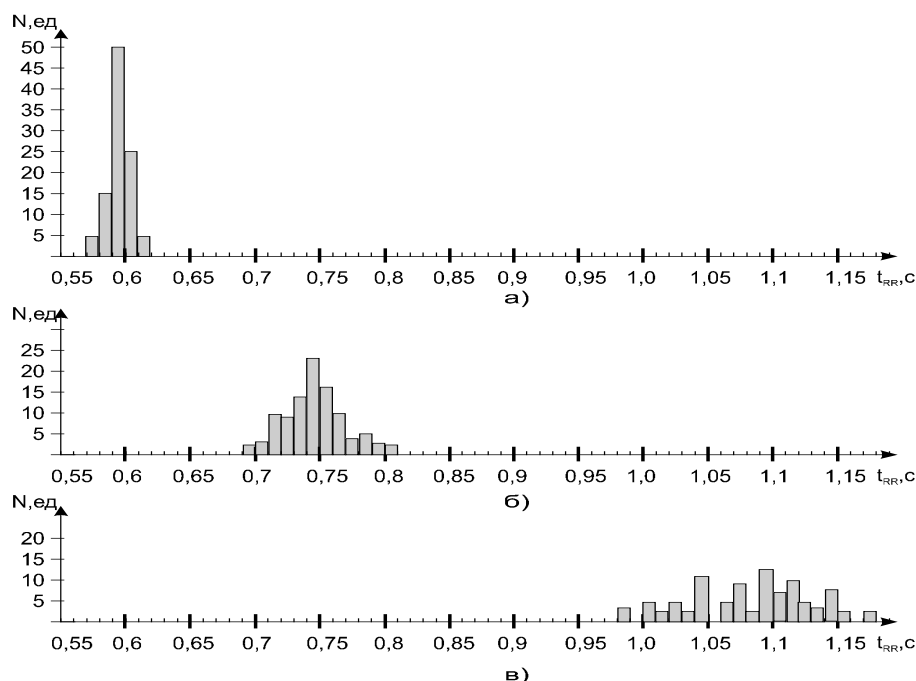


Рисунок 5 – Типы распределения длительностей КИ, величина интервала группирования 10 мс

При наблюдении гистограммы распределения КИ можно выделить, по крайней мере, три ее основных типа, качественно и количественно характеризующих три основных состояния регуляторных систем: нормотоническое, симпатотоническое, парасимпатотоническое, которые имеют различные статистические характеристики (рисунок 5).

По экрану дисплея ритмокардиомонитора можно визуально в реальном масштабе времени оценить тип распределения длительностей КИ и тенденции его изменения.

Для диагностической оценки состояния пациента по структуре гистограмм распределения КИ производится расчет и индикация на экране дисплея таких статистических оценок, как: Mo , A_{Mo} , ΔX или диагностических показателей, характеризующих вариабельность ритма сердца. К таким диагностическим показателям относится величина среднеквадратического отклонения длительностей КИ в выборке. В этом случае ограничение объема выборки приводит к оценке

только “быстрых” изменений вариабельности, поэтому часто для определения влияния медленных волн анализируют выборки длительностью до нескольких часов.

Р.М. Баевский предложил ряд диагностических показателей, являющихся производными статистических оценок распределения КИ:

индекс вегетативного равновесия $ИВР=АМ_0/\Delta X$;

вегетативный показатель ритма $ВПР=1/М_0 \cdot \Delta X$;

показатель адекватности процессов регуляции $ПАПР=АМ/М_0$;

индекс напряжения регуляторных систем $ИНБ=АМ_0/2М_0 \cdot \Delta X$.

Кардиологический стандарт оценки показателей вариабельности сердечного ритма включает вычисление, так называемого, “индекса Святого Георга”, представляющего собой оценку ширины основания треугольника, интерполирующего гистограмму распределения КИ:

$$TINN=2N/AM_0.$$

Этот метод оценки вариабельности позволяет исключить при вычислении индекса $TINN$ связанные с синусовым ритмом сердца КИ, а также артефакты, образующие “нестационарные” участки гистограммы. Следует отметить, что при использовании индексов Р.М.Баевского участки гистограммы, обусловленные артефактами и экстрасистолами, могут существенно искажать действительную картину, поэтому в мониторинговых приборах целесообразно использовать “помехозащищенные” диагностические показатели вариабельности ритма сердца.

К таким показателям, наряду с $TINN$, относятся показатели, характеризующие баланс регуляции в ВНС – индексы активности симпатического ($СИМ$) и парасимпатического ($ПАР$) отделов ВНС.

Индекс активности симпатического отдела ВНС вычисляется по формуле

$$СИ=4 \cdot АМ_0/N_{20\%},$$

где: $N_{20\%}$, ед. – число поддиапазонов гистограммы, содержащих количество КИ, превышающих уровень 20% от значения $АМ_0$.

Индекс активности парасимпатического отдела ВНС – $ПАР$ характеризует степень отклонения зарегистрированного распределения КИ от нормального закона распределения. Чем больше отклонений от нормального распределения, характеризующегося плавным убыванием количества КИ влево и вправо относительно моды распределения, тем сильнее активность вагусного влияния на регуляцию ритма сердца.

$ИНБ$ учитывает отношение между основными показателями ритма сердца и отражает степень централизации процессов регуляции. У хорошо физически тренированных лиц $ИНБ=80...140$ (среднесуточные колебания от 68 до 150) при среднесуточном значении 120.

В норме, как правило, имеют место координированные изменения показателей ритма сердца. Так, для симпатикотонии характерно меньшее значение моды (учащение пульса), обычно сопровождаемое увеличением $АМ_0$ и уменьшением ΔX , что приводит к увеличению $ИНБ$. Усиление парасимпатического тонуса, наоборот, ведет к уменьшению $АМ_0$ и увеличению $М_0$ и ΔX , а $ИНБ$ уменьшается.

Недостатком использования $ИНБ$ для текущей оценки состояния является его нелинейность: интервал изменения $ИНБ$ при парасимпатической активности колеблется от 0 до 100, а

при симпатической от 200 до 1000 и более, т.е. количественная оценка изменений активности в разных диапазонах оказывается трудно сопоставимой.

Для наблюдения за балансом регуляции со стороны симпатического и парасимпатического отделов ВНС удобно использовать индексы **СИМ** и **ПАР**, имеющие одинаковую шкалу:

менее 15 ед. – слабая активность отдела ВНС;

16-30 ед. – умеренная активность;

более 30 ед. – высокая активность.

Одинаковая размерность показателей позволяет, наблюдая за динамикой взаимного изменения индексов, оценить структуру реакции ВНС на воздействующие факторы.

У взрослого здорового человека в состоянии физического и психического покоя СИМ не превышает 15 ед. Увеличение **СИМ** свидетельствует о преобладании симпатического звена в регуляции ритма сердца (увеличение **АМ₀** и снижение **N₂₀%**, обуславливающее уменьшение степеней свободы в регуляции) и росте напряженности состояния организма.

Визуальный контроль гистограммы на экране дисплея позволяет быстро определить преобладающее влияние одного из отделов вегетативной нервной системы в регуляции ритма сердца.

При симпатикотонии (рисунок 6) гистограмма имеет узкое основание (малая величина вариационного размаха **ΔX**), большую высоту (рост **АМ₀**), возрастает величина **СИМ**, снижается **ПАР**.

Для преобладающего влияния парасимпатического отдела ВНС характерно: широкое основание (большое значение **ΔX**), малая высота гистограммы (уменьшение **АМ₀**), показатель **СИМ** снижается, возрастает **ПАР**.

Для структуры гистограмм при симпатикотонии характерно плавное снижение высоты ее элементов с обеих сторон от значения **М₀**, гистограмма состоит часто из 2-3 элементов.

Для парасимпатикотонии характерны: отсутствие плавного снижения высоты элементов гистограммы слева и справа от **М₀**, неравномерность, "зазубренность" огибающей гистограммы.

Изменение показателей ритма сердца при хирургическом стрессе происходит под влиянием различных факторов, отражающих индивидуальную реакцию нервной системы больного, исходный фон, заболевание, влияние вводимых лекарств (анестетиков, анальгетиков и др. препаратов), степень кровопотери, инфекцию и т. д. Полученные сдвиги показателей являются свидетельством неспецифического реагирования организма на самые разнообразные воздействия и не могут быть интерпретированы в отрыве от клинической картины и других методов исследования. Вместе с тем обработка и анализ ритма сердца является весьма тонким и чувствительным методом, достоверность и точность которого в сочетании с высоким быстродействием превышают аналогичные возможности других методов исследования стрессовой реакции.

Несмотря на некоторые особенности изменения регуляции ритма сердца во время операции в зависимости от индивидуального реагирования организма, вида обезболивания и операции выявлена неспецифичность и одинаковая направленность изменения диагностических показателей.

Ориентировочные показатели адекватности анестезии приведены в таблице 1. Динамика ритма сердца при операции может иметь заметные индивидуальные отличия и зависеть от исходного состояния больного, характера оперативного вмешательства и способов лечения.

Таблица 1 – Ориентировочные величины показателей ритма сердца у взрослых при абдоминальных операциях

Анестезия	ИНБ	СИМ	ПАР
Адекватная	200 – 1000	до 30	до 30
Неадекватная	Более 1000	более 30	более 30

С помощью оперативного анализа показателей ритма сердца можно осуществлять индивидуальный подбор не только вида, но и дозы требуемого препарата с учетом конкретной клинической ситуации.

Таким образом, врач, наблюдая изменения показателей ритма сердца, получает информацию, характеризующую процессы управления основными жизненными функциями, использование которой является перспективным методом контроля состояния организма в медицине критических состояний.

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 скаттерграммы 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:

$$S = \frac{1}{4} \pi L w$$

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 создание 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.

Основным недостатком параметрических методов является 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 реализации 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 Ханна, 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 мониторинга, используется алгоритм быстрого преобразования Фурье (БПФ). На рисунке 6 приведены (сверху вниз) типо-

вые 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.

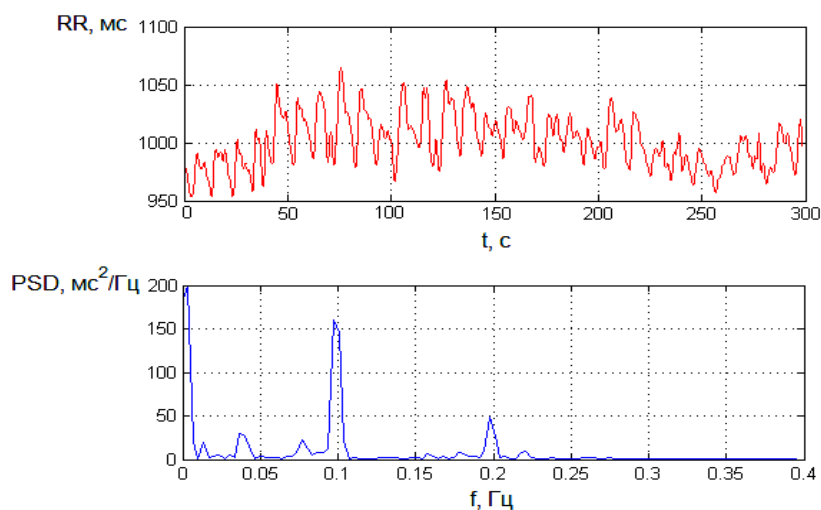


Рисунок 6 – Сверху вниз: зависимость длительностей КИ от времени, зависимость спектральной плотности мощности от частоты

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).

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.

2.2 Инструментальные средства регистрации показателей сердечного ритма

подавляющее большинство современных инструментальных средств регистрации показателей сердечного ритма можно разделить на две основные группы. Первая группа представлена измерительными преобразователями (ИП) сигнала биоэлектрической активности сердца. Ко второй группе относятся ИП сигнала артериальной пульсации крови. На рисунке 7 представлена классификация ИП биосигналов сердечного ритма.

ИП сигнала артериальной пульсации крови могут быть использованы для формирования диагностических показателей сердечного ритма. В большинстве случаев данные ИП основаны на регистрации периферических артериальных пульсаций крови и являются неотъемлемой частью систем мониторинга параметров сердечного ритма человека.

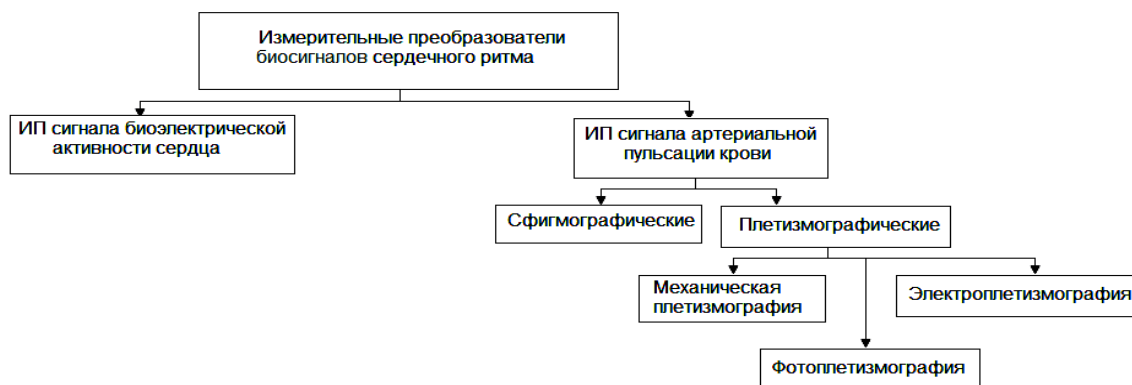


Рисунок 7 – Измерительные преобразователи биосигналов сердечного ритма

По своей структуре ИП сигнала периферической артериальной пульсации крови представляют собой либо сфигмографические системы, либо плетизмографические системы регистрации и обработки биосигнала. Для формирования диагностического показателя используется анализ изменчивости длительностей кардиоинтервалов (КИ), определяемых как интервалы между двумя соседними систолическими максимумами пульсовых волн.

Сфигмографические ИП обеспечивают регистрацию и обработку сфигмограммы артериальной пульсации крови.

Артериальная сфигмограмма отражает 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.

Сфигмографические ИП артериальной пульсации крови включают датчик перемещения, первичный преобразователь, усилитель сигнала, блок обработки сигнала.



Рисунок 8 – Обобщенная структурная схема сфигмографического ИП артериальной пульсации крови

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.

Плетизмографические ИП артериальной пульсации крови обеспечивают регистрацию и обработку биосигнала пульсового кровенаполнения участка тела или сосуда. В настоящее время плетизмографические ИП артериальной пульсации крови подразделяют в зависимости от способа преобразования сигнала артериальной пульсации крови на механические плетизмографические ИП, электроплетизмографические и фотоплетизмографические ИП.

В механических плетизмографических ИП артериальной пульсации крови изменения объема артериального сосуда воспринимаются заключенной в ограниченном объеме средой (воздух или вода) непосредственно или через различного рода разделительные пленки. В состав такого рода ИП входит приемник колебания, состоящий из чувствительного элемента, воспринимающего колебания исследуемого участка, преобразователь зарегистрированного колебания в электрическую энергию, усилитель полезного сигнала, блок обработки сигнала.

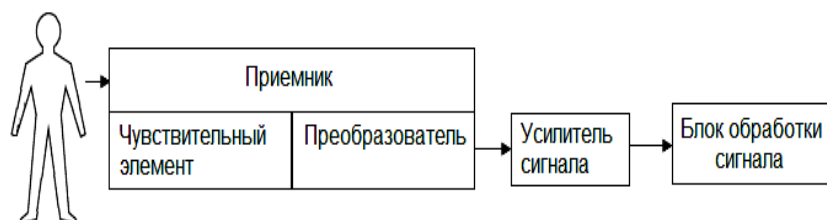


Рисунок 9 – Обобщенная структурная схема механического ИП артериальной пульсации крови

Механические ИП артериальной пульсации крови, использующие для передачи артериальных колебаний водную среду, в настоящее время практически не используются. К очевидным недостаткам такого рода ИП относится их громоздкость, повышенная инерционность, низкая чувствительность и низкая точность измерения.

Пневмомеханические плетизмографические ИП артериальной пульсации крови лишены многих принципиальных недостатков водонаполненных плетизмографических систем. 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 плетизмографических ИП используются капсула Маррея, преобразующие пульсации столба воздуха в движения легкого пера, капсула Франка, преобразующая колебания в оптический сигнал, а также различные ин-

дукционные, емкостные, пьезокристаллические и пьезокерамические преобразователи давления воздуха в электрический сигнал.

Недостатками пневмомеханических плетизмографических ИП является необходимость существенной герметизации, что приводит к увеличению габаритов, а также зависимость полученных показателей от температуры окружающей среды.

Одной из разновидностей ИП механической плетизмографии является ИП на основе окклюзионной плетизмографии, представляющей 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 артерий.

Электроплетизмографические ИП артериальной пульсации крови основаны 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 объёму (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.

Электроплетизмографические ИП артериальной пульсации крови включают в себя высокочастотный генератор тока, измерительный каскад, усилитель сигнала, блок обработки сигнала.

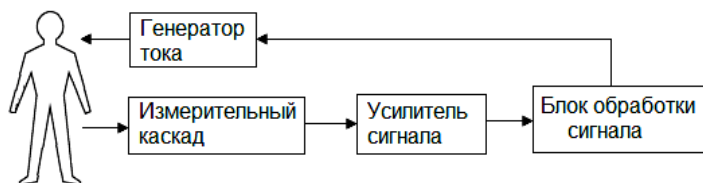


Рисунок 10 – Обобщенная структурная схема аппаратных средств электроплетизмографических ИП артериальной пульсации крови

В электроплетизмографических ИП регистрируют 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.

Принципиальным недостатком электроплетизмографических ИП артериальной пульсации крови 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 схемой.

Фотоплетизмографические ИП артериальной пульсации крови основаны на методе фотометрии.

В основу фотометрических методов 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.

Фотоплетизмографические ИП артериальной пульсации крови включают в себя источник излучения, фотоприемник, формирователь сигнала, усилитель сигнала, блок обработки сигнала.

В фотоплетизмографических ИП артериальной пульсации крови участок ткани, в которой исследуется артериальная пульсация кровотока, например, палец руки (рисунок 12), располагают на пути луча света между источником излучения и фотоприемником.

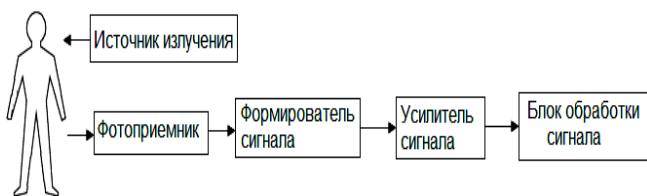


Рисунок 11 – Обобщенная структурная схема ИП артериальной пульсации крови

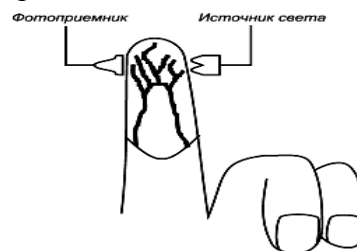


Рисунок 12 – Регистрация фотоплетизмограммы

Зависимость поглощения света от времени имеет две составляющие (рисунок 13): 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.

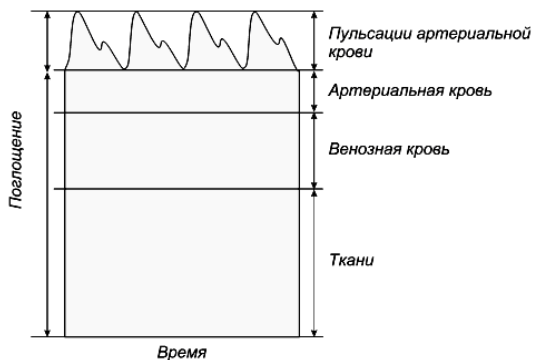


Рисунок 13 – Компоненты поглощения света

Регистрация и выделение пульсирующей составляющей сигнала, характеризующей изменение размеров артериальных сосудов с каждым сердечным циклом, позволяет исследовать эластические свойства кровеносных сосудов. Регистрируемые сигналы периферической артериальной пульсации или фотоплетизмограммы (ФПГ) периферического пульса приведены на рисунке 14.

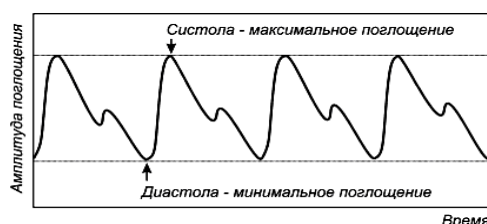


Рисунок 14 – Фотоплетизмограмма периферического пульса

Каждый фрагмент ФПГ сигнала представляет собой периферическую пульсовую волны. 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. Действительно, при увеличении давления размеры сосудов, наполненных кровью, увеличиваются, и соответственно, увеличивается коэффициент светопоглощения.

Фотоплетизмографический метод неинвазивной регистрации биосигналов периферической пульсовой волны находит широкое применение в инструментальной диагностике, и в частности, применяется для мониторинга частоты сердечных сокращений, степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, а также для оценки различных гемодинамических показателей.

Анализ исследований, проведенных различными авторами в данной области, дает основание полагать, что применение фотоплетизмографических ИП сигнала артериальной пульсации крови в системах мониторинга параметров сердечного ритма человека является клинически приемлемым и многообещающим подходом для определения диагностических показателей вегетативной регуляции.

ИП сигнала биоэлектрической активности сердца на данный момент являются наиболее распространенными среди используемых ИП параметров сердечного ритма. Данные преобразователи основаны на регистрации и обработке электрокардиографического (ЭКГ) сигнала. Диагностический показатель формируется на основе анализа хронотропной структуры сердечного ритма, в частности, анализ изменчивости длительностей кардиоинтервалов (КИ) – интервалов между двумя соседними R-зубцами ЭКГ.

ИП сигнала биоэлектрической активности сердца регистрируют разность потенциалов, обусловленных биоэлектрической активностью сердца с поверхности биологического объекта, усиливают ЭКГ сигналы и преобразуют их в измерительную информацию. В состав ИП сигнала биоэлектрической активности сердца входят электроды, формирователь сигнала, усилитель ЭКГ сигнала и блок обработки сигнала.

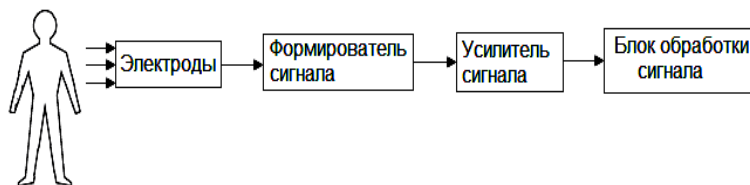


Рисунок 15 – Функциональная схема ИП сигнала биоэлектрической активности сердца

Первичным элементом ИП являются электроды, служащие для гальванической связи кожных покровов и входных каскадов ИП.

Параметры ИП сигнала биоэлектрической активности сердца, такие как количество электродов, число каналов, характеристики усилительного тракта определяются функциональным назначением диагностической системы.

Существует два принципиальных варианта реализации ИП биосигналов сердечного ритма: аппаратный и аппаратно-программный. Аппаратному варианту реализации присущи существенные недостатки: высокая сложность схемотехнических средств, приводящая к дороговизне и громоздкости конструкции. Кроме того данная реализация трудно поддается модернизации, так как все функции жестко определены на этапе разработки принципиальной схемы ИП.

Аппаратно-программный вариант реализации характеризуется тем, что аппаратно реализована только система регистрации сигналов биоэлектрической активности сердца и артериальной пульсации крови, в то время как функции обнаружения опорных точек биосигналов, измерение длительностей кардиоинтервалов реализуется в виде программы для микроконтроллера.

В этом случае в схему добавляются блоки аналого-цифрового преобразования и микроконтроллер.

Преимуществом аппаратно-программного варианта реализации ИП является существенное упрощение схмотехнических средств построения и большая гибкость устройства в плане модернизации функциональных возможностей.

Рассмотрим особенности построения фотоплетизмографического ИП сигнала артериальной пульсации крови.

Технические параметры и метрологические характеристики используемых в системах регистрации сигнала артериальной пульсации крови источников излучения и фотоприемников были определены на основе анализа спектров поглощения света основными компонентами биологической ткани.

Выбор длины волны оптического источника излучения обусловлен глубиной проникновения оптического излучения в ткань. Известно, что ультрафиолетовое излучение (10 – 380 нм), а также видимый свет в синем и фиолетовом диапазонах (380 – 485 нм) сильно поглощается 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 16 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 поглощения 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 (рисунок 16) 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.

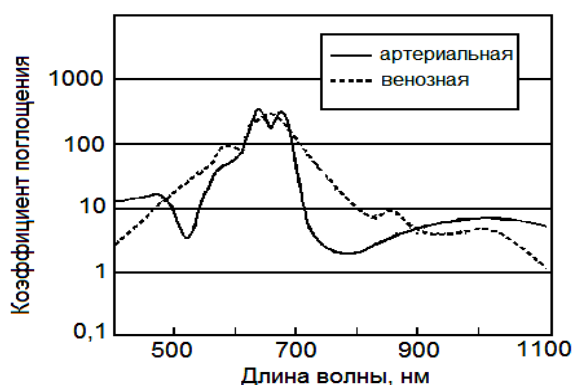


Рисунок 16 – Спектр поглощения крови в видимом и ближнем инфракрасном диапазонах

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 систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови определило ряд технических требований к используемым фотоплетизмографическим датчикам. В настоящее время применяется два типа датчиков: рефлектометрические, построенные на основе регистрации отраженного светового потока от исследуемого участка ткани и спектрофотометрические или абсорбционные, 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 спектрофотометрические датчики.

В настоящее время абсорбционные 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 17).

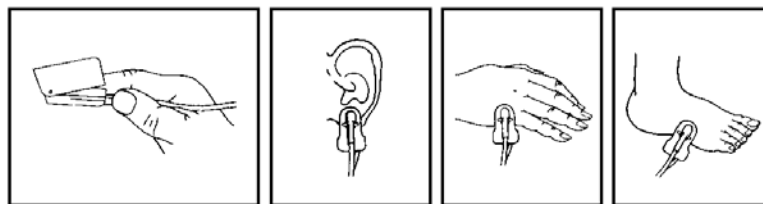


Рисунок 17 – Способы закрепление абсорбционных датчиков на теле пациента

Параметры систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови, такие как, число каналов, характеристики усилительного тракта и блока формирования сигнала определяются функциональным назначением диагностической системы.

По количеству каналов систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови можно разделить на одноканальные и многоканальные системы. Многоканальные системы могут использоваться для реализации методики измерения скорости распространения пульсаций давления. 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 системы регистрации сигнала артериальной пульсации крови можно разделить на системы, использующие постоянный ток и системы, исполь-

зующие 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 детектирования, так и синхронного детектирования. Использование методов синхронного детектирования при выделении огибающей сигнала артериальной пульсации крови позволяет существенно улучшить соотношение сигнал/шум.

Система регистрации сигнала артериальной пульсации крови 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.

Помехи электрической природы возникают в усилительном тракте систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых главным образом, электрической сетью питания. Для подавления помех такого рода наиболее целесообразно использовать методы цифровой фильтрации. 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 помощью специальных аппаратных средств при проектировании аналогового канала регистрации биосигнала. В частности, используется высокочастотная коммутации светодиода (частота следования импульсов порядка 1 кГц) и синхронное детектирование информационного сигнала, что позволяет уменьшить действие фоновых засветок и увеличить соотношение сигнал-шум. Также при проектировании аналогового тракта отдается предпочтение усилителям, имеющим высокую степень линейности в широком динамическом диапазоне входных сигналов, разработка усилителей с автоматической регуляцией усиления.

Помехи физиологического происхождения 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 по-

казателей сердечного ритма. В силу того, что максимальная частота дыхания человека в норме не превышает 0,3 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 Гц.

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

Рассмотрим особенности построения ИП сигнала биоэлектрической активности сердца.

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

По типу отведений ИП сигнала биоэлектрической активности сердца можно разделить на три группы:

- 1) ИП, использующие однополярные отведения;
- 2) ИП, использующие биполярные отведения;
- 3) ИП, 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 ИП, использующие биполярные отведения. Напряжения 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 векторкардиографические системы отведения по Франку.

По типу амплитудно-частотной характеристики ИП сигнала биоэлектрической активности сердца можно разделить на ИП, используемые для оперативного мониторинга сердечного ритма, полоса частот для таких ИП обычно составляет 0,5 – 50 Гц, на ИП, применяемые в клинических системах с полосой частот 0,05 – 100 Гц и на ИП в системах анализа ЭКГ высокого разрешения, где полоса частот составляет 0,01 – 500 Гц.

Процессу регистрации биопотенциалов сердца с поверхности тела человека свойственно присутствие помех различной природы: помехи, природа возникновения которых обусловлена электродами, помехи физической природы, связанные с воздействием окружающих электро-

магнитных помех и помехи биологической природы, связанные с движением и дыханием обследуемого, а также с наличием биоэлектрической активности мышц.

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

Первый источник помех обусловлен сопротивлением электрод-кожа, а также нестабильностью этого сопротивления (изменяется в пределах от десятков КОм до нескольких МОм). Разброс и нестабильность переходного сопротивления электрод-кожа вызывает разбаланс в усилительных цепях ИП и резкое увеличение амплитуды синфазной помехи, связанной с сетью питания.

Для уменьшения кожно-электродного импеданса кожа в области контакта с электродом обезжиривается смесью спирта и эфира. Electroды покрываются токопроводящей пастой, представляющий собой электролит, диффундирующий в поры кожи и заполняющий свободные места под электродом.

Вторым источником помех являются электрохимические реакции, происходящие на поверхности соприкосновения материала электродов с электролитом токопроводящей пасты, и вырабатывающие разность потенциалов между электродом и телом (порядка 0,3 – 1 В). Данная разность потенциалов превышает на несколько порядков уровень регистрируемого сигнала биоэлектрической активности сердца. Регистрация напряжения ЭКГ осуществляется с помощью дифференциального усилителя и двух одинаковых электродов, поэтому происходит частичная компенсация контактной разности потенциалов. Однако, в силу того, что сопротивления электродов не одинаковые, полностью скомпенсировать контактную разность потенциалов не удается, “остаточная“ разность потенциалов может достигать 0,1 – 0,3 В и изменяет свое значение во времени. Ослабление контактной разности потенциалов осуществляется за счет распределения усиления между каскадами усилительного тракта ИП, и использование специальных схемотехнических приемов по уменьшению уровня синфазных сигналов во входных цепях ИП.

Основным источником помех физической природы является сеть питания переменного тока. Воздействие помех подобного рода приводит к появлению синфазных помех на входах усилительного тракта ИП, амплитуда синфазных помех превосходит в десятки и сотни раз амплитуду полезного сигнала биоэлектрической активности сердца. В настоящее время используется 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 ИП. 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 достаточно эффективно подавлять помехи данного типа.

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. Основным способом подавления такого рода помех является использование алгоритмов корреляционной обработки данных и осуществление процедуры регистрации биосигналов максимально свободной от их проявления.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

2.3 Структурное построение аппаратуры автоматизированного анализа сердечного ритма

Аппаратура для следящего контроля параметров ритма сердца выполняется в виде отдельных приборов – кардиомониторов или в виде модулей мониторинговых систем контроля состояния больных.

В кардиомониторах оценка параметров сердечного ритма ведется по результатам регистрации ЭКГ или периферического пульса. Среди отечественных разработок можно привести несколько кардиомониторов различного функционального назначения.

Ритмокардиометр РКМ-01 предназначен для оценки ЧСС по результатам регистрации ЭКГ и измерениям R-R-интервалов, прибор обеспечивает световую и звуковую тревожную сигнализацию при выходе значений измеряемых параметров за установленные границы.

Электрокардиоскоп ЭКСП-03 позволяет вести визуальный контроль электрокардиосигнала; обеспечивает регистрацию ЭКГ во всех отведениях; защищен от импульсов дефибрилятора; имеет фильтр для ослабления мышечных помех.

Ритмокардиовазометр РКВ-01, входит в состав кардиореанимационного комплекса **КРК-01**, дает возможность синхронного отображения на экране электронно-лучевой трубки ЭКГ и кривой периферического пульса, регистрируемой с помощью отражательного фотоэлектрического датчика, располагаемого на коже в проекции исследуемого сосуда; измерения ЧСС по периферическому пульсу, а также слежения за величиной дефицита пульса.

Современным отечественным микропроцессорным прибором для анализа ритма сердца является **ритмокардиоскоп "РКС-02"**. Прибор позволяет вести наблюдение ЭКГ, автоматизированную диагностику характера ритма сердца со сменой информации через каждые 1,5 минуты. 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. **PKC-02** имеет режимы наблюдения за динамикой ритма сердца путем контроля скаттерограммы, ритмограммы и гистограммы распределения R-R-интервалов. Это позволяет использовать прибор для слежения за состоянием больных в кардиологических палатах, в кабинетах функциональной диагностики, для контроля реабилитации и в профилактических осмотрах.

В настоящее время ряд отечественных производителей ведет выпуск кардиомониторов. Фирма “Монитор” (Ростов-на-Дону) разработала кардиомонитор “**МЦ-01**”, позволяющий проводить анализ аритмий по одному отведению ЭКГ у 4 пациентов, “Оптим” (Н.Новгород) предложила фотоплетизмографический анализатор сердечного ритма “**Оптим-510**”. Кардиомонитор на базе IBM PC выпускается фирмой “Геолинк” (Москва).

Особенностью ритмокардиомониторов, используемых для контроля текущего состояния пациентов в медицине критических состояний, является применение алгоритмов оценки вариабельности сердечного ритма. Представителем данного класса приборов является **ритмокардиомонитор “ЭЛОН-001”** (“Новые приборы”, г. Самара).

Ритмокардиомонитор “ЭЛОН-001” предназначен для оперативного контроля состояния пациента во время анестезии и критических состояний путем наблюдения ЭКГ, слежения за текущими значениями частоты сердечных сокращений и показателями, получаемыми в результате анализа ритма сердца по методике вариационной пульсометрии, которые позволяют в реальном масштабе времени оценить активность симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы.

Прибор обеспечивает непрерывную регистрацию ЭКГ в одном стандартном отведении и анализ сердечного ритма в реальном масштабе времени с вычислением диагностических показателей, тревожную сигнализацию при выходе значения ЧСС за установленные пределы.

Прибор имеет три режима отображения информации:

- режим отображения ЭКГ (режим ЭКГ), при котором обеспечивается индикация значения ЧСС и отображение на жидкокристаллическом графическом дисплее ЭКГ;
- режим отображения гистограммы (режим СР), при котором прибор обеспечивает отображение на дисплее результатов анализа ритма сердца: гистограммы распределения значений длительностей КИ (RR-интервалов ЭКГ), текущих значений индекса напряжения (ИНБ), а также индексов активности симпатического (СИМ) и парасимпатического (ПАР) отделов вегетативной нервной системы или значений статистических параметров распределения КИ;
- режим отображения трендов (режим ТР), при котором обеспечивается индикация на дисплее значения ЧСС, отображение трендов – графиков изменения ЧСС, СИМ или ПАР за 20, 60 или 240 минут (по выбору).

Прибор позволяет подключать принтер для печати трендов ЧСС, СИМ и ПАР (в режиме ТР) или гистограммы распределения КИ (в режиме СР).

Технические данные прибора

Входное сопротивление, МΩ, не менее.....	100
--	-----

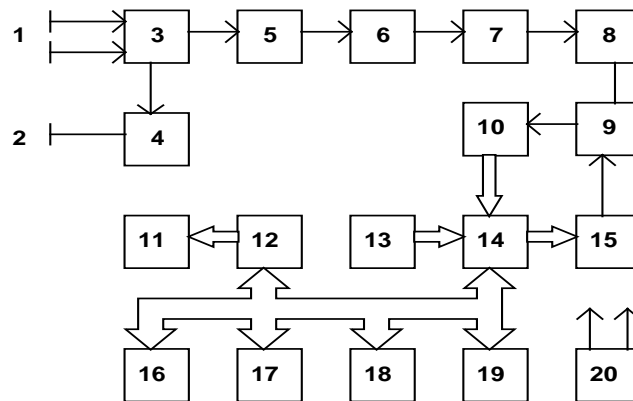
Полоса пропускания, Гц	0,5 – 40
Входное напряжение, мВ	0,05 – 5
Частота квантования, Гц.....	250
Амплитуда калибровочного сигнала, мВ.....	1
Диапазон определения ЧСС, уд/мин.....	30 – 220
Скорость движения ЭКГ на экране, мм/с.....	25/50
Диапазон установки порогов тревоги по ЧСС, уд/мин.....	40 – 200
Минимальное значение амплитуды R-зубца ЭКГ, мВ.....	0,5
Длительность поддиапазона гистограммы, мс.....	8
<i>Шкалы значений диагностических показателей</i>	
<i>(при объеме выборки 100 КИ):</i>	
ИНБ, ед., ваготония.....	менее 80
эутония.....	80 – 160
симпатикотония.....	более 160
СИМ, ПАР, ед., слабая активность.....	менее 15
умеренная активность.....	15 – 30
высокая активность.....	более 30
Коэффициент ослабления синфазных сигналов, дБ, не менее.....	80
Диапазон установки объема выборки.....	20 – 150
Погрешность определения КИ, мс	±4

Время непрерывной работы прибора, час.....	24
Потребляемая мощность от сети переменного тока не более, Вт.....	10
<i>Габаритные размеры прибора, мм:</i>	
длина.....	145
ширина.....	270
высота.....	60
Масса прибора, не более, кг	2

Структурная схема прибора приведена на рисунке 22. Электрокардиосигнал (ЭКС) 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.

С выхода дифференциального усилителя 3 сигнал поступает на усилитель переменного напряжения 5, где производится усиление ЭКС до уровня, необходимого для нормальной работы модулятора 6. Модулятор преобразует ЭКС в импульсный сигнал, который через оптронную развязку 7 поступает на демодулятор 8, где происходит восстановление ЭКС. Оптронная развязка обеспечивает требуемую электробезопасность прибора, а также повышает помехоустой-

чивость. С выхода демодулятора ЭКС поступает на регулируемый усилитель 9, обеспечивающий необходимый динамический диапазон.



- | | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| 1. Электроды | 11. Дисплей |
| 2. Нейтральный электрод | 12. Контроллер дисплея |
| 3. Дифференциальный усилитель | 13. Клавиатура |
| 4. Драйвер нейтрального электрода | 14. Порт ввода-вывода |
| 5. Усилитель напряжения | 15. Цифро-налоговый преобразователь |
| 6. Модулятор | 16. Центральный процессор |
| 7. Оптронная развязка | 17. Таймер |
| 8. Демодулятор | 18. ОЗУ |
| 9. Регулируемый усилитель | 19. ПЗУ |
| 10. Аналого-цифровой преобразователь | 20. Источник питания |

Рисунок 22 – Структурная схема прибора “ЭЛОН-001”

Далее ЭКС поступает на аналого-цифровой преобразователь 10 (АЦП), где преобразуется в 8-разрядный двоичный код. После преобразования в цифровую форму ЭКС 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.

Для обеспечения высокой надежности и точности работы в приборе использована цифровая обработка ЭКС. Применен цифровой фильтр низких частот с частотой среза 30 Гц, который обеспечивает эффективное подавление сетевой наводки и случайных помех. Кроме того, использован цифровой алгоритм для коррекции дрейфа изоэлектрической линии. Для обнаружения R-зубца применяется корреляционный анализ электрокардиосигнала, что обеспечивает высокую помехоустойчивость.

Математический анализ ритма сердца производится в реальном масштабе времени с индикацией значений ИНБ, СИМ и ПАР. На экран дисплея выводится гистограмма распределения КИ, позволяющая визуально в реальном масштабе времени оценить вид и тенденции ее изменения. На экране также выведены значения статистических параметров распределения КИ: M_0 , AM_0 , ΔX .

Для регистрации электрокардиосигнала используются слабополяризующиеся электрокардиографические электроды с твердым электролитом типа ЭСК-03, характеризующиеся большой стабильностью потенциалов и малым переходным сопротивлением. Их параметры не изменяются в течение длительного времени.

Статистическая обработка ряда КИ осуществляется методом скользящей выборки. В зависимости от выбора режима отображения информации на дисплей прибора выводятся различные данные, что позволяет использовать различные методики оценки состояния.

СОДЕРЖАНИЕ

ГЛАВА 3 МОНИТОРИНГ ПАРАМЕТРОВ ДАВЛЕНИЯ КРОВИ

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 23).

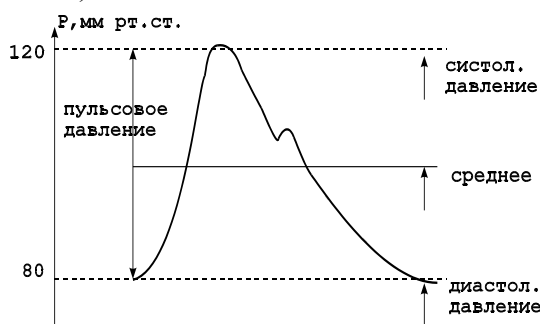


Рисунок 23 – Давление крови в аорте

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:

$$P_m = P_d + (P_s - P_d),$$

где: P_s – систолическое (максимальное) давление, P_d – диастолическое (минимальное) давление.

Измерение параметров давления крови для мониторинга показателей сердечно-сосудистой системы может осуществляться 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 уравнивает (компенсирует) давление крови в сосуде под манжеткой.

Используются также методики, основанные на ультразвуковом измерении движения сосудистой стенки, доплеровском 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.

3.1 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 коллатериального 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 0,5 мм 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, следовательно, 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_0 и коэффициента демпфирования ξ , имеет аperiodический или затухающий колебательный характер. Соответственно, частотная характеристика системы вблизи частоты f_0 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_0 , 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_0 , ξ , без учета механических характеристик безинерционного чувствительного элемента зависят от диаметра и длины катетера, плотности и вязкости жидкости.

С увеличением длины трубки катетера резонансная частота f_0 падает, что может привести к ее попаданию в частотный диапазон сигнала и к увеличению динамических погрешностей. Так, для длины катетера $l = 150$ мм, $f_0 = 45$ Гц, для $l = 1800$ мм, $f_0 = 7$ 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/час) введения раствора гепарина, снижающего риск образования тромбов.

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 это важно учитывать при измерении низких значений давления, например, центрального венозного давления.

Технические параметры датчиков:

- чувствительность.....5 мкВ /В/ мм рт.ст.
- сопротивление.....1 кОм
- диапазон давления–50...+300 мм рт.ст.
- резонансная частота.....10 кГц.

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.

Таблица 2 – Значения физиологической нормы параметров давления крови

Отделы сердца	Давление, мм. рт.ст.	
	Среднее значение	Диапазон
Правое предсердие (среднее)	4	0...8
Прав. желудочек (сист / диаст)	24/4	15...28 / 0...8
Легочная артерия (сист / диаст., среднее)	24/10,	15...28 / 5...16
Легочное капиллярное давление заклинивания, (среднее)	16	10...22
Левое предсердие, (среднее)	9	6...15
Левый желудочек, (сист/диаст.)	130/7	90...140 / 4...12
Плечевая артерия (сист/диаст, среднее)	130/70, 85	90...140 / 60...90 70...105

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 в кардиореанимации. В таблице 2 при-

ведены значения физиологической нормы параметров давления, используемых в клиническом мониторинге.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

3.2 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 (сравливание 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 может 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 они 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 авторов.

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, работающие в полосе частот 10...80 Гц. Совместная запись сигналов двух датчиков, регистрирующих давление воздуха в манжетке и тоны, показана на рисунке 24.

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 25).

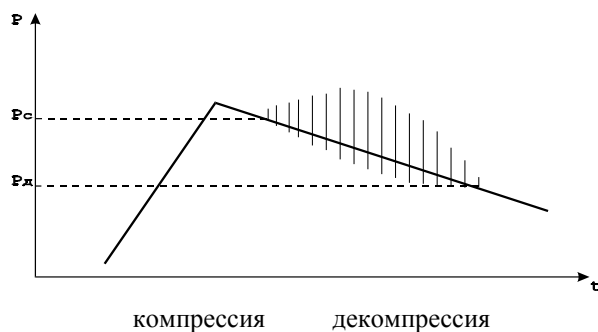


Рисунок 24 – Кривая давления воздуха в манжетке с наложенными тонами Н.С. Короткова

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.

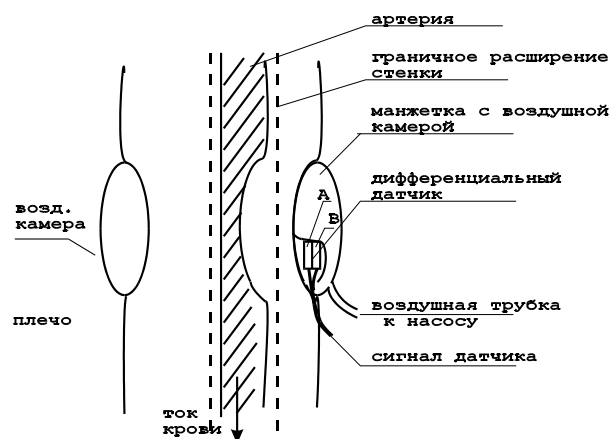


Рисунок 25 – Дифференциальный датчик тонов Короткова

Таким образом, при вычитании сигналов каналов А и В можно получить точное выделение тонов (рисунок 26), что существенно снижает погрешности измерения АД.

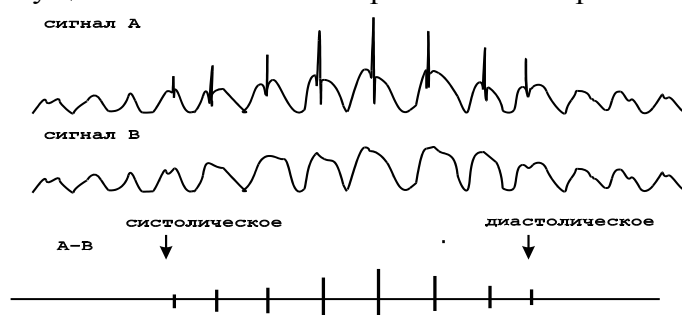


Рисунок 26 – Выделение тонов при вычитании сигналов дифференциального датчика

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 27). 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 расшивке данных могут быть получены удовлетворительные результаты.

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).

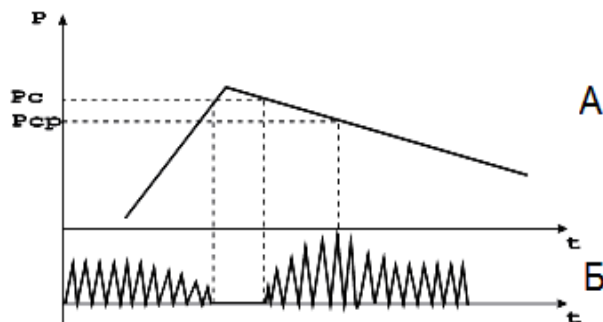


Рисунок 27 – Измерение АД пальпаторным методом (А – давление воздуха в манжете, Б – пульсовые колебания лучевой артерии)

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 28).

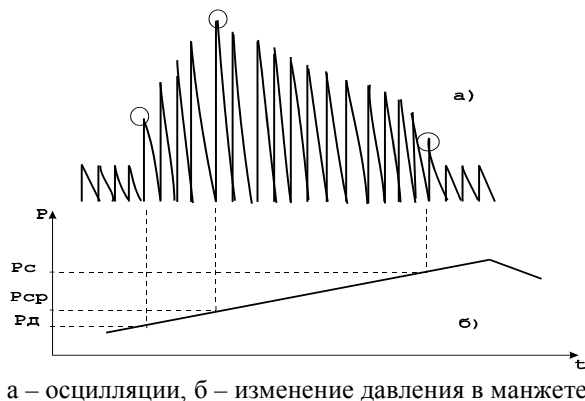


Рисунок 28 – Изменение амплитуды осцилляций при компрессии воздуха в манжетке

Систолическое значение давления можно определить по критерию прекращения пульсаций дистального отрезка артерии конечности пальпаторным методом или по исчезновению ос-

цилляции 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 17). 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.

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 в манжетке, 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 29).

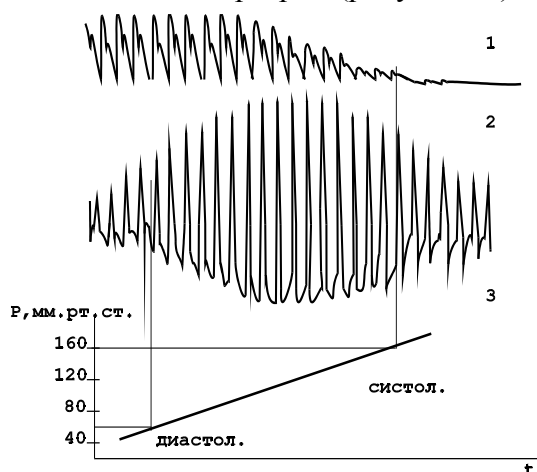


Рисунок 29 – Тахоосциллограмма плечевой артерии

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 30). 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 межпульсовый интервал.

Для поддержания линейности декомпрессии используются специальные клапаны – линейризаторы воздушного потока или схемы автоматического поддержания скорости декомпрессии 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.

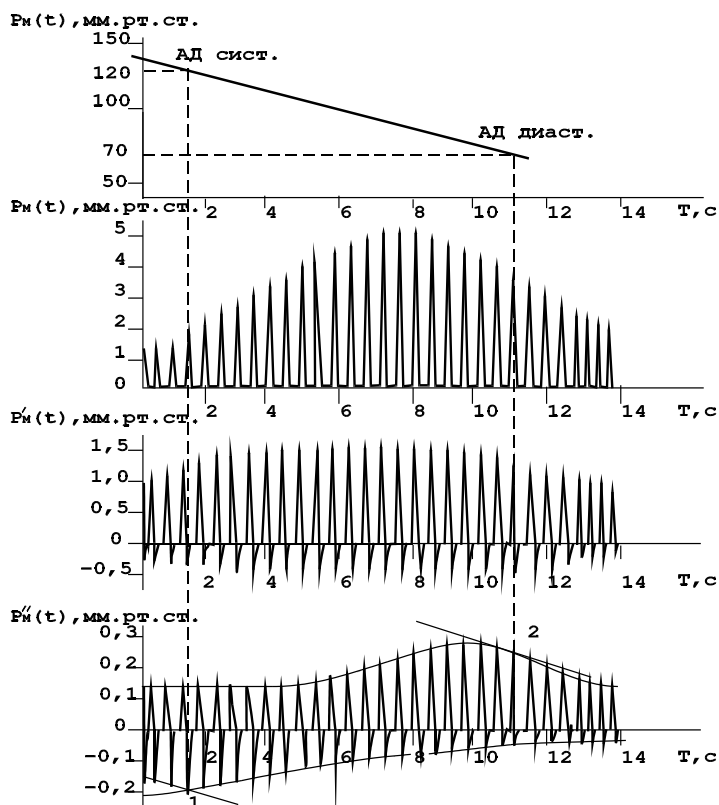


Рисунок 30 – Определение показателей АД по второй производной тахоосциллограммы

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.

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.

Изучение кровотока дистальной части пальца показывает мягкую гипоксемию после 10 минут измерений, однако уменьшение PO_2 стабилизируется на приемлемом уровне, что позволяет сделать вывод о возможности использования метода J. Penaz при длительных операциях. Метод хорошо согласуется с прямыми измерениями АД и рекомендуется при продолжительных исследованиях АД.

Непрямые методы измерения **венозного давления (ВД)** крови не оправдали себя из-за большого расхождения полученных данных с фактической величиной давления. Вместе с тем, ряд методов измерения ВД непрямым способом может быть использован во врачебной практике.

По **методу Гертнера** наблюдают за тыльной поверхностью руки при ее медленном поднятии и фиксируют момент спадения вен. Расстояние от максимальной точки поднятой руки до предсердия соответствует величине венозного давления. Метод неточен, однако, подкупает своей простотой и доступностью.

Более точен **гидростатический метод** измерения ЦВД, заключающийся в перемещении обследуемого с помощью поворотного стола из горизонтального положения в вертикальное и наблюдении за изменением характера пульсаций в манжете, наложенной вокруг шеи. Величина падения гидростатического давления соответствует величине ЦВД и близка к данным прямых измерений.

F. Vurstin предложил использовать **флебограмму яремной вены** для оценки систолического давления в легочной артерии. Запись центрального венозного давления производится с по-

мощью емкостного датчика, расположенного в области вены. Параллельно регистрируется ЭКГ, ФКГ и сфигмограмма сонной артерии, необходимые для точной идентификации зубцов флебограммы. По номограмме, учитывающей ЧСС и длительность фазы изометрического расслабления, определяемой по флебограмме и ФКГ, рассчитывается уровень давления в легочной артерии. Корреляция с прямым методом измерения составляет $r=0,94$.

СОДЕРЖАНИЕ

3.3 Аппаратура мониторинга параметров давления крови

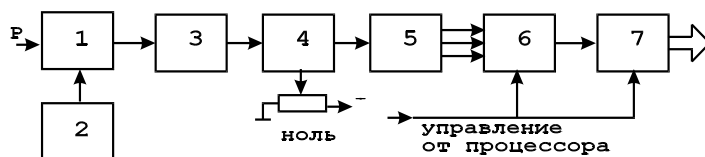
Аппаратура для измерения параметров давления крови входит в состав практически всех современных многоканальных мониторинговых систем.

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 мониторинговых 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 31.

Чувствительный элемент датчика включен в измерительный мост 1, питаемый для снижения погрешности измерений от источника стабильного тока 2. 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.



1 – измерительный мост; 2 – источник тока; 3, 4, 5 – усилительные каскады;
6 – мультиплексор; 7 – АЦП.

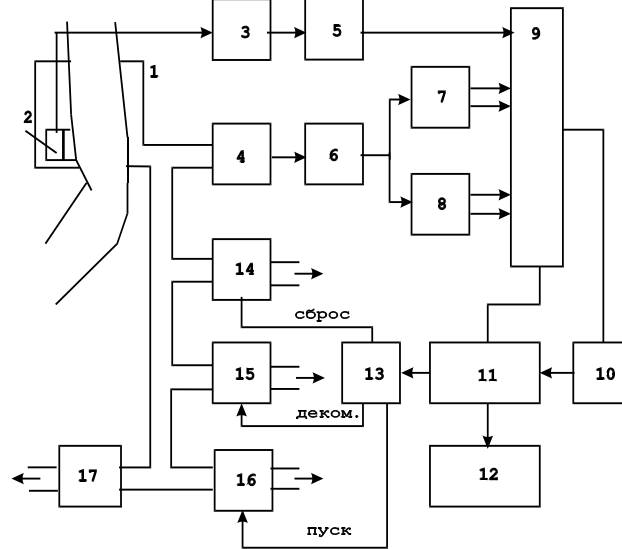
Рисунок 31 – Структура тензометрического измерителя давления

Усилительный каскад 5 и мультиплексор 6 по сигналу управления от процессора монитора 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 (таблица 4). Если аппаратура входит в состав многоканальной мониторинговой системы, то для повышения точности

измерений используется канал ЭКГ, позволяющий синхронизировать обнаружитель пульсовой волны монитора.

Функциональная схема монитора АД, реализующего аускультативный и осциллометрический метод измерения, показана на рисунке 32.



1 – плечевая манжета; 2 – дифференциальный датчик шумов Короткова; 3, 6 – усилители; 4 – датчик давления; 5 – фильтр; 7 – усилитель постоянной составляющей; 8 – усилитель пульсаций; 9 – коммутатор сигналов; 10 – АЦП; 11 – микропроцессор; 12 – дисплей; 13 – коммутатор; 14 – клапан сброса; 15 – клапан декомпрессии; 16 – компрессор; 17 – клапан избыточного давления.

Рисунок 32 – Функциональная схема монитора АД с использованием двух косвенных методов измерения

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.

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.

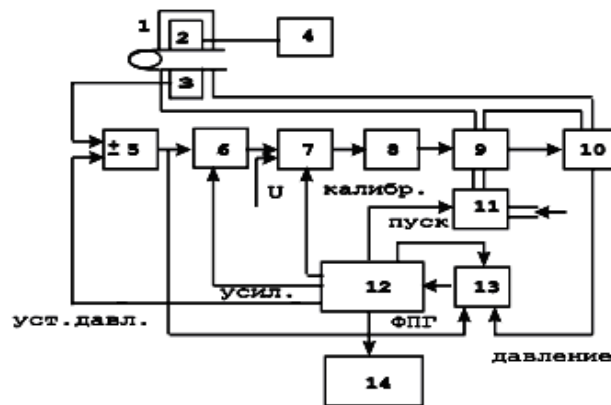
В соответствии с данной методикой следует провести 3 измерения параметров АД в течение 30 мин для каждого пациента. Количество пациентов не должно быть менее 85 человек. Стандарт регламентирует, чтобы среднее значение разницы величины АД, определенной по всем измерениям с помощью прибора и наблюдателями, 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 фирмы Ohmeda, реализующего данный метод, представлена на рисунке 33.

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.



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 33 – Функциональная схема монитора АД по методу слежения за изменением давления в манжетке

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.

В мониторе АРМ 770 (Cortronic USA), построенном по аналогичному принципу, используется стандартная плечевая манжетка с постоянным низким давлением около 30 мм рт.ст. и следящая система за расширением сосудистой стенки с целью определения параметров АД.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

ГЛАВА 4 МОНИТОРИНГ 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 гумораль-

ной регуляции. Определение параметров сердечного выброса, а также производных показателей, характеризующих центральную гемодинамику, играют важную роль в клиническом мониторинге.

Разработаны прямые методы определения сердечного выброса, связанные с катетеризацией сердца, а также неинвазивные, основанные на ультразвуковых (доплеровских), 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.

СОДЕРЖАНИЕ

4.1 Инвазивное измерение сердечного выброса

В основе инвазивных методов измерения сердечного выброса, используемых в клиническом мониторинге, лежит принцип А. Fick. По А. 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 А. 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:

$$\text{МОК} = 100 \cdot \text{ПО}_2 / ([\text{O}_2]_a \cdot [\text{O}_2]_в),$$

где: МОК, л/мин – минутный объем кровообращения, ПО_2 , л/мин – потребление кислорода при дыхании, $[\text{O}_2]_a$, % – содержание кислорода в артериальной крови, $[\text{O}_2]_в$, % – 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 емкость крови, определяют одновременно. Для расчета минутного объема кровообращения, по данным, полученным в результате анализа проб крови, определяют артерио-венозную разность по кислороду в объемных процентах. Прямой метод А. 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 А. Fick, благодаря разработке быстродействующих мониторов выдыхаемых газов, а также появлению волоконно-оптических оксиметров, позволяющих непрерывно определять артерио-венозную 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:

$$МОК = \frac{60 \cdot I_0}{T \int_0 [i](t) dt}$$

где: I_0 , 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, необходим 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.

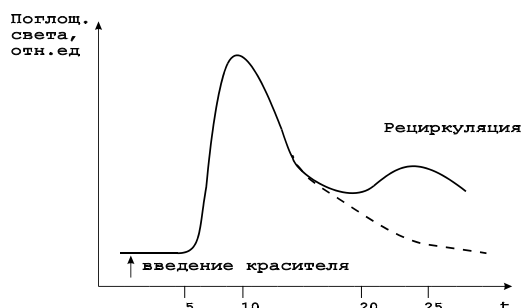


Рисунок 34 – Кривая разведения красителя

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 34). При обработке кривой разведения, перед интегрированием зависимости для расчета величины МОК, падающий участок кривой разведения аппроксимируют экспонентой для устранения ошибок, связанных с рециркуляцией красителя.

Метод термодилуции является одним из вариантов метода разведения, при котором в качестве индикатора используется охлажденный (до $+5^{\circ}\text{C}$) 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 35).

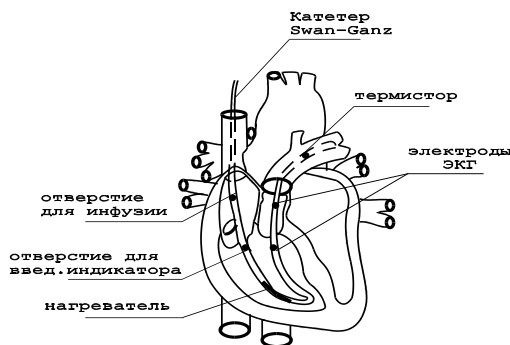


Рисунок 35 – Зондирование сердца катетером Swan-Ganz

Катетер проводится через верхнюю полую вену таким образом, что термистор располагается в стволе легочной артерии, а отверстие, через которое 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; $(T_B - T_i)$, °C – разность температур между кровью и индикатором; K – постоянная, зависящая от размера катетера, удельной теплоемкости индикатора, скорости его введения; $t_B(t)$ – текущее значение температуры.

Кривая разведения, полученная методом термодилуции, представляет собой зависимость температуры, регистрируемой термистором, от времени. Погрешности метода термодилуции 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 возникнуть сердечные аритмии. Из-за малых погрешностей измерений метод термодилуции считается клиническим стандартом в определении сердечного выброса.

В настоящее время выпускается аппаратура, позволяющая вести мониторинг сердечного выброса методом термодилуции 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 35). 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 термодилуции и обладает рядом очевидных достоинств, главным из которых является отсутствие необходимости введения раствора индикатора.

СОДЕРЖАНИЕ

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 термодилуции, 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 доплеровский (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:

$$МОК = V_{cp} \cdot S_a \cdot T_{и} \cdot ЧСС$$

где: V_{cp} , дм/с – скорость крови в аорте, усредненная за время изгнания; S_a , дм² – площадь поперечного сечения аорты; $T_{и}$, с – время изгнания.

Необходимыми условиями проведения ультразвуковых доплеровских измерений является 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 термодиллюции 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 термодиллюции, оказываются небольшими.

Использование **метода импедансной плетизмографии** (реографии) для оценки величины сердечного выброса основано на анализе изменений электрического сопротивления грудной клетки под влиянием сосудистого кровотока.

Кедровым было установлено, 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 36).

W.Kubichek, изучая торакальную импедансную плетизмограмму, регистрируемую с измерительных электродов расположенных на шее и грудной клетке на уровне мечевидного отростка

ка, показал, что систолический объем пропорционален максимуму скорости изменения сопротивления тканей Z и продолжительности фазы изгнания $T_{и}$ (рисунок 36).

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_0 - базовая величина сопротивления межэлектродного промежутка.

Сравнение полученных значений сердечного выброса при торакальном расположении электродов с данными, определенными по методам А. Fick, разведения красителя и термодилуции, 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.

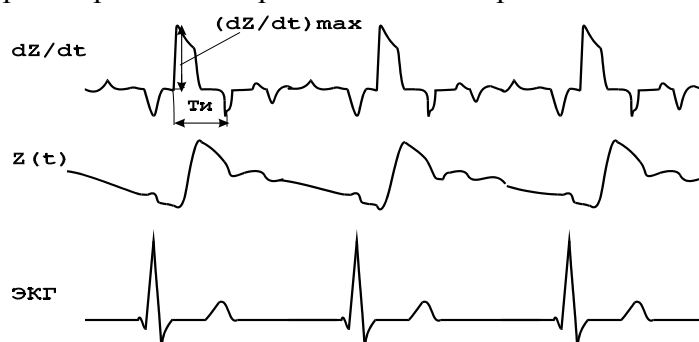


Рисунок 36 – Запись изменений торакального сопротивления и ЭКГ

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 CO (рисунок 36).

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 производная 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.

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 (У) (рисунок 37).

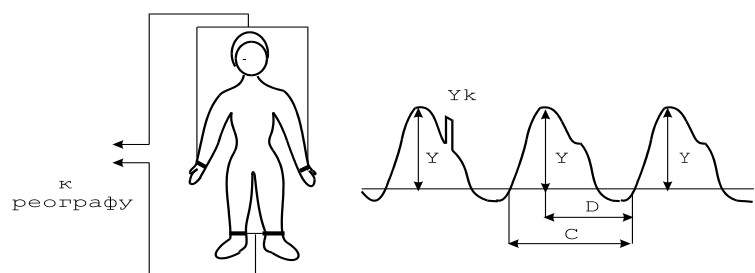


Рисунок 37 – Запись интегральной реограммы по методу М.И.Тищенко

Величина СО рассчитывается по формуле:

$$CO = \frac{k \cdot l^2 \cdot Y \cdot C}{Y_k \cdot D \cdot R}$$

где: k – поправочный коэффициент (для мужчин – 0,275, для женщин – 0,247); R – базовое сопротивление; Y_k – 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. Kubicek, 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 др.)

Использование тетраполярного варианта ИРГТ и применение дифференциальной ИРГТ позволяет использовать для расчета ударного объема формулу W. Kubicek.

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 термодилуции ($r=0,93$, 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:

$$CO = \frac{1332 \cdot \Delta P \cdot Z \cdot S \cdot T \cdot Q}{C_p \cdot D}$$

где: $Q, \text{см}^2$ – 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, B – возраст, в годах.

Для определения СО у детей была предложена следующая формула:

$$CO = 80 + 0,5 \cdot \Delta P - 0,6 \cdot Pd + 2 \cdot B$$

Методики оценки сократительной деятельности сердца по проявлениям его механической активности (баллистокардиография, апекскардиография, динамо- и кинетокардиография) оказались малопригодными для мониторинга показателей центральной гемодинамики, основное их применение – использование в функциональной диагностике сердечно-сосудистой системы.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

4.3 Производные гемодинамические показатели

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_T является относительно постоянной величиной и называется сердечным индексом (СИ):

$$СИ[\text{л/мин}^2] = \frac{\text{МОК}}{S_T}$$

Соответственно, отношение СО к S_T называется ударным индексом (УИ):

$$УИ[\text{мл/м}^2] = \frac{CO}{S_T}$$

Поверхность тела S_T (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_T 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

$$ОПСС [\text{дин} \cdot \text{с}/\text{см}^{-5}] = \frac{79920 \cdot P_m}{МОК}$$

где: P_m – среднее динамическое давление.

Предел нормальных колебаний ОПСС: 1200 – 2500 дин $\text{с}/\text{см}^{-5}$. 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_T называется удельным периферическим сопротивлением (УПСС), которое отражает состояние наиболее периферических отделов артериального русла (прекапилляров).

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

ГЛАВА 5 РЕСПИРАТОРНЫЙ МОНИТОРИНГ

5.1 Принципы мониторинга функции внешнего дыхания

Важное место в медицине критических состояний занимает слежение за показателями 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 оказывается 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 сочетанием 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.

5.2 Диагностические показатели газообмена и газов 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.

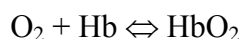
Величина **напряжения кислорода** в крови (PO_2) определяется величиной парциального давления кислорода в воздухе, находящегося в соприкосновении с кровью, при котором между кислородом воздуха и кислородом, растворенным в крови, устанавливается равновесие. Значение PO_2 характеризует способность крови 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 $37^{\circ}C$ – 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):



Окисление гемоглобина определяется напряжением растворенного в крови кислорода и характеризуется кривой диссоциации HbO_2 (рисунок 38), представляющей собой зависимость величины степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SaO_2) от PO_2 .

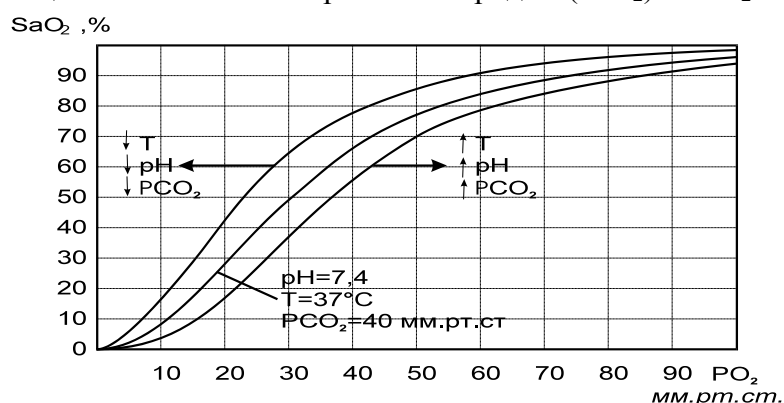


Рисунок 38 – Кривые диссоциации оксигемоглобина

Верхняя часть кривой, соответствующая нормальному насыщению артериальной крови кислородом (>95%), показывает способность гемоглобина связывать большое количество O₂ при значительных колебаниях PO₂, например, при изменениях парциального давления кислорода во вдыхаемом воздухе, что встречается при ингаляции газовой смесью бедной кислородом.

При PO₂ <40 мм рт.ст. способность гемоглобина связывать O₂ резко падает. В этом случае диссоциация облегчается, что характерно для процессов в тканях организма, активно потребляющих O₂. В капиллярах это явление усиливается из-за увеличения напряжения CO₂, что еще более облегчает отдачу O₂ тканям.

Величина **напряжения углекислого газа PCO₂** в крови характеризует процесс выведения из организма CO₂. PCO₂ исчисляется аналогично величине PO₂, в тех же единицах, чаще всего в мм рт.ст. Диапазон “нормы” для PCO₂ 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 – SaO₂** (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:

$$SaO_{2\text{ фун}} = ([HbO_2] / ([HbO_2] + [Hb])) 100\%,$$

где [...] – концентрация соответствующего вещества.

В расчете величины SaO₂ 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:

$$SaO_{2\text{ фр}} = ([HbO_2] / ([HbO_2] + [Hb] + [COHb] + [MetHb])) 100\%$$

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 CO₂ в выдыхаемом воздухе.

С этой целью используется метод капнометрии, позволяющий в реальном масштабе времени вести измерение величины парциального давления CO₂ (или значение объемной концентрации) в момент окончания выдоха – **РЕТСO₂**. Значение содержания CO₂ в выдыхаемом воздухе в этот момент времени соответствует величине PCO₂ артериальной крови. Поэтому следящее измерение РЕТСO₂, достигаемое гораздо более простыми техническими средствами чем PCO₂

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 мониторингового прибора, что позволяет определить параметры дыхания и визуально оценить динамику процесса дыхания.

СОДЕРЖАНИЕ

5.3 Мониторинг степени насыщения гемоглобина крови кислородом

5.3.1 Спектрофотометрическая оксиметрия

В исследовании оксигенации крови широко используется методика спектрофотометрии, заключающаяся в измерении поглощения света, прошедшего через пробу крови в различных спектральных диапазонах.

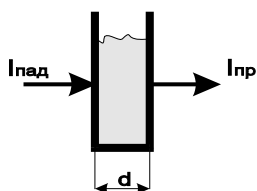


Рисунок 39 – Поглощение света веществом

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 39):

$$I_{пр} = I_{пад} \cdot \exp(-A), \quad A = k \cdot [C] \cdot d$$

где: k – коэффициент молярной экстинкции, постоянный для каждого вещества и длины волны падающего света, $[C]$ – концентрация поглощающего свет вещества, d – толщина слоя поглощающего вещества.

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), имеющее 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 40). 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. СОHb 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.

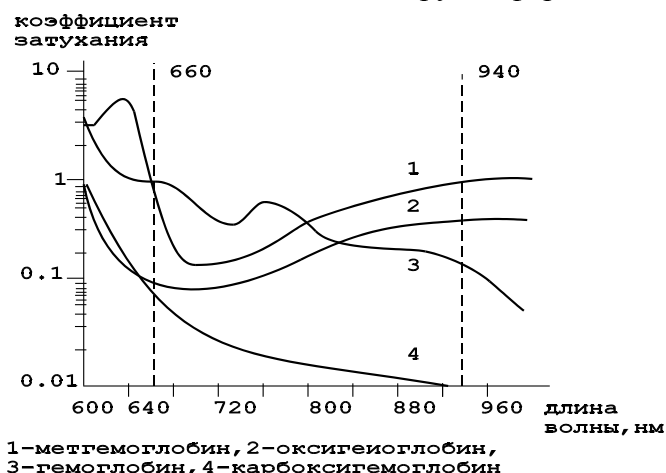


Рисунок 40 – Зависимость поглощения света от длины волны излучения для различных форм гемоглобина

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 СОHb и MetHb мала по сравнению с концентрацией HbO₂ 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 СОHb. Многолучевая спектрофотометрия проб крови используется в кюветных оксиметрах, применяемых в лабораторной практике.

Попытки непосредственного использования методики спектрофотометрии для построения мониторинговых 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 удастся 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 (SvO₂). 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 под-

ключен 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 SvO₂.

Мониторинг SvO₂, осуществляемый вместе с определением сердечного выброса методом термодилуции, 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 (rSO₂). Согласно физиологическим данным, сосудистое русло каждого региона мозга на 75% состоит из венозных, 20% артериальных и 5% капиллярных сосудов. Таким образом, значения rSO₂, получаемые при чрескожной спектрофотометрии, оказываются усредненными и наиболее близкими к сатурации оттекающей от мозга венозной крови.

Величина церебральной rSO₂ 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 rSO₂ используют излучение ближней ИК области в диапазоне 650...1100 нм. ИК излучение глубоко проходит в ткани, что позволяет использовать датчики rSO₂, накладываемые на кожу лба пациента. Мониторинг церебрального rSO₂ имеет важное значение в кардиохирургии при проведении экстракорпорального кровообращения в условиях гипотермии, в нейрохирургии, трансплантологии.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

5.3.2 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, ко-

гда давление крови повышается или возникает вазодилатация 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, обусловленную 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 41). Путем анализа формы сигнала ФПГ можно выделить его фрагменты, соответствующие моментам систолического выброса.

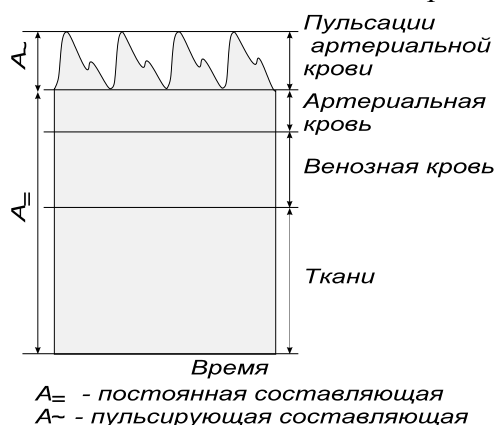


Рисунок 41 – Распределение абсорбции света в тканях

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 41) для двух длин волн излучения. Для этой цели в датчике используются два источника излучения с различными спектральными характеристиками.

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 (рисунок 40).

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 41):

$$A_{\text{норм}} = A_{\sim} / A_{=}$$

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:

$$R = (A_{\approx} / A_{\approx})^{кр} / (A_{\approx} / A_{\approx})^{инф},$$

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 42). Отношение R изменяется от 0,4 для 100% сатурации до 3,4 при 0% сатурации. Отношение, равное 1, соответствует сатурации 85%.

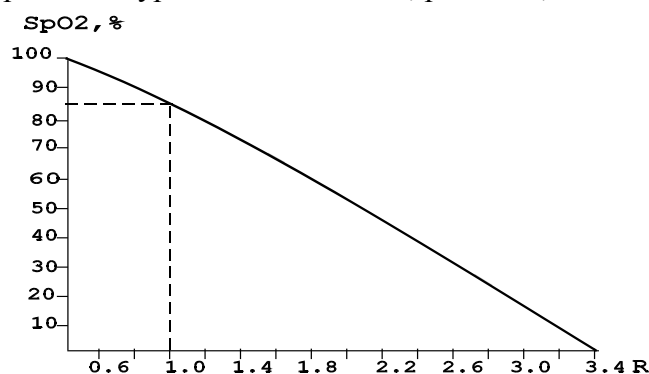


Рисунок 42 – Калибровочная кривая пульсоксиметра

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.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

5.3.3 Особенности 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 Hb и HbO_2 в области красного и инфракрасного излучения (рисунок 40) 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 мониторинной 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, быстроедействием и низким уровнем шума.

Структурная схема пульсоксиметра показана на рисунке 43. 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.

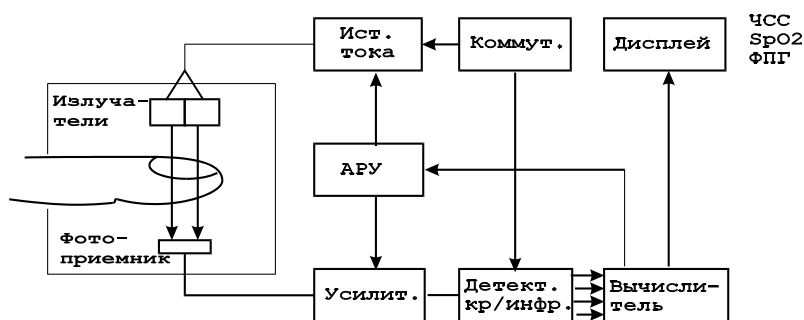


Рисунок 43 – Структурная схема пульсоксиметра

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, подлежа-

щих 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 выделения артериальных пульсаций по “красному” и “инфракрасному” каналам, вычисления отношения R и определения величины SpO₂ по занесенной в память 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 $\pm 2\%$, (50...79)% равную $\pm 3\%$, для сатурации ниже 50% погрешность обычно не нормируется. Высокая точность пульсоксиметрии для значений сатурации более 80% необходима для надежной дифференциации развития состояния гипоксемии и гипоксии. В этом диапазоне кривая диссоциации гемоглобина имеет малую крутизну (рисунок 38) 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, чреватых 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_i 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 в зависимости от априорной вероятности появления очередной пульсации в данный момент времени.

В момент фиксации обнаружителем максимумов артериальных пульсации 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 вспышек 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 Laboratory, USA), работающий на четырех длинах волн (535,0; 585,2; 594,5; 626,6 нм), что позволяет определять концентрации 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. Данная система содержит мембранный оксигенатор (рисунок 44), 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.

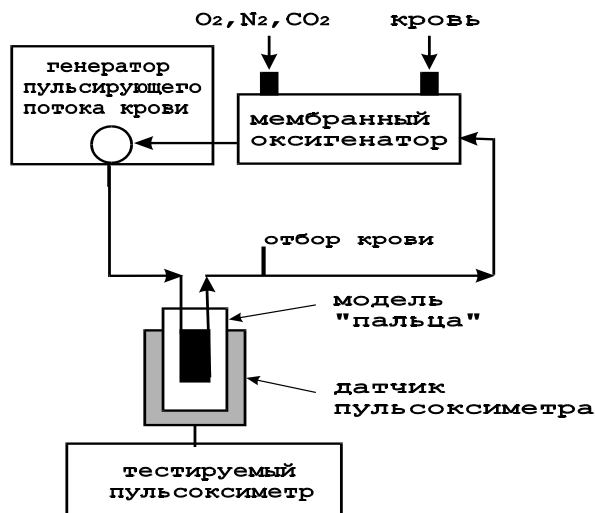


Рисунок 44 – Система *in-vivo* градуировки пульсоксиметров

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 физиологических показателях. Вычисленные значения сатурации крови кислородом и ЧСС отображаются в виде соответствующих цифровых значений на дисплее прибора.

Фотоплетизмограмма, регистрируемая прибором, может быть представлена в виде кривой на графическом дисплее или в виде 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.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

5.3.4 Возможные источники погрешностей 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 у 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 $SaO_{2\text{функ}}$ или $SaO_{2\text{фр}}$, по которым производилась градуировка прибора. По-

этому 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 **СОHb** на показания сатурации определяются спектром его поглощения (рисунок 40). На волне 940 нм СОHb обладает очень низким поглощением и не вносит вклад в общее поглощение. На волне 660 нм СОHb обладает поглощением очень близким к поглощению HbO₂. 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 СО). Так при содержании СОHb – 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 (HbF), имеющийся у новорожденных в первые несколько месяцев после рождения, и Hb имеют очень близкие характеристики поглощения, совпадающие на волне 940нм 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 HbO₂ (рисунок 38). При больших сдвигах PO_2 (в диапазоне выше 60 мм рт.ст.) наблюдаются небольшие изменения SaO₂, но если PO_2 становится меньше 60 мм рт.ст., малые изменения PO_2 приводят к большим сдвигам SaO₂. 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:

$$[O_2] = 1,34 \cdot Hb(SaO_2/100) + 0,0031 \cdot PaO$$

где: Нв – содержание гемоглобина (в г) в 100 мл крови, РаО₂ – 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 [O₂] могут быть связаны либо со снижением концентрации гемоглобина, либо с нарушением газообмена в легких.

СОДЕРЖАНИЕ

5.4 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 47).

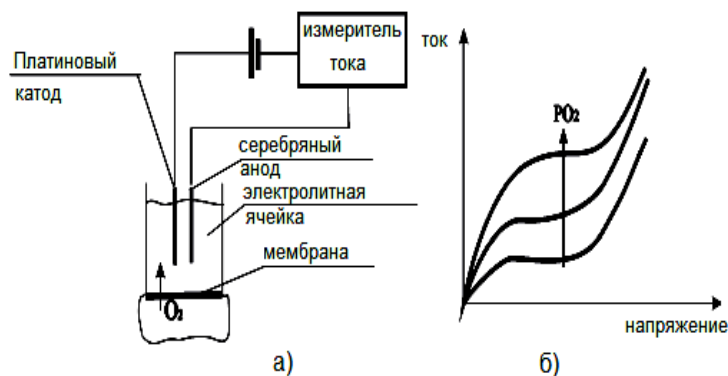
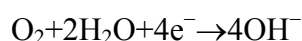


Рисунок 45 – Кислородный электрод Clark (а – схема включения, б – полярограмма)

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:



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 45). В этом случае ток, регистрируемый в цепи электрода, оказывается пропорциональным величине PO₂ в исследуемой пробе крови.

Для чрескожного метода определения PO₂, применяемого в мониторинговых приборах, используются мембранные датчики, содержащие электрод Clark и нагревательный элемент. Мембрана электрода приводится в соприкосновение с кожей, которая нагревается до температуры около 44°C. 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 (PtcO₂) у детей, достаточно близко соответствуют величинам PO₂, 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 сек, у взрослых 45...60 сек.

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 апное.

Сравнение измерителей PO_2 с пульсоксиметрами показывает, что последние обладают большей чувствительностью к сильной гипоксемии, более высоким (в 5...8 раз) быстродействию 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 (рисунок 38), 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.

5.5 Мониторинг дыхательных газов

5.5.1 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 (рисунок 46) для CO_2 . Величина поглощения согласно закону Бугера-Ламберта-Бера оказывается пропорциональной концентрации CO_2 .

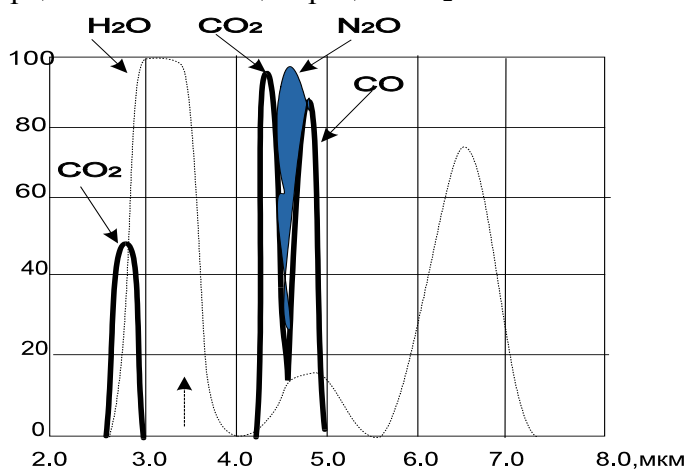


Рисунок 46 – Спектр поглощения излучения дыхательных газов

Датчик капнометра включает измерительную ячейку, через которую проходит анализируемый газ, источник ИК-излучения и фотоприемник. Для устранения влияния дрейфа измерительной схемы в датчике используется импульсное ИК-излучение.

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 47).

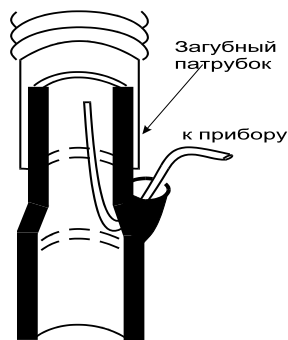


Рисунок 47 – Прободборник аспирационного капнометра

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°C) конденсируются при более низкой (комнатной) температуре на стенки прободборной трубки. Кроме того, при ИВЛ вдыхаемый газ поддерживается теплым и влажным, что увеличивает содержание водяных паров в выдыхаемом газе.

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 (рисунок 46), что может привести к погрешности измерения содержания CO_2 .

Кроме того, защита от влаги необходима для предотвращения закупорки прободборной линии вязким компонентом конденсата (слизью), так как соединительные трубки линии имеют малый внутренний диаметр. Последнее связано с требованием уменьшения времени задержки регистрации данных, обусловленного задержкой прохождения пробы газа от точки забора до измерительной ячейки.

Время задержки газа в прободборной системе зависит от объема соединительной трубки и скорости прободбора. Обычно скорость прободбора 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 прободбора и она окажется выше скорости выдыхаемого газа, то в прободборную 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 48. 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.

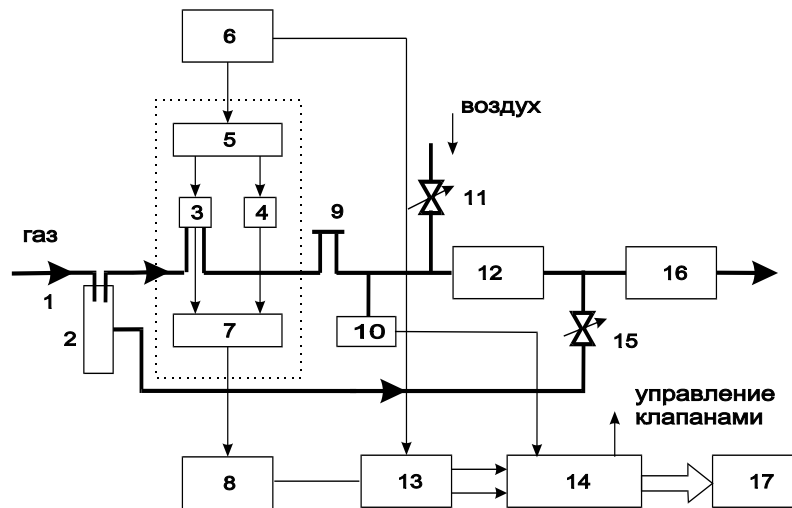


Рисунок 48 – Структурное построение аспирационного капнометра

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 патрубков 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 патрубков 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, определение текущей величины содержания CO_2 , вывода данных на дисплей 17.

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 осуществляется 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°C 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 мало-го поглощения CO_2 и используется для получения сигнала компенсации, уменьшающего погрешность дрейфа датчика, а также погрешность, вызванную присутствием в анализируемом газе веществ, поглощающих ИК-излучение, в частности N_2O .

В современной аппаратуре капнометрии осуществляется 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 мониторинговых 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.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

5.5.2 Капнограмма

Анализ формы и параметров капнограммы дает важную диагностическую информацию о состоянии пациента. Вид капнограммы в норме показан на рисунке 49. 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 CD). По завершении выдоха и начале притока свежего газа за счет вдоха концентрация CO_2 быстро падает до нуля (участок DE).

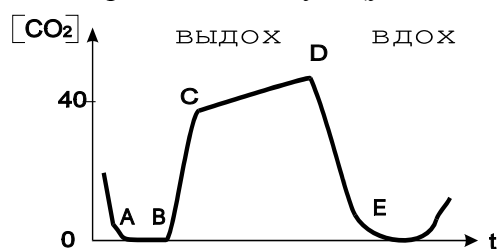


Рисунок 49 – Капнограмма дыхательного цикла. Нулевая линия (А – В).

Быстрый подъем (В – С). Альвеолярное плато (С – D). Быстрый спад (D – E).

Уровень PCO_2 , достигаемый непосредственно перед спуском кривой, принимается за значения ETPCO_2 . Эта величина в норме обычно всего на $2...3$ мм рт.ст. ниже чем PCO_2 артериаль-

ной крови. При увеличении “мертвого” пространства и падении альвеолярной вентиляции разница $ETPCO_2$ и $PaCO_2$ увеличивается. Если легочная перфузия падает (остановка сердца, шок), $ETPCO_2$ падает несмотря на то, что $PaCO_2$ может оставаться высоким. Поэтому при мониторинге $ETPCO_2$ необходимо контролировать адекватность легочной перфузии.

$ETPCO_2$ значительно падает при образовании альвеолярного мертвого пространства. Внезапное уменьшение показателя более чем на 5 мм рт.ст. часто наблюдается после легочной эмболии.

При анализе формы кривой в аспирационных капнометрах участки нарастания и спада капнограммы оказываются затянутыми за счет времени задержки регистрации PCO_2 . В поточных измерителях нарастание и спад капнограммы оказываются в несколько раз короче.

Примеры различных форм капнограммы приведены на рисунке 50. Форма альвеолярного плато капнограммы определяется скоростью выделения CO_2 и его диффузией в легких. Неравномерность плато может быть следствием неодинакового опорожнения альвеолярных областей с различными постоянными времени и отношением легочной вентиляции к сердечному выбросу (V_a/CB).

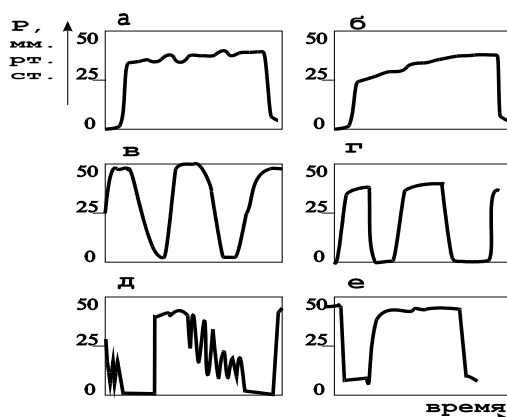


Рисунок 50 – Примеры формы капнограммы

Замедление выдоха, например, у пациентов с хроническими абструктивными легочными заболеваниями, с уменьшенной легочной отдачей обычно приводит к более крутому альвеолярному плато (рисунок 50б). При анестезии в латеральном положении разница в вентиляции и перфузии легких также увеличивает неравномерность плато.

При возвратном дыхании за счет увеличения “мертвого” пространства капнограмма во время вдоха может быть отлична от нуля (рисунок 50в). Уменьшение “мертвого” пространства ведет к нормализации капнограммы (рисунок 50г). Возникновение так называемых кардиогенных осцилляций (рисунок 50д), наблюдаемых на альвеолярном плато в виде повторяющихся паттернов, синхронных с ударами сердца, обычно объясняется механическим возбуждением глубоких областей легкого, выбрасывающих газ, богатый CO_2 . Осцилляции наиболее выражены, если пробоотбор осуществляется из глубины трахеи или бронхиальной области, и сглаживаются, если пробоотборная трубка расположена в верхних дыхательных путях.

Значение $ETPCO_2$, наблюдаемое в норме, составляет 35...45 мм рт.ст. Увеличение $ETPCO_2$ сверх этих границ (гиперкапния) может свидетельствовать об увеличении образования CO_2 , угнетении дыхательного центра, уменьшении вентиляции. При использовании ИВЛ причиной гиперкапнии может быть неадекватность вентиляции.

Снижение ETPCO_2 ниже 35 мм рт.ст. (гипокапния) может происходить из-за гипервентиляции или может быть вызвано увеличением “мертвого” пространства при нормальном значении PCO_2 артериальной крови. Ошибочно малое значение ETPCO_2 может быть зарегистрировано при неадекватной (слишком высокой) скорости пробоотбора в аспирационных капнометрах из-за подсоса свежего газа.

Использование капнограмм во время наркоза позволяет непосредственно оценить правильность интубации трахеи путем анализа изменения концентрации CO_2 в выдыхаемом воздухе.

При ИВЛ капнограмма дает возможность установки адекватных режимов вентиляции на фоне введения анестезирующих агентов, угнетающих дыхание. При низкотоковой анестезии и работе с полуоткрытым дыхательным контуром основным критерием регулировки притока свежего газа является уровень CO_2 , мониторируемый по капнограмме.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

5.6 Аппаратура респираторного мониторинга

Наиболее широкое распространение в клинической практике находят респираторные мониторы, реализующие методики пульсовой оксиметрии и капнометрии. В операционных дополнительно используются мониторы дыхательной газовой смеси, позволяющие определить концентрацию газов и анестезирующих агентов.

Пульсоксиметр "ЭЛОКС-01" обеспечивает непрерывное определение и цифровую индикацию значения степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SpO_2) и значения частоты сердечных сокращений (ЧСС), сигнализацию выхода текущих значений за установленные пределы, а также отображение фотоплетизмограммы и тренда SpO_2 на графическом дисплее. Прибор позволяет подключать принтер для печати трендов по SpO_2 и ЧСС, а также фотоплетизмограммы.

Структурная схема прибора приведена на рисунке 51. Излучатель 1 датчика содержит два излучающих диода красного и инфракрасного диапазона, поочередно питаемых импульсами тока, которые формируются в устройстве синхронизации 4. Прошедшее сквозь биологические ткани излучение поступает на фотоприемник 2 датчика. Полученный фототок усиливается предварительным усилителем 3 и регулируемым усилителем 5, коэффициент усиления которого устанавливается микропроцессорным устройством. Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор 6, где происходит определение амплитуды импульсов отдельно для красного и инфракрасного каналов. Полученные напряжения, пропорциональные коэффициенту абсорбции тканей на соответствующих длинах волн, поступают на АЦП 11, а также на фильтры верхних частот 7, 8.

С выхода фильтров пульсирующая составляющая напряжения, пропорциональная пульсовой волне, через регулируемые усилители 9, 10 поступает на АЦП 11. После преобразования в цифровую форму постоянные и пульсирующие составляющие вводятся в микропроцессорное устройство через порт ввода 16. Микропроцессорное устройство содержит центральный процессор 12, работающий под управлением программы, размещенной в ПЗУ 18, а также ОЗУ 17, графический дисплей со встроенным контроллером 26 и ряд периферийных устройств. Порты

вывода 13, 15 служат для установки коэффициентов усиления регулируемых усилителей. Таймер 14 формирует временные интервалы для тактирования АЦП, а также для формирования звуковых сигналов.

Технические данные прибора

Диапазон показаний по каналу SpO_2 , %.....	0... 99
<i>Отклонение показаний канала SpO_2, не более, %</i>	
-в диапазоне 80...99 %	± 2
-в диапазоне 50...79 %	± 3
-в диапазоне 0...49 %	не нормируется
Диапазон определения ЧСС, уд/мин.....	30...250
<i>Отклонение ЧСС, не более, уд/мин</i>	
-в диапазоне 30...99 уд/мин.....	±2
-в диапазоне 100...250 уд/мин.....	±3
Время установления показаний по каналам SpO_2 и ЧСС, не более, с.....	10
Диапазон установки значений порога сигнализации по SpO_2 , %.....	50...95
Диапазон установки значений порогов сигнализации по ЧСС, уд/мин.....	30...250
<i>Минимальная относительная амплитуда пульсовой волны, при которой обеспечивается нормальное функционирование прибора.....</i>	
	0,005
Время непрерывной работы прибора, час.....	24
Время установления рабочего режима после включения прибора, не более, с.....	20
Питание прибора осуществляется от сети переменного тока.....	220В, 50Гц
Габаритные размеры прибора, мм.....	145x270x60
Потребляемая мощность прибора, не более, Вт.....	10

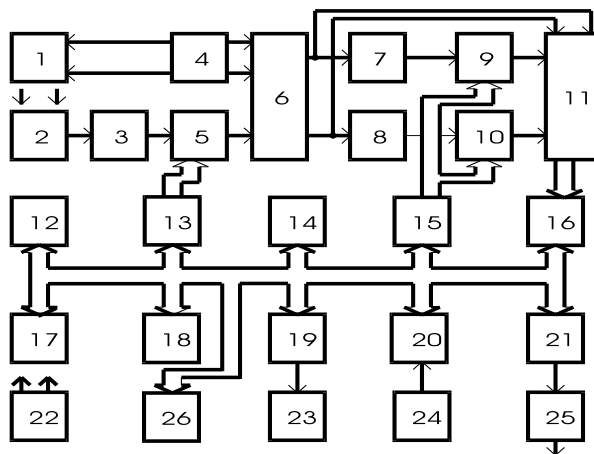


Рисунок 51 – Структурная схема прибора "ЭЛОКС-01"

Контроллер дисплея 19 управляет работой цифрового дисплея 23. Порт ввода 20 служит для подключения клавиатуры 24. Порт вывода 21 совместно с ЦАП 25 обеспечивают выдачу определяемых значений на внешний регистратор в аналоговой форме. Источник питания 22 обеспечивает все напряжения, необходимые для питания узлов прибора.

Датчик пальцевого типа (рисунок 52) представляет собой зажим, состоящий из двух подвижных элементов 1 и 2, скрепленных осью 3, фиксируемый на пальце пружиной 4. В элементе 1 установлены излучатели света, а в элементе 2 – фотоприемник, покрытый выпуклой линзой.

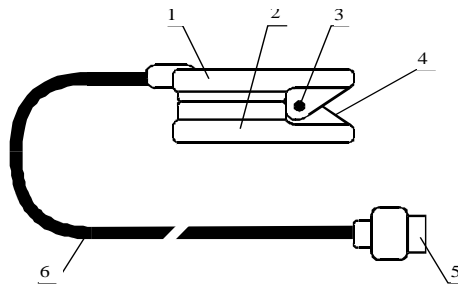


Рисунок 52 – Датчик прибора "ЭЛОКС-01"

Ногтевая фаланга пальца фиксируется в датчике между элементами 1 и 2 таким образом, что ноготь оказывается обращенным к излучателям. Датчик подключается к прибору с помощью кабеля 6 с разъемом 5.

СОДЕРЖАНИЕ

ГЛАВА 6 НЕЙРОМЫШЕЧНЫЙ МОНИТОРИНГ

6.1 Проблема 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 нейро-мышечной 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, приводит 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 опера-

ционной. 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 электростимуляции (ЭНС).

В данном случае электростимуляция 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 позволяет 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 позволяет анестезиологу 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.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

6.2 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.

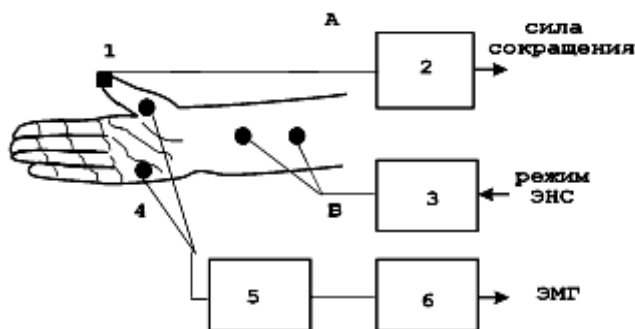
Для контроля уровня НМБ амплитуда стимулирующих импульсов выбирается сверхмаксимальной, т.е. на 20...25% выше значения, соответствующего максимальному мышечному ответу, что необходимо для гарантированного возбуждения всех мышечных волокон.

После введения миорелаксантов ответ мышцы на ЭНС уменьшается пропорционально числу заблокированных 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 53).



1 – акселерометр; 2 – усилитель; 3 – электростимулятор; 4 – электромиографические электроды; 5 – электромиографический усилитель; 6 – интегратор. А – измерение силы сокращения акселерометром; Б – измерение электромиографического ответа.

Рисунок 53 – Способы регистрации нейромышечного ответа на ЭНС

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 электромиогра-

фии (ЭМГ), с помощью которых измеряют эффекты движения (ММГ, АС) или биопотенциалы (ЭМГ), возникающие в ответ на ЭНС, как результат сокращения стимулируемой мышцы.

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 акселеромет-

ров 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. Он регистрируется в виде электрического напряжения ЭМГ. Между амплитудой ЭМГ и развиваемой мышцей силой существует примерно линейная зависимость. Это 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 ответов, 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 часто 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 пока-

зал достаточную надежность оценки нейромышечной функции как в ходе операции, так и по ее окончании в режиме восстановления проводимости.

СОДЕРЖАНИЕ

6.3 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.

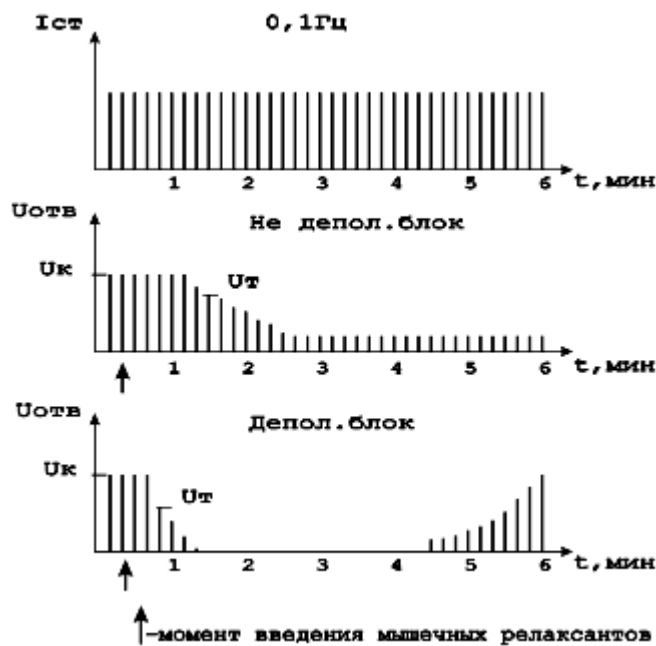


Рисунок 54 – Режим ST-стимуляции

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 вводимом 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 54). Уровень НМБ может быть определен по отношению, выраженному в процентах, текущего значения реакции U_T к контрольному значению U_K , определенному до введения миорелаксантов.

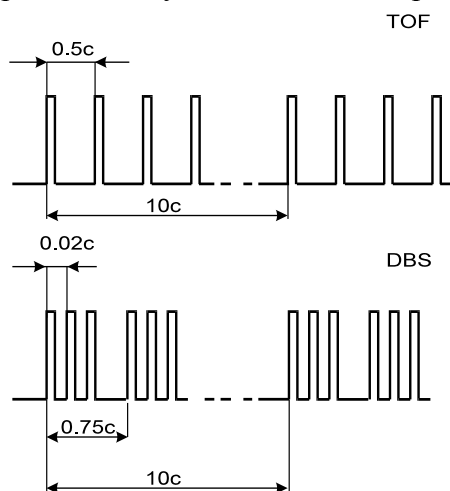


Рисунок 55 – Режимы TOF- и DBS-стимуляции

Величина отношения указывает на степень НМБ. Так, отношение $U_T/U_K=1$ соответствует блокированию менее 75–80% рецепторов, отношение стремится к 0, когда заблокировано более 90 %.

При **ТОФ-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 ТОФ-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 ТОФ-стимул и по ТОФ-отношению, равному частному от деления амплитуды четвертого ответа на амплитуду первого (рисунок 55). В контрольном ответе (до введения миорелаксантов) все четыре амплитуды реакции равны и ТОФ-отношение равно 1 .

ТОФ-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 депполяризующем блоке не происходит затухание реакции внутри пачки и ТОФ-отношение примерно равно 1.

Преимуществом ТОФ-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 ТОФ-стимуляции можно от-

нести простоту и наглядность представляемой информации в виде цифрового значения TOF-отношения, выраженного в процентах, или графического отображения четырех ответов в виде “столбиков” с высотой, соответствующей амплитуде мышечных ответов.

T-стимуляция представляет собой тетаническое воздействие стандартными импульсами, следующими с высокой частотой (50...100 Гц) в течение 5 секунд. В нормальных условиях в ответ на T-стимуляцию поддерживается постоянное сильное мышечное сокращение (рисунок 56).

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 T-стимуляции при недеполяризующем блоке наблюдается явление посттетанического увеличения амплитуды мышечного ответа на ST-стимуляцию (рисунок 56). Это явление можно объяснить мобилизацией синтеза ацетилхолина в течение T-стимуляции и высвобождением большого количества медиатора в промежуток времени непосредственно после выключения T-стимуляции. При частичном недеполяризующем блоке степень и длительность посттетанического увеличения ответа зависит от уровня НМБ, что используется для ее оценки в методике РТС-стимуляции.

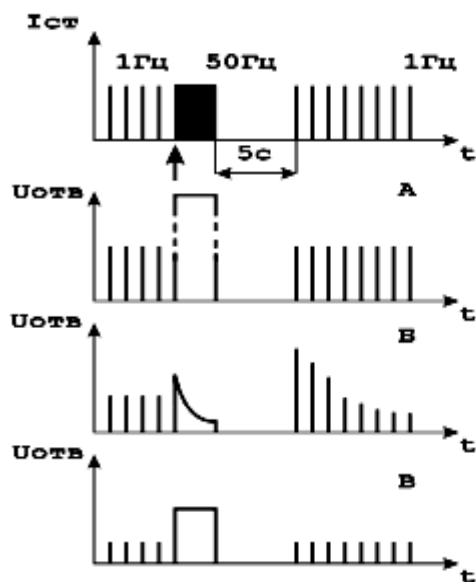


Рисунок 56 – Режим T-стимуляции (А – контрольный ответ; Б – ответ при умеренной блокаде; В – ответ при умеренной деполаризованной блокаде)

T-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 T-стимуляция используется в оценке остаточных явления 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 РТС 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.

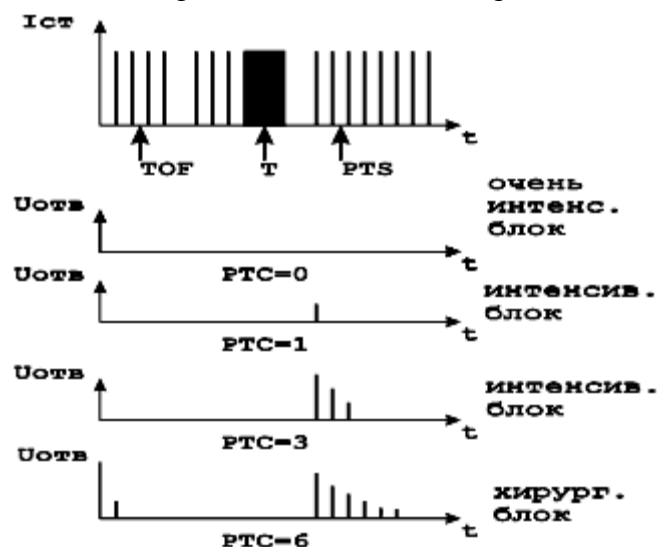


Рисунок 57 – Режим РТС-стимуляции (Т-стимуляция с подсчетом числа реакций)

РТС-стимуляция включает в себя следующие воздействия: Т-стимуляцию с частотой следования импульсов 50Гц в течение 5 с, и затем с интервалом в 3 с, СТ-стимуляцию с частотой следования импульсов 1 Гц. В условиях интенсивного НМБ, например, после инъекции большой дозы недеполяризующего препарата, ответ на ТОФ- и Т-стимуляцию отсутствует (рисунок 57).

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 производится подсчет числа зарегистрированных ответов на РТС-стимуляцию и индикация результата подсчета на дисплее. Уменьшение выраженности НМБ проявляется в увеличении количества ответов в РТС.

Количество ответов до первого ответа на ТОФ-стимуляцию называется посттетаническим счетом. РТС может использоваться для оценки ожидаемого времени появления первого ответа на ТОФ, поскольку существует зависимость между ожидаемым временем и квадратным корнем из величины РТС.

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 ТОФ.

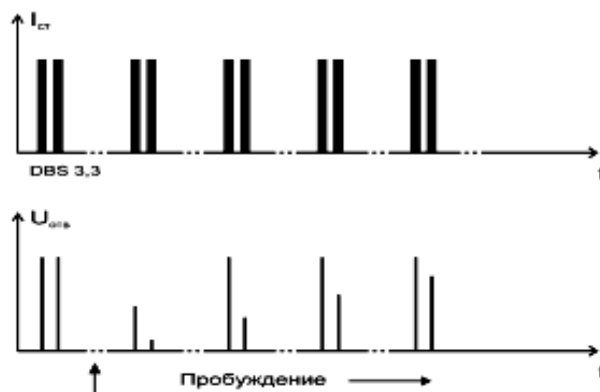


Рисунок 58 – Ответы на DBS-стимуляцию при частичной НМБ

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.

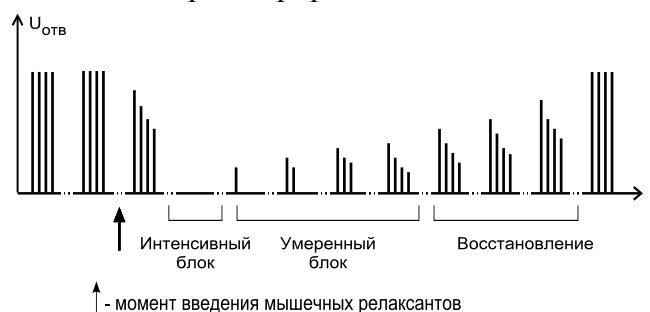


Рисунок 59 – Изменение ответа на TOF-стимуляцию на фоне недеполяризующей НМБ.

Оценка НМБ с помощью TOF-стимуляции 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 59.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

6.4 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 стиму-

ляции 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 значений, составляющих 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 “ТОФ-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.

Технические данные прибора:

Электростимулятор имеет два режима работы: TOF и DBS

Режим запуска стимуляции:

-однократный;

-периодический.

Период следования стимулов в периодическом режиме запуска, с.....10±1

Длительность импульса стимуляции, мкс.....200±20

Фронт, спад импульса, мкс, не более.....	10
Параметры стимула в режиме TOF:	
количество пачек импульсов.....	1
количество импульсов в пачке.....	4
частота следования импульсов в пачке, Гц.....	2±0,2
Параметры стимула в режиме DBS	
количество пачек импульсов.....	2
количество импульсов в пачке.....	3
частота следования импульсов в пачке, Гц.....	50±5
временной сдвиг пачек, мс.....	750±150
Максимальная амплитуда тока стимуляции на активной нагрузке 1 кОм ±1%, не менее, мА.....	60±6
Питание прибора осуществляется от батареи напряжением, В.....	9
Потребляемая мощность, не более, Вт.....	0,1
Габаритные размеры и масса прибора:	
длина – не более мм.....	140
ширина – не более.....	70 мм
высота – не более.....	35 мм,
масса – не более.....	0,15 кг
Габаритные размеры электродов:	
диаметр, мм.....	12±1
толщина, мм.....	±0,5
Длина кабеля пациента – не менее.....	1,5 м

Структурная схема прибора приведена на рисунке 60. Формирование временных параметров выходных сигналов обеспечивает микропроцессор, который также управляет работой всего устройства по командам, поступающим от органов управления.

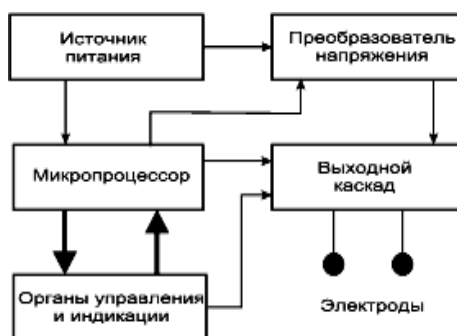
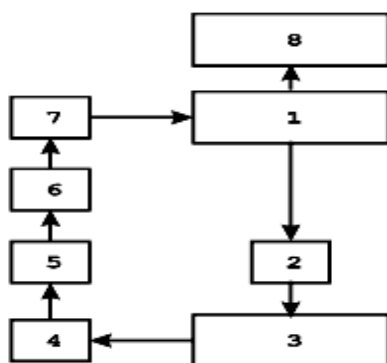


Рисунок 60 – Структурная схема прибора ”TOF-ТЕСТ-01”

Источник питания содержит батарею и стабилизатор напряжения. Преобразователь формирует напряжение, необходимое для работы выходного каскада прибора.

Мониторы, включающие средства измерения мышечных ответов, содержат однокристалльную ЭВМ (ОЭВМ). ОЭВМ выполняет 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 61.



1 – однокристалльная ЭВМ; 2 – стимулятор; 3 – пациент; 4 – датчик силы сокращений; 5 - усилитель; 6 – фильтр нижних частот; 7 – АЦП; 8 – дисплей

Рисунок 61 – Структурная схема монитора НМБ

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 ОЭВМ. Алгоритм работы программного обеспечения прибора заключается в следующем.

В предварительном режиме калибровки устанавливается ST-стимуляция с частотой 2 Гц в течение 10 сек, за которые путем ручной регулировки, наблюдая на дисплее величину мышечного сокращения, находят значение сверхмаксимальной амплитуды тока, которое запоминается в памяти на время мониторинга.

В автоматическом режиме ТОФ-стимуляции происходит генерация 4 импульсной последовательности. При анализе ответов сначала определяется число ответов в реакции. Для определения отношения измеряется первый ответ на ТОФ-стимуляцию в момент времени, соответствующий первому импульсу ТОФ-стимуляции. Первый ответ считается обнаруженным, если он превышает уровень 8% от возможного максимального значения.

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 ТОФ-отношение. Если отношение меньше 0,75, то НМБ оценивается на уровне “50%”, если отношение становится больше 0,75- “5%”, то это 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 ЭНС.

СОДЕРЖАНИЕ

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках данного учебного пособия была осуществлена попытка ознакомить читателя с основными особенностями построения современных 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 артериального давления крови, параметров сердечного выброса и показателей газообмена и внешнего дыхания. 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 биомедицинских сигналов и информации с целью совершенствования аппаратуры 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 мониторинжной аппаратуры, так и для решения актуальных проблем диагностики состояния организма человека.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л. И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. – М.: Высшая школа, 2004 – 256 с.
2. Рангайян, Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / 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 [Текст] / Edited by J.G. Webster – John Wiley & Sons, 2009. – 675 p.
5. Moore, J. Biomedical technology and devises. Handbook [Текст] / 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 [Текст] / J. G. Webster – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997 – 260 p.
9. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
10. Аш, Ж. Датчики измерительных систем: в 2-х Книгах. Пер. с франц. [Текст] / Ж. Аш и др. – М.: Мир, 1992. – 480 с.
11. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ / 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. – 295 с.
13. Федотов, А.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. – 282 с.