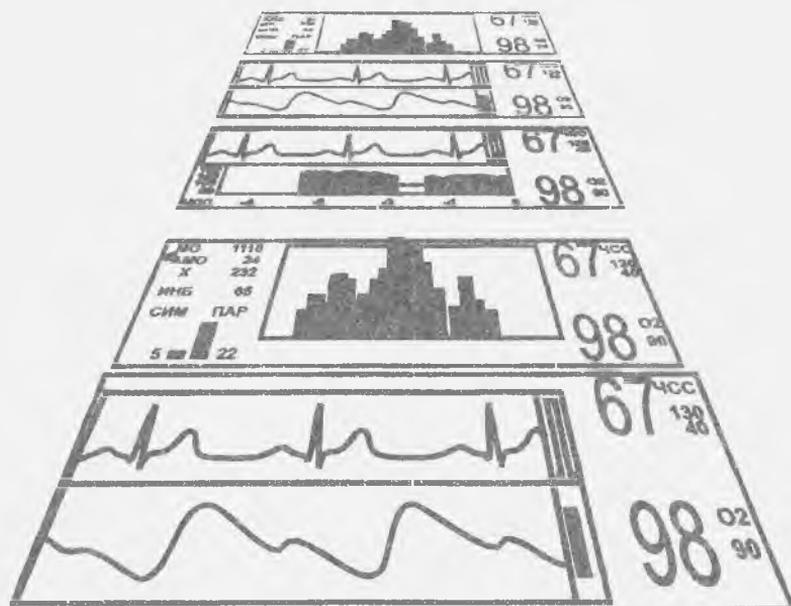


Калакутский Л.И., Манелис Э.С.

## АППАРАТУРА И МЕТОДЫ КЛИНИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА



Самара 1999

**Министерство общего и профессионального образования Российской Федерации**

**Самарский государственный аэрокосмический университет  
имени академика С.П. Королева**

**Л.И.Калакутский, Э.С.Манелис**

**АППАРАТУРА И МЕТОДЫ КЛИНИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА**

**Учебное пособие**

**Самара 1999**

УДК 615.47

**Аппаратура и методы клинического мониторинга:** Учебное пособие / *Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис.* Самар. гос. аэрокосм. ун-т. Самара, 1999. 160 с.  
**ISBN 5-7883-0062-2**

Рассмотрено построение аппаратуры и методов клинического мониторинга, используемых для диагностики состояния пациентов в анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии. Основное внимание уделено средствам оценки показателей сердечно-сосудистой и респираторной систем, а также контроля нейромышечной функции во время наркоза. Приводится описание методик вариационной пульсометрии, определения параметров гемодинамики, контроля газов крови и состава выдыхаемых газов, определения уровня нейромышечного блока. Дано описание структурного построения современной мониторинжной аппаратуры и методик клинического мониторинга.

Предназначается для студентов медико-технических специальностей вузов, а также для практических врачей и научных работников, занимающихся проблемами клинического мониторинга в анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии.

Подготовлено на кафедре радиотехники.

Ил. 58. Табл. 8. Библиогр.: 105 назв.

Печатается по решению редакционно-издательского совета Самарского государственного аэрокосмического университета имени академика С.П. Королёва.

Рецензент проф. С. К. Я к у б о в и ч

ISBN 5-7883-0062-2

© Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. 1999.

© Самарский государственный аэрокосмический университет, 1999.

## ОГЛАВЛЕНИЕ

<b>ПРЕДИСЛОВИЕ .....</b>	<b>5</b>
<b>1. СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА В МЕДИЦИНЕ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ.....</b>	<b>7</b>
1.1 Общие принципы клинического мониторинга .....	7
1.2 Методы и средства анестезиологического мониторинга .....	13
<b>2. МОНИТОРИНГ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ.....</b>	<b>22</b>
2.1 Контроль параметров сердечного ритма .....	23
2.2 Мониторинг параметров давления крови .....	43
2.3 Мониторинг сердечного выброса.....	68
2.4 Производные гемодинамические показатели .....	79
2.5 Клиническое значение мониторинга параметров давления крови, сердечного выброса и их производных .....	80
<b>3. НЕЙРОМЫШЕЧНЫЙ МОНИТОРИНГ .....</b>	<b>85</b>
3.1 Проблема контроля нейромышечной функции во время наркоза.....	85
3.2 Инструментальная оценка уровня НМБ.....	87
3.3 Методики мониторинга уровня НМБ .....	91
3.4 Аппаратура мониторинга нейромышечной функции .....	101

<b>4. РЕСПИРАТОРНЫЙ МОНИТОРИНГ .....</b>	<b>108</b>
<b>4.1 Принципы мониторинга функции внешнего дыхания .....</b>	<b>108</b>
<b>4.2 Диагностические показатели газообмена и газов крови.....</b>	<b>110</b>
<b>4.3 Мониторинг степени насыщения гемоглобина крови кислородом.....</b>	<b>113</b>
<b>4.4 Мониторинг напряжения кислорода в крови.....</b>	<b>135</b>
<b>4.5 Мониторинг дыхательных газов .....</b>	<b>138</b>
<b>4.6 Аппаратура респираторного мониторинга.....</b>	<b>146</b>
<b>ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....</b>	<b>155</b>
<b>СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ .....</b>	<b>156</b>

## ПРЕДИСЛОВИЕ

Появление в последние годы в клинической практике многочисленной аппаратуры мониторингового контроля физиологических показателей открывает большие возможности в совершенствовании лечебно-диагностических методов медицины критических состояний. Именно в этой области медицины наиболее важным является непрерывный контроль и прогнозирование изменения 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 измерений физиологических показателей в готовом для диагностики состояния пациента виде.

Создание таких средств требует от разработчика аппаратуры глубокого понимания медицинских проблем клинического мониторинга, позволяющего получить требуемую диагностическую информацию и представить ее на языке медицины. С одной стороны, это удобно для врача, так как позволяет быстро оценить состояние пациента, однако правильное толкование показаний приборов требует знания методик обработки данных, реализованных в аппаратуре.

В настоящей работе рассмотрены медико-технические принципы, лежащие в основе построения современной мониторинжной аппаратуры, понимание которых необходимо как при создании новых медицинских приборов, так и для правильного использования приборов в клинической практике.

Основное место в книге занимает рассмотрение методов и средств анестезиологического мониторинга.

В первом разделе рассмотрены общие принципы клинического мониторинга, характеристика аппаратных средств мониторинга, применяемых в анестезиологии, реаниматологии, интенсивной терапии. Формулируются требования к составу аппаратуры анестезиологического мониторинга, приведены примеры реализации анестезиологических рабочих станций.

Второй раздел содержит изложение принципов построения средств измерения и оценки показателей сердечно-сосудистой системы и их использование в клинической практике. Рассмотрены методы и аппаратура измерения частоты сердечных сокращений, анализа ритма сердца, методы прямого и косвенного измерения параметров давления

крови, построение мониторной аппаратуры измерения артериального давления. Дан анализ средств оценки величины сердечного выброса. Рассмотрено клиническое значение мониторинга параметров гемодинамики.

Третий раздел посвящен рассмотрению методов контроля нейромышечной функции во время наркоза. Рассмотрено построение аппаратуры и принципы мониторинга уровня нейромышечной блокады при использовании мышечных релаксантов. Приведены методические рекомендации по использованию аппаратуры в клинической практике.

Четвёртый раздел отведен методикам и средствам респираторного мониторинга. Основное внимание уделено анализу средств контроля газов крови и газообмена. Подробно изложены принципы пульсоксиметрии и капнометрии, рассмотрено построение аппаратуры и методик ее использования в клинической практике.

Во всех разделах приводится описание отечественной и зарубежной аппаратуры ведущих производителей медицинской техники. В работе использованы материалы авторов по созданию новой аппаратуры анестезиологического мониторинга, серийно выпускаемой в настоящее время предприятием “Новые приборы” (г. Самара).

Предназначается для студентов медико-технических специальностей вузов, а также практических врачей и научных работников, занимающихся проблемами клинического мониторинга в анестезиологии реаниматологии и интенсивной терапии.

# 1. СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА В МЕДИЦИНЕ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ

## 1.1 Общие принципы клинического мониторинга

Эффективность современных медицинских технологий тесно связана с совершенствованием методов и инструментальных средств объективного контроля состояния пациентов в процессе лечения.

В медицине критических состояний проблема непрерывного контроля диагностической информации занимает особое место, так как в этой области медицины слежение за текущим состоянием пациента может иметь жизненно важное значение.

Построение инструментальных средств диагностики состояния пациентов основано на регистрации физиологических данных и их последующей оценке с целью определения показателей, характеризующих работу важнейших систем организма.

Одними из первых технических средств, используемыми для этой цели, явились простейшие устройства - ртутный термометр для определения температуры тела и звукоусилительная трубка для прослушивания шумов сердца и дыхания, применяемые до настоящего времени.

Развитие техники, появление электроники и микроэлектроники привело к созданию высокочувствительных методов регистрации биологических сигналов и эффективных средств их обработки для получения диагностической информации.

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

Одним из основных методов медицины критических состояний является **клинический мониторинг** (от лат. *monitot*-предостерегающий), предполагающий непрерывный контроль состояния пациента на основе регистрации биологических сигналов и оценки диагностических показателей организма с целью выявления отклонения показателей от нормы, предупреждения опасностей и осложнений, возникающих в процессе лечения.

Методы исследования физиологических процессов, используемые в аппаратуре клинического мониторинга, должны обеспечивать непрерывность регистрации биологических сигналов в реальном масштабе времени в сочетании с высокой диагностической ценностью показателей, получаемых в результате обработки сигналов.

Этим требованиям удовлетворяет ряд методов получения физиологической информации, которые широко используются в медицине для целей функциональной диагностики.

Наиболее важными из них являются методы контроля показателей сердечно-сосудистой системы, ЦНС, функции внешнего дыхания.

**Электрокардиография** - метод исследования электрической активности сердца, осуществляемый с помощью регистрации и последующей обработки электрокардиограммы (ЭКГ). Используется в мониторинжной аппаратуре для визуального наблюдения ЭКГ и диагностики возникающих нарушений, для слежения за показателями variability 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.

**Импедансная плетизмография** (электроплетизмография, реография) - метод исследования центральной и регионарной гемодинамики, основанный на изучении сопротивления биологических 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, обусловленная изменением интенсивности кровотока.

При мониторинге содержания и распределения жидкости в организме оценке подвергается базовая составляющая сопротивления тела на различных частотах.

В многоканальных мониторах метод дополнительно используется для слежения за параметрами дыхания, например, частотой дыхания (ЧД).

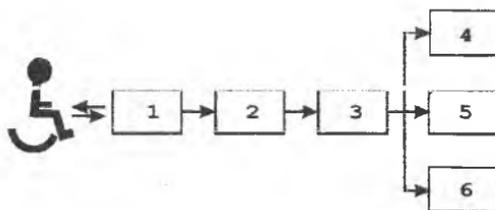
**Фотоплетизмография** - метод исследования периферической гемодинамики, основанный на изучении поглощения света, проходящего через исследуемый участок ткани с пульсирующей кровью. Используется в

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, сжимающей 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 | 4-регистратор |
| 2-блок первичной обработки данных    | 5-дисплей     |
| 3-блок анализа информации            | 6-память      |

**Рисунок 1** - Структурное построение клинического монитора

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

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

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

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 мониторных системах ведется с помощью средств микропроцессорной техники, которая предоставляет большие возможности по реализации сложных диагностических алгоритмов обработки физиологической информации, в частности, проведение спектрального, статистического, регрессионного и др. 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 даст 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 карточкой" - 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 многодисплейные

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 и др., что позволяет концентрировать все данные относящиеся к пациенту на рабочей станции.

Локальная сеть системы имеет выход в сеть телемедицы, что даст 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 / 1 / :

- **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.

## 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 / 2 /. В этих условиях становится необходимым непрерывное слежение за изменением физиологических показателей, отражающих 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 / 3,4 /.

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 (рис. 2).

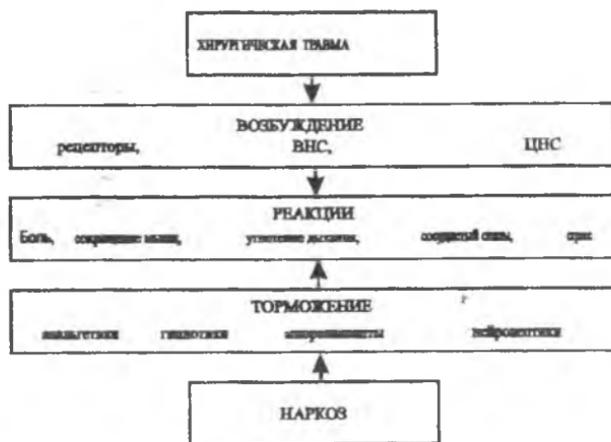


Рисунок 2 - Реакция организма на хирургическую травму

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.

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 (рис.3).

На основе анализа информативности физиологических показателей, а также ретроспективного анализа анестезиологических ошибок и осложнений разработаны рекомендации, регламентирующие параметры мониторинга в различных ситуациях / 5,6 /.

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 / 5 /, который подразделяет средства мониторинга на ряд категорий.

К обязательным средствам отнесены: пульсоксиметрия, капнометрия, инвазивное измерение параметров гемодинамики.

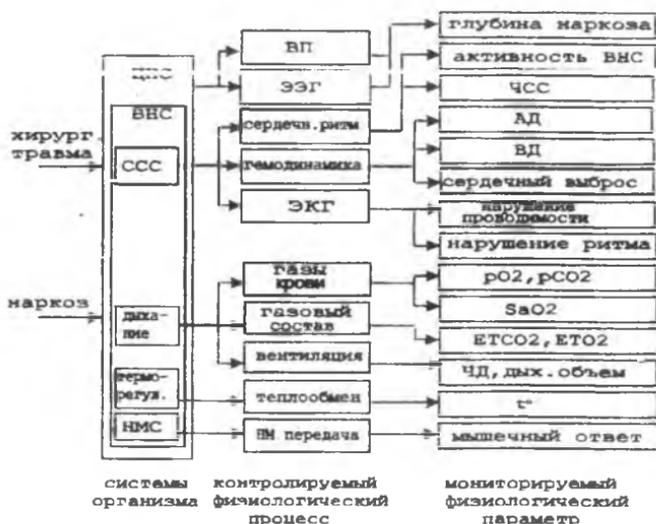


Рисунок 3 - Мониторинг физиологических параметров во время наркоза

**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 - наркотная 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 / 7 /.

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 ПЭВМ / 8 /.

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 наркотно-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, дружественным интерфейсом, что делает ее легкой в работе. В то же время программное обеспечение станции просто модернизируется при введении в систему новых средств мониторинга и новых методик лечения больных.

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

По оценкам экспертов, рынок анестезиологических мониторов является наиболее динамично развивающимся. Так, в 1994 году объем продаж одних только мониторов для слежения за газовым составом крови вырос на 50%, что составило 54 млн. долларов США / 9,10 /.

Такое положение на рынке 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 по маркетинговому анализу 1995 г. 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). В таблице 1 приведены основные данные мониторной аппаратуры этих фирм / 11 /.

Фирма Datex / 12 / разработала анестезиологический монитор AS/3tm в котором контролируются ЭКГ в трех отведениях с анализом сегмента ST, ЧСС, SpO<sub>2</sub> с диагностической плетизмограммой, инвазивное давление в двух точках, неинвазивное артериальное давление, сердечный выброс, концентрации газов: CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O, 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 UNITY / 13 / 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) / 14 / 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 кислорода, 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.

Таблица 1 - Мониторы пациента ведущих фирм США

Фирма, модель	Характеристики	Цена USD
Hewlett-Packard Co. HP Component Monit. Syst.	Измерение ЭКГ, НД, ЧД, ИД, сердечн. ритм, пульс, темпер., SpO <sub>2</sub> , ETPCO <sub>2</sub> , сердечный выброс, PO <sub>2</sub> , PCO <sub>2</sub> , терморегистратор, выбор 4,6,8 каналов, цветной дисплей;	9960
HP Component Transp. Syst.	Вывод одновременно 6 параметров; измерение ЭКГ, дыхание (по ЭКГ), НД, SaO <sub>2</sub> с шлепизмогр., PCO <sub>2</sub> , температура; терморег.; графический или цифровой дисплей, противобликовый экран.	7810
HP Digital Telemetry Syst.	Непрерывный телеметрический мониторинг, одновременный просмотр 2 кривых ЭКГ	7730
HP Component Central Monitor	Мониторинг в реальном времени для прикроватных мониторов и телеметрии, цветная кодировка тревоги, непрерывный контроль физиологических кривых, случаев возникновения аритмии, документирование.	1290
Nihon Kohden America Inc. BSM - 2100	Портативный монитор, дисплей, измерение: ЭКГ, SpO <sub>2</sub> , НД или ИД, обнаружитель аритмий, графики и таблицы трендов; запись на дискету для хранения и передачи данных; телеметрический передатчик.	
BSM 8300	Прикроватный модульный монитор на 6 кривых; 9" тактильный экран, несколько отведений ЭКГ, дыхание, НД, анализ ST сегмента и тренды; обнаружитель аритмий, графики и таблицы трендов, e-mail, межкроватьное соединение, расчеты гемодинамических показателей.	

BSM 8502	То же; 12" дисплей, приемник телеметрии	
Модули для BSM-8000 серии	Несколько отведений ЭКГ и дыхания, два ИД, термисторное дыхание, две температур., ЭЭГ, сердечный выброс, SpO <sub>2</sub> , PCO <sub>2</sub> , HD.	
<b>Specelabs Medical Inc.</b> 90385 Univers. Clin. Workstation	Модульный прикроватный, цветной на 4-8 физиол. кривых монитор, центр. монитор инф. системы наблюд. параметров (ИСНП) на 4-16 физиол. кривых, объединяющий мониторы в сеть; интерфейс Windows; возможность просмотра и контроля через активир. окна; экран с тактильным управлен.; графики и таблицы трендов жизненно важных показателей; варианты для взрослых и новорожденных; интерфейс Elexport для прикроватных приборов	
90305, 90315/16 PC Monitor	Модульный прикроватный, цветной на 6 или 8 физиол. кривых, центр. монитор для ИСНП-сети на 6,8,12,16 физиол. кривых, тактильный экран, тренды.	
90303 PC Monitor	Прикроватный монохромный монитор 3-6 кривых и монохромный центральный монитор для ИСНП сети	
90308 PC Express Monitor	Модульный прикроватный монитор на 3,4 кривых; транспортный мониторинг, тактильный экран, взросл. или новорожд., запись в память, интерфейс для приборов.	
<b>Datascope Corp.</b> Passport	Портативный прикроватный монитор на 3 кривых; 3 отвед. ЭКГ, пульсоксиметрия, СО <sub>2</sub> , ЧД, HD, 2 ИД, темпер., регистратор.	6000
Accutorr	Прикроватный портативный монитор HD для взрослых и новорожденных; систол., диастол. среднее АД	2745
<b>Marquette Electronics Inc.</b> Train	Транспортный монитор; ЭКГ, дыхание, температур., ИД, HD, SpO <sub>2</sub> , непрерывное отображение жизненных функций, контроль батарей (2NiCd)	
Eagle Monitor	Цветной / монохромный дисплей на 4 кривые, несколько отвед. ЭКГ, 2 ИД, HD, 2 температур., пульсоксиметр (Nellcor)	
Centralscope 12	Цветной / монохр. дисплей; контроль 8 параметров, физиол. кривые и данные в цифровой форме, выбор интерфейса пользователя, встроенный контроль функ., тактильный экран, клавиатура.	
<b>Criticare Syst. Inc.</b> 1100	Комбинированный монитор: ЭКГ, HD, ЗИД, SpO <sub>2</sub> , калнография, температур., дыхание, автоматическое распознав. анестетиков (газов), N <sub>2</sub> O, инталацион. и выдыхаемого O <sub>2</sub> .	17500
Scholar	ЭКГ, HD, SpO <sub>2</sub> , температур., 2,4 ИД, регистратор на 2 кривых, жидкокристал. экран, светодиод. индикатор ЧСС, HD, SpO <sub>2</sub>	7500

Примечание.

НД-неинвазивное измерение артериального давления крови.

ИД - инвазивное измерение давления крови,

SpO<sub>2</sub> - сатурация кислорода по методике пульсоксиметрии,

PO<sub>2</sub> - напряжение кислорода в выдыхаемом газе,

PCO<sub>2</sub> - напряжение углекислого газа в выдыхаемом газе.

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.

## 2. МОНИТОРИНГ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

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 мониторинговой 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.

## 2.1 Контроль параметров сердечного ритма

### 2.1.1 Мониторинг частоты сердечных сокращений

Наиболее простым методом оценки параметров сердечного ритма является определение частоты сердечных сокращений. 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 участка тканей с артериальным пульсом, 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 Доплера от движущегося потока крови с использованием ультразвуковой или микроволновой техники.

Для определения ЧСС 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 межпульсовые (R-R временные интервалы) - кардиоинтервалы (КИ) / 16 /. После усреднения определенного количества (выборки) полученных значений длительности КИ, ЧСС определяют по формуле:

$$\text{ЧСС [уд/мин]} = 60 / T_{\text{ср}},$$

$$\text{где } T_{\text{ср}} = \left( \sum_1^n T_{\text{ки}} \right) / n,$$

здесь  $T_{\text{ки}}$  [сек] - значение  $i$ -того КИ.  $n$  - 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 тогда, когда уровень пульсации сосуда снижается ниже порога регистрации и падает артериальное давление, что делает информацию о ЧСС, полученную по R-R интервалам, особенно ценной. В то же время, при использовании ЭКГ для определения ЧСС необходимо контролировать форму электрокардиосигнала, так как при высокой 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.

## 2.1.2 Мониторинг вегетативных показателей регуляции ритма сердца

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 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 / 17 /. 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 обнаруживают переменность сердечного ритма - изменчивость значений длительностей КИ относительно друг друга. Другими словами переменность сердечного ритма отражает выраженность колебаний ЧСС по отношению к ее среднему уровню.

В покое, когда превалирует тонус парасимпатического отдела ВНС, переменность сердечного ритма обусловлена, большей частью,

вагусными влияниями. При активации симпатического отдела ВНС, происходящей во время стресса, показатели variability сердечного ритма падают.

Изменение variability 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 variability сердечного ритма необходимо зарегистрировать последовательный ряд КИ, измерить их длительности и провести математическую обработку динамического ряда полученных значений.

Наибольшее распространение в клинической практике получили методы временного (статистического) и частотного (спектрального) анализа variability сердечного ритма.

Согласно рекомендациям Европейского общества кардиологии и Североамериканского общества кардиостимуляции и электрофизиологии для оценки variability сердечного ритма могут быть использованы такие статистические оценки ряда КИ как среднеквадратическое отклонение длительности КИ в выборке.

Спектральный анализ динамического ряда КИ рекомендуется проводить в 3-х диапазонах частот:  $\leq 0,04$  Гц (VLF),  $(0,04...0,15)$  Гц (LF),  $0,15...0,4$  Гц (HF), которые обладают различной диагностической ценностью / 18 /.

К методам временного анализа сердечного ритма относится **вариационная пульсометрия**, используемая в различных областях медицины с целью диагностики состояния человека / 17,19,20 /. Методика основана на применении статистических оценок выборки динамического ряда значений длительностей КИ. Использование в качестве КИ - R-R интервалов ЭКГ, зарегистрированных в одном из стандартных отведений, позволяет наиболее точно измерить значения длительностей КИ -  $t_{RR}$  (рис.4).

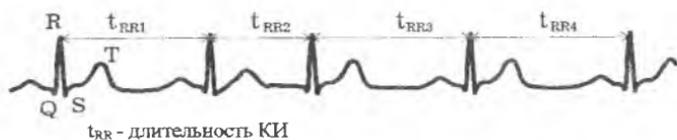


Рисунок 4 - Определение длительности КИ по электрокардиограмме

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 / 21 /.

Построение гистограммы производится путем сортировки выборки КИ по их длительности. Для этого весь диапазон длительностей КИ разбивается на временные поддиапазоны одинаковой величины  $t_n$ . 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 (рис. 5).

Распределение длительностей КИ (гистограмму) можно охарактеризовать набором статистических оценок:

$M_0$  - мода распределения - значение длительности КИ наиболее часто встречающееся в выборке КИ; в качестве  $M_0$  часто принимается начальное значение поддиапазона длительности, в котором отмечено наибольшее число КИ, выражается в секундах.

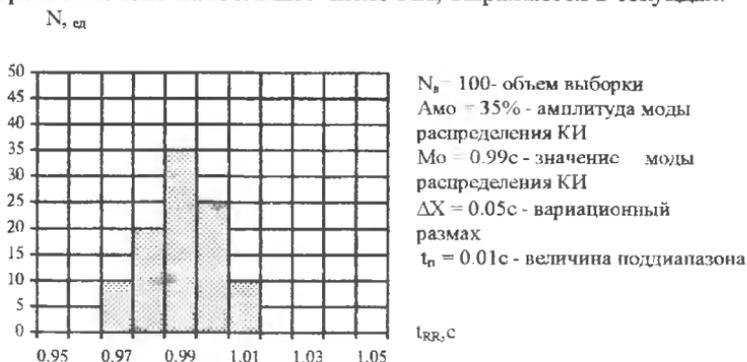


Рисунок 5 - Гистограмма распределения КИ

**АМо** - амплитуда моды распределения - число КИ, соответствующих поддиапазону моды, выражается в % к объему выборки.

**ΔХ** - вариационный размах - разность между максимальным и минимальным значением длительности КИ в выборке, выражается в секундах.

Ассиметричная форма гистограммы указывает на нарушение стационарности процесса регуляции ритма сердца и наблюдается при переходных состояниях. Многовершинная (многомодовая) гистограмма может быть обусловлена наличием несинусового ритма ( мерцательная аритмия, экстрасистолия ), а также артефактами, возникающими при регистрации ЭКГ. Для описания отклонения формы гистограммы от нормального закона распределения используются статистические оценки - показатель асимметрии ( **As** ) и эксцесса ( **Ex** ).

В мониторинговых приборах для слежения за текущим состоянием пациента используется автоматизированная обработка данных по методу скользящей выборки.

В первом такте анализа распределения КИ для построения гистограммы, вычисления статистических оценок и диагностических показателей берется выборка КИ, установленного объема, начиная с 1-го по N-ый зарегистрированный КИ.

Например, при объеме выборки  $N = 100$ , в первом такте анализа для обработки берутся значения длительностей КИ с порядковыми номерами с 1-го по 100-ый.

Результаты анализа в первом такте работы - графическое изображение гистограммы и значения вычисленных параметров и показателей отображаются на дисплее прибора.

В следующем такте работы происходит сдвиг "окна" выборки, т.е. для обработки берутся значения КИ с порядковыми номерами на единицу больше (В приведенном выше примере - со 2-го по 101-й). После вычислений данные на экране дисплея обновляются: отображаются результаты анализа полученные во втором такте работы. В дальнейших тактах работы происходит последующий сдвиг "окна", в результате чего информация на экране обновляется с каждым тактом работы, то есть с каждым ударом сердца.

Быстродействие современных вычислителей (микропроцессорных устройств, однокристалльных ЭВМ, ПЭВМ) 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.

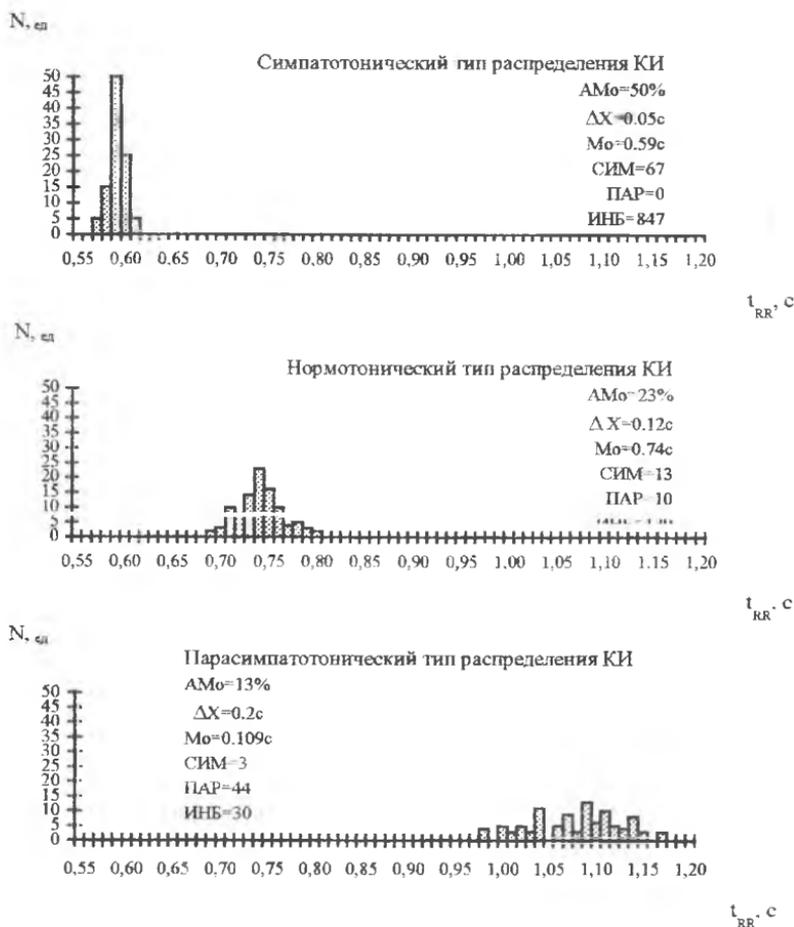


Рисунок 6 - Типы распределения длительностей КИ

Формирование диагностических показателей для оценки выраженности стресса у больных в интраоперационном периоде по результатам вариационной пульсометрии рассмотрено в ряде физиологических и клинических работ / 20,22 - 26 /.

Известно, что изменения показателей ритма сердца при стрессе наступают раньше, чем появляются выраженные биохимические и гормональные сдвиги, так как реакция нервной системы обычно опережает действие гуморальных факторов. Это позволяет путем наблюдения за показателями активности ВНС своевременно корректировать 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 / 27 - 30 /. При использовании мониторных 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 / 31 /.

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 (рис.6).

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 :  $M_0$ ,  $A_{M_0}$ ,  $\Delta X$  или диагностических показателей, характеризующих вариабельность ритма сердца.

К таким диагностическим показателям относится величина среднеквадратического отклонения длительностей КИ в выборке, то есть значение квадратного корня из дисперсии распределения КИ. В этом случае ограничение объема выборки приводит к оценке только "быстрых" изменений вариабельности. поэтому часто для определения влияния медленных воли анализируют выборки длительностью до нескольких часов.

Р.М. Баевский / 17,21 / предложил ряд диагностических показателей, являющихся производными статистических оценок распределения КИ :

индекс вегетативного равновесия **ИВР** =  $AM_0/\Delta X$ ;

вегетативный показатель ритма **ВПР** =  $1/M_0\Delta X$ ;

показатель адекватности процессов регуляции **ПАПР** =  $AM/M_0$ ;

индекс напряжения регуляторных систем **ИНБ** =  $AM_0/2M_0\Delta X$ .

Кардиологический стандарт оценки показателей variability 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 variability позволяет исключить при вычислении индекса **TINN** не 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 variability 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

$$СИМ = 4 AM_0 / N_{20\%},$$

где  $N_{20\%}$  .ед. - число поддиапазонов гистограммы, содержащих количество КИ, превышающих уровень 20% от значения  $AM_0$ .

Индекс активности парасимпатического отдела ВНС - **ПАР** характеризует степень отклонения зарегистрированного распределения КИ от нормального закона распределения / 33 /. 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 отношения 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  $120 / 32 \%$ .

В норме, как правило, имеют место координированные изменения показателей ритма сердца. Так, для симпатикотонии характерно меньшее значение моды (учащение пульса), обычно сопровождаемое увеличением **АМо** и уменьшением **ΔХ**, что приводит к увеличению **ИНБ**. Усиление парасимпатического тонуса, наоборот, ведет к уменьшению **АМо** и увеличению **Мо** и **ΔХ**, 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 **АМо** и снижение  $N_{20\%}$ , 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 ( рис.6 ) гистограмма имеет узкое основание (малая величина вариационного размаха  $\Delta X$ ), большую высоту (рост  $AM_0$ ), возрастает величина СИМ, снижается ПАР.

Для преобладающего влияния парасимпатического отдела ВНС характерно: широкое основание (большое значение  $\Delta X$ ), малая высота гистограммы (уменьшение  $AM_0$ ), показатель СИМ снижается, возрастает ПАР.

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

Для парасимпатикотонии характерны: отсутствие плавного снижения высоты элементов гистограммы слева и справа от  $Mo$ , 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. Поэтому 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.

В дооперационном периоде по показателям ритма сердца можно выявлять больных, недостаточно подготовленных к операции. объективно оценить качество премедикации, обратить внимание хирурга и анестезиолога на наиболее "опасных" пациентов с нестабильными показателями активности ВНС, требующих дополнительной индивидуальной подготовки и более внимательного наблюдения в процессе операции.

При вводимом наркозе гексеналом или тиопенталом натрия чаще выявляется уменьшение значения моды, тахикардия, уменьшение  $\Delta X$ , АМО и значение СИМ, ИНБ увеличиваются. При вводимом наркозе калипсолом обычно отмечается выраженная симпатикотония.

При ларингоскопии и интубации трахеи нередко наблюдаются дискоординированные сдвиги показателей. Значение СИМ превышает нормальную величину, однако  $\Delta X$  увеличивается. Механическое раздражение рефлексогенных зон блуждающего нерва и симпатических окончаний во время интубации трахеи вызывает одновременное возбуждение обоих звеньев ВНС.

В наиболее травматичный момент операции степень выраженности операционного стресса при адекватной анестезии по данным анализа ритма сердца значительно меньше, чем при неадекватном уровне анестезиологической защиты. Как правило, при адекватной анестезии значения  $\Delta X$  больше, абсолютные значения АМО, СИМ, ИНБ меньше, чем при неадекватной анестезии.

Таблица 2 - Ориентировочные величины показателей ритма сердца у взрослых при абдоминальных операциях / 17, 20, 34 / .

Анестезия	ИНБ	СИМ	ПАР
Адекватная	200 - 1000	до 30	до 30
Неадекватная	более 1000	более 30	более 30

При введении деполаризующих миорелаксантов обычно отмечается усиление парасимпатикотонии, что связано с выбросом калия из мышц. При кровопотере обычно отмечается выраженная симпатикотония, которая слабо корригируется введением фармакологических препаратов и требует восполнения ОЦК. Ориентировочные показатели адекватности анестезии приведены в таблице 2. Динамика ритма сердца при операции может иметь заметные индивидуальные отличия и зависеть от исходного состояния больного, характера оперативного вмешательства и способов лечения.

При одновременном чрезмерном возбуждении обоих отделов ВНС возможна дискоординация сдвигов показателей (например, уменьшение значения моды и увеличение  $\Delta X$ ). Подобная ситуация должна насторожить врача, так как может свидетельствовать о

дезорганизации регуляторных процессов в организме и необходимости обнаружения причины, ее вызвавшей (выраженное раздражение рефлексогенных зон обоих звеньев ВНС при интубации трахеи, раздражение корня брыжейки, инфаркт миокарда и другие состояния, сопровождающиеся чрезмерной афферентацией или истощением защитных компенсаторных реакций организма).

**Коррекцию анестезии по мониторингу вегетативных показателей ритма сердца** можно осуществить, например, следующим образом. При преобладании симпатикотонии целесообразно вводить анальгетик с парасимпатическим эффектом (например, фентанил). При выраженной парасимпатикотонии, которая часто наблюдается при тракциях брыжейки кишечника, расширении шейки матки и др., лучше вводить анестетик с симпатическим эффектом (калিপсол). При появлении признаков возбуждения двух отделов ВНС следует вводить препараты обоих видов.

С помощью оперативного анализа показателей ритма сердца можно осуществлять индивидуальный подбор не только вида, но и дозы требуемого препарата ("титрование эффекта") 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.

### 2.1.3 Аппаратура автоматизированного анализа ритма сердца

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 80-х годов 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 ЭКСИ-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 кардиорезанимационного комплекса **КРК-01**, дает возможность синхронного отображение 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 / 35 /.

Современным отечественным микропроцессорным прибором для анализа ритма сердца является **ритмокардиоскоп "РКС-02"** / 16 /. Прибор позволяет вести наблюдение ЭКГ, автоматизированную диагностику характера ритма сердца со смсной 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. **РКС-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 фотопльстизмографический анализатор сердечного ритма "**Оптим - 510**". **Кардиомонитор на базе IBM PC** выпускается фирмой "Геолинк"(Москва) / 36 /.

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) / 36 /.

**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) /по Р.М.Баевскому/, 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*

<i>Входное сопротивление, МΩ, не менее</i> .....	<i>100</i>
<i>Полоса пропускания, Гц</i> .....	<i>0.5 - 40</i>
<i>Входное напряжение, мВ</i> .....	<i>0.05 - 5</i>
<i>Частота квантования, Гц</i> .....	<i>250</i>
<i>Амплитуда калибровочного сигнала, мВ</i> .....	<i>1</i>
<i>Диапазон определения ЧСС, уд/мин</i> .....	<i>30-220</i>
<i>Скорость движения ЭКГ на экране, мм/с</i> .....	<i>25, 50</i>
<i>Диапазон установки порогов тревоги по ЧСС, уд/мин</i> .....	<i>40-200</i>
<i>Минимальное значение амплитуды R-зубца ЭКГ, мВ</i> .....	<i>0.5</i>
<i>Длительность поддиапазона гистограммы, мс</i> .....	<i>8</i>



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

Далее ЭКС подается 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. Ввод 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: Мо, АМо, ΔХ.

Внешний вид прибора показан на рис. 8.

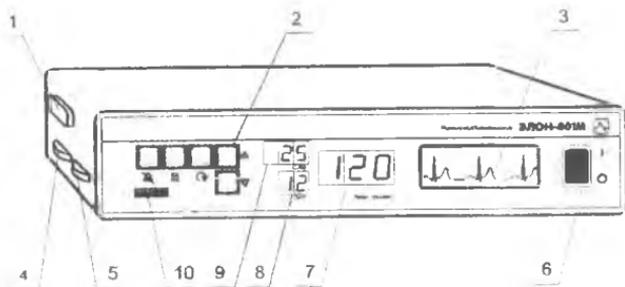


Рисунок 8 - Внешний вид прибора "ЭЛОН - 001"

Основной конструкции прибора является пластмассовый корпус, состоящий из верхней и нижней крышек, а также передней панели.

Электронные компоненты размещены на трех платах. Элементы 3, 10 структурной схемы (рис. 6) размещены на плате аналоговых устройств, микропроцессорное устройство и источник питания - на плате цифровой обработки (элементы 12, 14 ... 20); дисплей 11 и клавиатура 13 - на плате индикации.

Плата цифровой обработки и плата аналоговых устройств крепятся соответственно к нижней и верхней крышкам, а плата индикации установлена вертикально на передней панели.

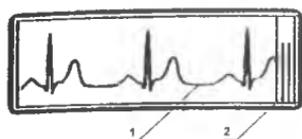
Для регистрации электрокардиосигнала используются слабополяризующиеся электрокардиографические электроды с твердым электролитом типа ЭСК-03, характеризующиеся большой стабильностью потенциалов и малым переходным сопротивлением. Их параметры не изменяются в течение длительного времени.

На передней панели прибора расположены (рис. 8):

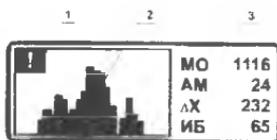
- выключатель питания прибора 6;
- графический ЖК дисплей 3;
- цифровой дисплей 7, 8, 9;
- блок кнопок управления 2.
- табло "ТРЕВОГА" 10

На боковой поверхности корпуса прибора расположены:

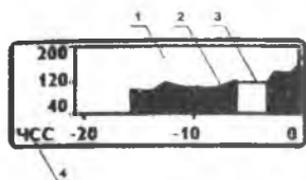
- гнездо разъема 1 для подключения кабеля электродов;
- регулятор контрастности дисплея 4;
- регулятор громкости звуковых сигналов 5;



- 1 - ЭКГ,  
2 - Калибровочный сигнал



- 1 - Индикатор количества КИ  
2 - Гистограмма распределения КИ  
3 - Характеристики распределения КИ



- 1 - Поле тренда  
2 - Тренд ЧСС

Рисунок 9 - Информация, отображаемая на дисплее прибора "ЭЛОИ - 001"

На задней поверхности корпуса прибора расположены гнездо для подключения внешнего регистратора, разъем для подключения принтера и ввод сетевого провода.

Статистическая обработка ряда КИ осуществляется методом скользящей выборки. В зависимости от выбора режима отображения информации на дисплей прибора выводятся различные данные (рис. 9), что позволяет использовать различные методики оценки состояния.

Для работы с прибором можно использовать любой матричный принтер, имеющий команды печати в графическом режиме, совместимые с командами 9 игольчатых принтеров EPSON (система команд ESC/P). Возможно использование также некоторых струйных принтеров, удовлетворяющих этому условию.

Подсоединение принтера к прибору производится с помощью кабеля параллельного интерфейса (кабель Centronics), входящего, как правило, в комплект поставки принтера. Пример распечатки данных приведен на рис. 10.

В информационной строке 1 могут быть вписаны необходимые данные о пациенте. Значение "ВРЕМЯ РАБОТЫ" показывает время в часах и минутах, прошедшее от включения прибора до момента запуска печати. На печать выводится три тренда, каждый из которых имеет горизонтальную 4 и вертикальную 2, 6 шкалу.

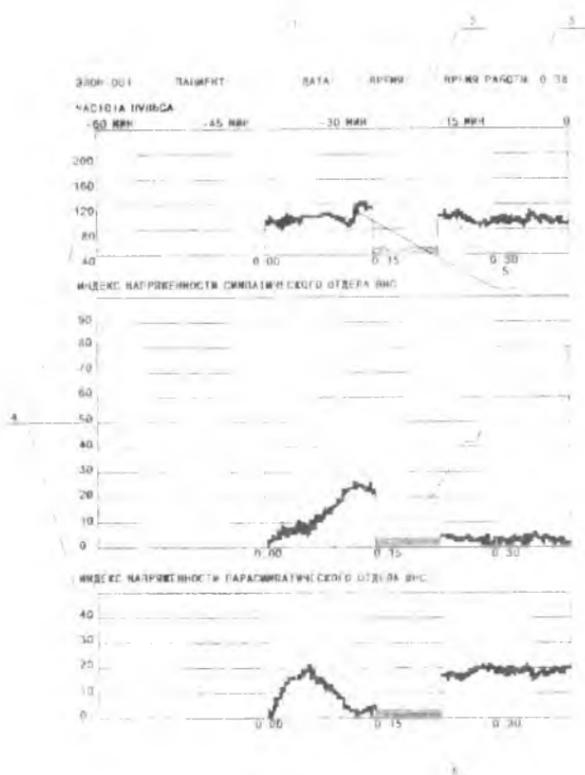


Рисунок 10 - Распечатка трендов показателей прибора "ЭЛОН - 001"

В поз. 3 показано относительное время (от момента запуска печати), а в поз. 6 показано время в часах и минутах от момента включения прибора. Вертикальная шкала 4 для ЧСС имеет диапазон 40..240 уд/мин, для СИМ - 0..100 ед., для ПАР - 0..50 ед.

Ширина линии трендов 5 соответствует пределам изменения значения соответствующего параметра

Отметка "НЕТ ДАННЫХ" 7 соответствует интервалам времени, когда показания отсутствовали (при индикации сообщений "НЕТ ПУЛЬСА", "ПЛОХОЙ КОНТАКТ").

## 2.2 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 (рис. 11) /37/.

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).

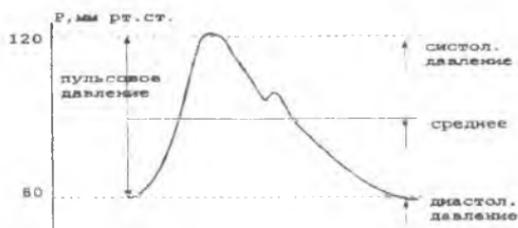


Рисунок 11 - Давление крови в аорте

**Среднее динамическое давление** определяется интегрированием текущего значения АД за время сердечного цикла. Ориентировочно величину среднего давления можно определить по формуле Вещлера и Богера/ 38/

$$P_m = 0,42 P_s + 0,58 P_d$$

или по формуле Хикема

$$P_m = P_d + (P_s - P_d) / 3 ,$$

где  $P_s$  - систолическое (максимальное) давление,

$P_d$ - диастолическое (минимальное) давление.

Измерение параметров давления крови для мониторинга показателей сердечно-сосудистой системы может осуществляется прямым или косвенным способами.

*Прямой, инвазивный* способ определения давления крови основан на катетеризации сосуда датчиком давления, имеющим электрический выход. Датчик давления предварительно калибруется в единицах измерения давления крови. Выходной сигнал датчика поступает на устройство обработки, где определяются параметры давления, которые затем передаются на устройства отображения, записи и хранения данных монитора.

*Косвенное* определение давления крови связано с использованием неинвазивных методик регистрации параметров физиологических процессов, связанных с внутрисосудистым давлением крови. Широкое распространение получили окклюзионные методы, основанные на измерении давления воздуха в манжетке, охватывающей участок тканей, содержащий кровеносный сосуд, которое 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.

### **2.2.1 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 вести повторяющийся отбор проб крови для биохимического анализа

Датчик давления, используемый для внутрисосудистых измерений в мониторинговых 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 мониторинговой 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 подачи 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 / 39 /.

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  $\xi$ , имеет аperiодический или затухающий колебательный характер. Соответственно, частотная характеристика системы вблизи частоты  $f_0$  будет иметь подъем или спад в зависимости от величин коэффициента  $\xi$ . Это означает, что если в сигнале пульсации давления присутствуют частотные компоненты, близкие 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 с времени 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  $f_0$ ,  $\xi$ , без учета механических характеристик чувствительного элемента, который считается в данном случае безинерционным, зависят от диаметра и длины катетера, плотности и вязкости жидкости / 40 /.

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,  $l = 1800$  мм  $f_0 = 7$  Гц.

Попадание в катетер пузырьков воздуха приводит к увеличению эластичности системы и увеличению  $\xi$ , 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 Instr. / 41 / имеют внешний диаметр катетера от 0.67 до 2.33 мм, длину от 0.75 до 1.4 м, что позволяет их использовать для исследования малых сосудов и в педиатрии.

*Технические параметры датчиков:*

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

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.

При измерении АД необходимо учитывать погрешности физиологической природы. Пульсации давления, регистрируемые в периферических артериях, определяются тонусом гладкой мускулатуры, поэтому, например, в лучевой артерии систолическое давление оказывается обычно больше, а диастолическое меньше, чем эти значения в центральной аорте. При изменении сосудистого сопротивления это соотношение может изменяться.

Благодаря развитию техники внутрисосудистой катетеризации, прямой метод измерения давления крови используется для определения различных параметров давления в сердечно-сосудистой системе. Однако

инвазивность методики, риск развития сосудистых осложнений ограничивают область применения прямого метода измерений. Чаще всего катетерные измерения используются в интраоперационном мониторинге и в кардиорезанимации. В таблице 3 приведены значения физиологической нормы параметров давления, используемых в клиническом мониторинге / 42 /.

Таблица 3 - 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

### 2.2.2 Клиническое использование прямых методов измерения давления крови

Мониторинг показателей давления крови даст возможность оценить различные функциональные характеристики сердечно-сосудистой системы при проведении лечения.

Мониторинг центрального венозного давления (ЦВД) необходим при назначении вазоактивных препаратов и действия факторов, вызывающих изменение тонуса периферических вен, а также при контроле инфузионной терапии при тяжелой гиповолемии. Измерение ЦВД связано с инвазивной процедурой центральной венозной катетеризации

Мониторинг ЦВД используется для определения функции правого сердца, а также оценки объема циркулирующей крови. Это связано с тем, что ЦВД отражает степень наполнения правого желудочка и предсердия. Вместе с тем большие вены (торакальные, абдоминальные, проксимальные конечностей) образуют резервуар для значительного объема крови, поэтому ЦВД сильно зависит от объемного состояния сосудов и их тонуса.

Кривую ЦВД отображают на графическом дисплее монитора, т.к. ее форма позволяет оценить работу предсердия и трехстворчатого клапана.

При записи ЦВД с усреднением данных за несколько ударов сердца может быть зарегистрирована дыхательная волна, отражающая параметры спонтанного или искусственного дыхания.

Реакция параметров ЦВД на порцию жидкости дает информацию о полном объеме жидкости, венозной эластичности, функции и эффективности правого сердца. Мониторинг ЦВД используется в ситуациях, сопровождаемых большой кровопотерей, а также в сердечно-сосудистой хирургии.



ЦВД - центральное венозное давление.  
 ДЛА - давление в легочной артерии.  
 ЛКВД - легочное капиллярное венозное давление.  
 ДЛП - давление в левом предсердии.  
 ДЛЖ - давление в левом желудочке.

Рисунок 12 - Связь параметров давления сердечного наполнения и давления левого сердца.

Мониторинг давления в легочной артерии (ДЛА) показан при дисфункциях левого желудочка, хирургии аорты, тяжелых легочных заболеваниях. ДЛА оказывается пропорциональным давлению в левом предсердии и левом желудочке в конце диастолы. Диаграмма рис.12 поясняет связь параметров давления сердечного наполнения и давления в левом сердце.

Мониторинг показателей давления дает возможность оценить различные функциональные характеристики сердца при проведении анестезии.

В норме измерение ЦВД достаточно точно отражает давление наполнения как правого, так и левого предсердий. Однако в ряде клинических ситуаций (левожелудочковая недостаточность, интерстициальный отек легких, хронические легочные заболевания, поражения клапанов сердца) существует заметное различие между давлением в левом предсердии и ЦВД (давлением в правом предсердии). Если подобным больным предстоит большие оперативные вмешательства, то им необходим мониторинг легочного кровообращения и давления в левой половине сердца. Эта возможность достигается путем

катетеризации через периферическую или центральную вену легочной артерии.

Катетеризация легочной артерии с помощью катетера Swan-Ganz позволяет без катетеризации полостей левого предсердия и желудочка измерить легочное капиллярное давление.

Зонд Swan-Ganz представляет собой четырехпросветный катетер, один из которых снабжен латексным баллончиком, при раздувании которого он увлекается током крови в легочную артерию до заклинивания в одной из ее ветвей. Измерение давления дистальнее этого баллончика дает данные о давлении заклинивания легочных капилляров (ДЗЛК). Если легочные сосуды не поражены склерозом, то по ДЗЛК в достаточной степени объективно можно судить о давлении в левом желудочке в конце диастолы.

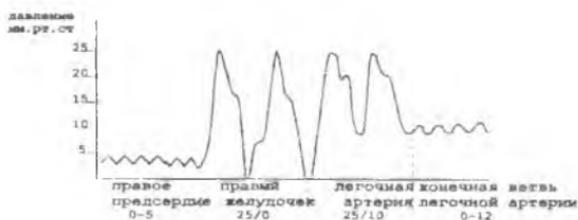


Рисунок 13 - Форма кривых давления при различном положении катетера.

Целесообразность измерения конечно-диастолического давления левого желудочка или левого предсердия (эти показатели равны в диастолу при нормальном открытии митрального клапана) заключается в том, что оно характеризует преднагрузку левой половины сердца.

Наибольшую ценность измерение ДЗЛК приобретает при решении вопроса о природе отека легких, а значит и о выборе пути интенсивной терапии. Если отек легких вызван увеличением гидростатического давления (например, при левопочечной недостаточности), то это проявляется в резком увеличении ДЗЛК. Если отек легких связан с повышением проницаемости легочных капилляров (некардиогенный отек), то показатели ДЗЛК остаются нормальными (10-15 мм рт. ст.)

При правильном расположении баллончика катетера Swan-Ganz в ветвях легочной артерии отверстия трех других катетеров располагаются соответственно в стволе легочной артерии, в правом желудочке и в правом предсердии. Подтверждением этого служит характерная форма кривых давления для каждого катетера (рис.13), по которым определяют топографию его расположения. Возможность измерения конечно-диастолического давления левого желудочка или левого предсердия (эти

показатели равны в диастолу при нормальном открытии митрального клапана) заключается в том, что оно характеризует преднагрузку левой половины сердца.

Обычно, катетер Swan-Ganz, устанавливаемый в легочной артерии, позволяет определять сердечный выброс методом термодилуции.

### 2.2.3 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 / 40 /.

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. / 38 /. 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 / 43 /. Совместная запись сигналов двух датчиков, регистрирующих давление воздуха в манжетке и тоны, показана на рис. 14

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 Б (рис. 15).

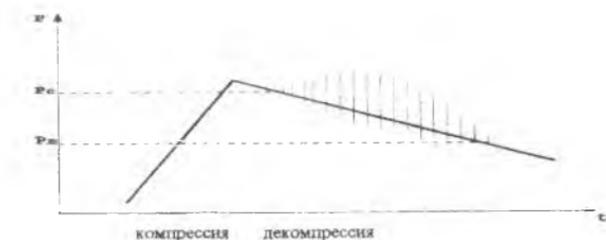


Рисунок 14 - Кривая давления воздуха в манжетке с наложенными тонами Н.С. Короткова

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.

Таким образом, при вычитании сигналов каналов А и Б можно получить точное выделение тонов (рис.16), что существенно снижает погрешности измерения АД.

**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.

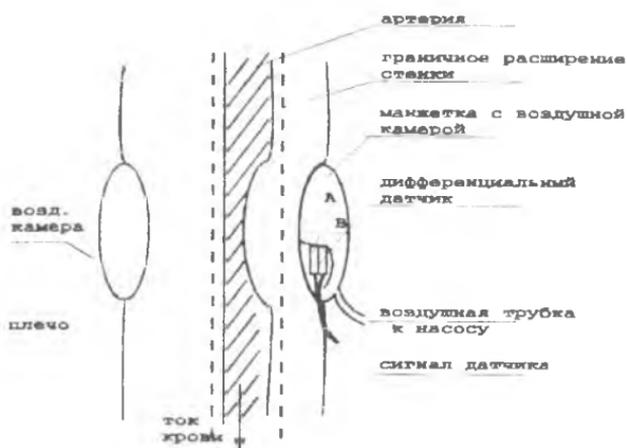


Рисунок 15 - Дифференциальный датчик тонов Короткова.

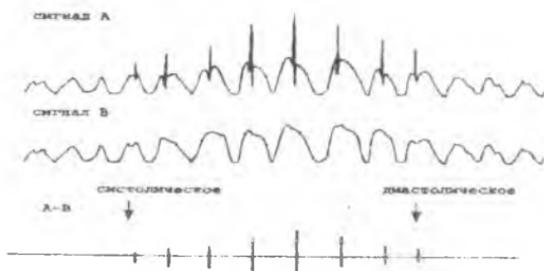


Рисунок 16 - Выделение тонов при вычитании сигналов дифференциального датчика

Значение давления воздуха в манжетке, при котором появляется пульс, принимается за систолическое АД (рис.17). 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 / 38 /. Однако этот критерий не является достаточно точным и однозначным для автоматического определения параметров АД. Только при реографической записи и ручной расшифровке данных могут быть получены удовлетворительные результаты / 44 /.

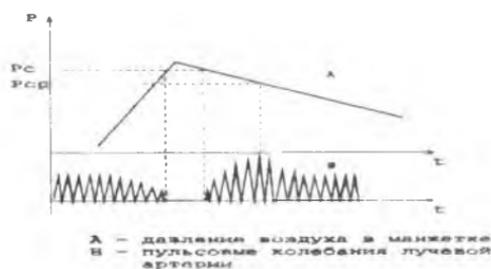
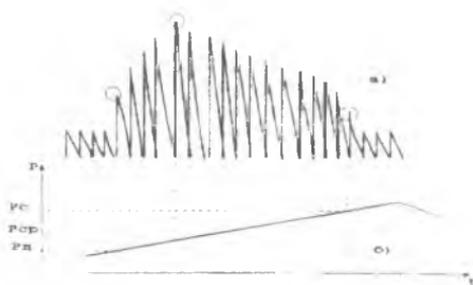


Рисунок 17 - Измерение АД пальпаторным методом

**Осциллометрический метод** измерения параметров АД связан с анализом пульсаций давления (осцилляций), возникающих в окклюзионной манжетке, сжимающей артерию, в режиме компрессии (декомпрессии) воздуха. Для регистрации осцилляций в воздушную магистраль манжетки вводят датчик давления с необходимыми динамическими характеристиками (аналогично датчику прямых инвазивных измерений).

Определение параметров АД производится по результатам измерения давления воздуха в манжетке, соответствующим характерным изменениям осцилляций воздуха при плавной компрессии (декомпрессии). Определенные изменения осцилляций происходят при равенстве давления воздуха в манжетке значениям параметров АД крови. Для выявления изменений осцилляций, соответствующих значениям систолического, среднего, диастолического давления крови анализируют амплитуду и форму осцилляций. Существуют различные методики анализа, используемые при построении автоматических мониторов давления.

Анализируя амплитуды осцилляций во время компрессии (декомпрессии), можно выделить области характерных изменений амплитуд, при которых давление в манжетке соответствует искомым параметрам АД. Так, среднее динамическое давление определяется как минимальное давление в манжетке, соответствующее максимальной амплитуде осцилляций (рис. 18).



а - осцилляции, б - изменение давления в манжетке

Рисунок 18 - 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 осцилляций в дистальной камере манжетки в режиме компрессии. В последнем случае манжетка выполняется двухкамерной, дистальная ее часть звукоизолируется от проксимальной. Это связано с тем, что при отсутствии артериальной пульсации в дистальной части конечности осцилляции в проксимальной части манжетки сохраняются из-за ударов пульсовой волны давления о

проксимальную часть манжетки. Поэтому осцилляции, регистрируемые датчиком давления воздуха в манжетке, не падают до нуля, а лишь уменьшаются (рис.18). Резкое уменьшение амплитуды осцилляций может быть принято за критерий определения систолического давления / 38 /. 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 / 45 /.

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 / 46 /.

Анализ первой производной осцилляций - тахоосцилляций, сделанный Н.Н. Савицким / 38 /, позволяет достаточно точно определить диастолическое АД. Тахоосциллограмма имеет положительную часть, относящуюся к систолической части осцилляций, и отрицательную, характеризующую скорость опорожнения сжимаемой артерии (рис. 19).

Отрицательная часть тахоосцилляций изменяет свои параметры в тесной зависимости от величины давления, оказываемого манжеткой на артерию / 47 /. 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 / 38 /, 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 (рис.20). Значение диастолического АД равно давлению в манжетке, соответствующему максимальной скорости убывания "положительного" участка / 48 /.

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.

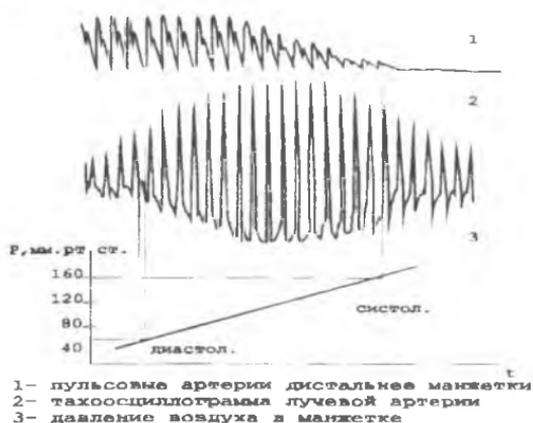


Рисунок 19 - Тахоосциллограмма плечевой артерии

Для поддержания линейности декомпрессии используются специальные клапаны - линсаризаторы воздушного потока / 49 / 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.

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 / 50 / и дающему 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.

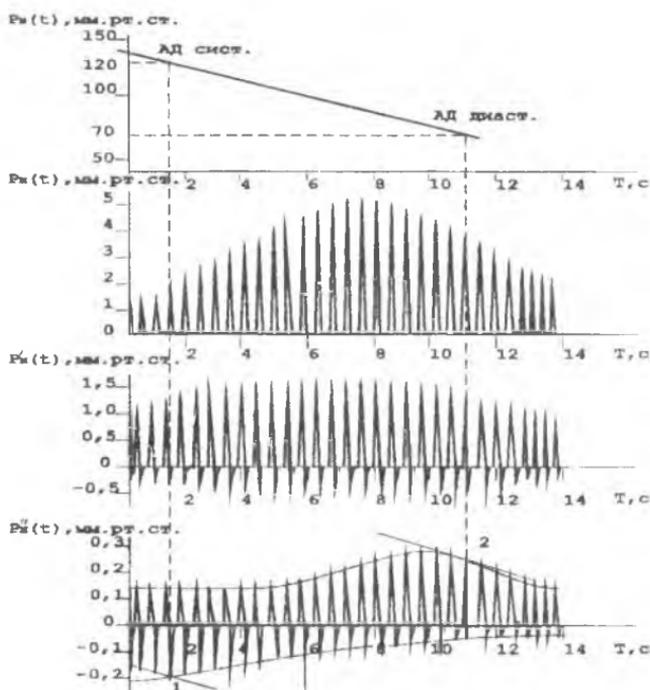


Рисунок 20 - Определение показателей АД по второй производной гахоосциллограммы.

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.Perez при длительных операциях

/ 42 /. Метод хорошо согласуется с прямыми измерениями АД и рекомендуется при продолжительных исследованиях АД / 51 /.

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. Burstin / 37 / предложил использовать флебограмму яремной вены (югулярную флебограмму) для оценки систолического давления в легочной артерии. Запись центрального венозного давления производится с помощью 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  $r = 0.94$

#### 2.2.4 Аппаратура мониторингового контроля параметров давления крови

Аппаратура для измерения параметров давления крови входит в состав практически всех современных многоканальных мониторинговых систем (таблица 1)

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 (таблица 4) / 43 /.

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 рис. 21.

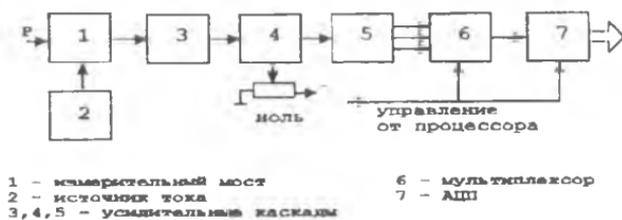


Рисунок 21 - Структура тензометрического измерителя давления

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.

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.

Таблица 4 - Характеристики мониторов АД.

Фирма, модель	Функции	Цена, USD
<b>Advanced Medical Products</b> Micro FD ABP	Параметры АД измеряются аускультат. и осцилломет. метод.; двойное измерение, возможность выделения R-зубца для повышения точности.	4990
New Age Combo FD ABP+Holter	Система с двумя функциями выполняет часовое амбулаторное измерение АД и синхронное полное Холтер мониторирование. АД измеряется аускультат. и осциллометрическим методами, отчет включает полный график АД, выявленные эпизоды, отмеченные участки ЭКГ	11 990
<b>Biosensor Corp.</b> BioABP	Аускультативный амбулаторный монитор АД на 24-48ч. с Холтер. мониторингом, центральной станцией или ПК; измерение и запись АД с установленным интервалом: систолическое, диастолическое, среднее АД, ЧСС; ослабление артефактов, частичная нагрузка на сосуды, запоминание пациентов и полного тренда.	
<b>Carolina Medical Systems Inc.</b> VascuMap AP-102	Осциллометр, измеритель АД, показ. систолическое, диастолическое, среднее и ЧСС, автоматическая запись с установкой пределов тревоги и сигнализацией на табло; 22 различных манжетки для пальца, руки и ноги для сегментарных измерений.	29995
VascuMap AP-102R	То же самое, с печатью данных на узкую ленту, включая форму пульсовой волны, автоматическое выделение пульсов, артериальной волны, съем и запись венозной плетизмограммы Разработан для сосудистых лабораторий.	4995
VascuMap AP-102V	Дополнительно включает калибратор для измерения пульсового объема в куб. см.	7995
<b>Colin Medical Instr. Corp.</b> Press-Mate 8800	Портативный монитор АД, осциллометрия с линейной декомпрессией воздуха для взрослых, детей и неонатального применения; память записей до 152 измерений.	5295

<p><b>Series NBS Medical Inc.</b> 6100 Series</p>	<p>Автоматический осциллометр измеритель и монитор; цифровой дисплей; систолич., диастолич., среднее АД и ЧСС, тревоги по всем параметрам, установка параметров сохраняется в энергонезависимой памяти, интерфейс RS232, встроенный термопринтер</p>	<p>2250</p>
<p><b>Oxford Instr. Medical Systems Div.</b> Medilog DX</p>	<p>Амбулаторная мониторинговая система АД; запись информации о АД и ЧСС до 72 часов; програм. временных интервалов измерения; аускультат. метод; для повышения точности детект. тонов Короткова; настольное исполнение для помещений; редактирование в стандарте ПК</p>	<p>2 750</p>
<p><b>Po-Ne Mah. Inc.</b> BPAnalysis &amp; Archive System</p>	<p>Интерфейс с аналоговыми входами для клинических мониторинговых систем; возможен анализ давления до 16 каналов в реальном времени, включающий пик систол., мин. диастол., средн., пульсов., мгновен. ЧСС, время пика давления, время выброса, max/min произв. давления, процент времени восстановления, Q-A интервал восстановления.</p>	<p>6500</p>
<p><b>Pulse Metric Inc.</b> DP2000A</p>	<p>Автоматический неинвазивный пульс. динамический монитор АД в виде платы для ПК</p>	<p>1195</p>
<p><b>Suntech. Medical Instr. Inc.</b> Accutracker 11</p>	<p>Амбулаторный монитор АД; аускультативный метод; R-зубец разрешает измерение АД; систолическое, диастолическое, среднее АД и ЧСС, усреднение, отчет на принтере или на ПК</p>	<p>4500</p>
<p><b>Marquett Electron. Inc.</b> Solar &amp; Eagle Monitors</p>	<p>Неинвазивное и 2 инвазивных измерения давления, 4 кривых и цифровой дисплей ЭКГ, темпер., SaO<sub>2</sub></p>	
<p><b>Utah. Medical Produc. Inc.</b> Deltran II</p>	<p>Интегральный датчик для инвазивного мониторинга давления, клапан сброса давления, универсальный разъем</p>	<p>16</p>
<p><b>Meditech</b> ABPM-02</p>	<p>Носимый монитор, запись данных в течение 24..48час, осциллометр, метод, число записей-300, масса 390г, подключение к ПК</p>	<p>1800</p>

Функциональная схема монитора АД, реализующего аускультативный и осциллометрический метод измерения, показана на рис. 22.

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.

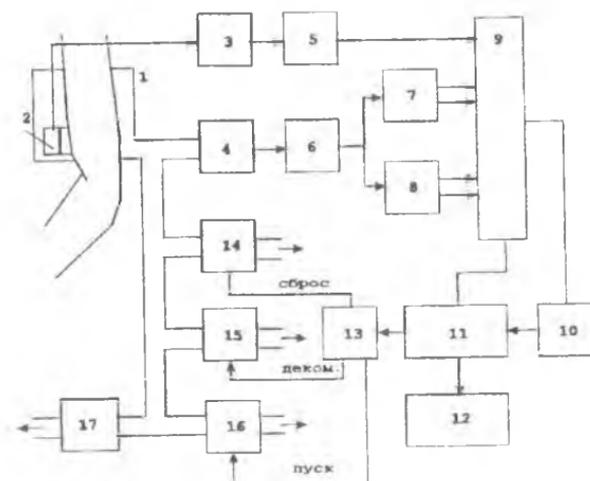
Так, среднее АД измеряется осциллометрическим методом, даже в тех случаях, когда звуковые сигналы тонов очень слабы.

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 гипертензии, национальный стандарт США для электронных сфигмоманометров).

Пределы измерения давления устанавливаются чаще всего от 0 до 250 мм рт.ст. Точность отсчета давления определяется как  $\pm 3$  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.



- |                                   |                         |
|-----------------------------------|-------------------------|
| 1 - плечевая манжета,             | 10 - АЦП,               |
| 2 - диф. датчик токов Короткова   | 11 - МП,                |
| 3, 6 - усилители,                 | 12 - дисплей,           |
| 4 - датчик давления,              | 13 - коммут. токов,     |
| 5 - фильтр токов,                 | 14 - клапан сброса,     |
| 7 - усилитель пост. составляющей, | 15 - клапан декомпр.,   |
| 8 - усилитель пульсаций,          | 16 - компрессор,        |
| 9 - коммутатор сигналов           | 17 - клапан экзрт. дав. |

Рисунок 22 - Функциональная схема монитора АД с использованием двух косвенных методов измерения

Американский стандарт рекомендует сопоставительную методику определения погрешности измерения АД автоматизированным 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 / 48. Для уменьшения погрешности, связанной с субъективным восприятием наблюдателями тонов Н.С. Короткова, используется фонендоскоп разветвленными слуховыми трубками для получения независимых результатов двумя наблюдателями. Средняя величина результатов наблюдений используется при оценке точности.

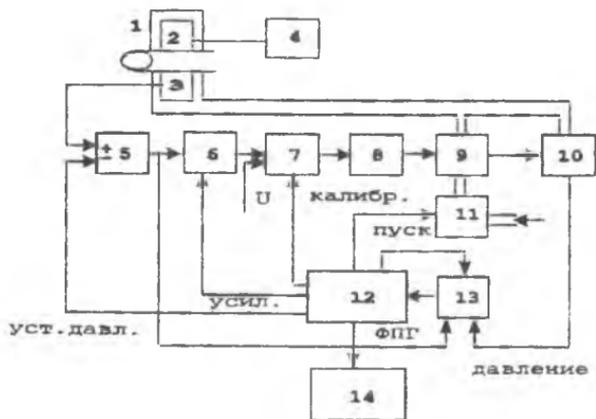
В соответствии с данной методикой следует провести 3 измерения параметров АД в течение 30 мин для каждого пациента. Количество

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  $\pm 5$  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 рис.23.

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.



- |                        |                      |
|------------------------|----------------------|
| 1 - пальцевая манжетка | 8 - контроллер       |
| 2 - излучатель         | 9 - электромагн.     |
| 3 - фотоприемник       | 10 - датчик давления |
| 4 - генератор          | 11 - компрессор      |
| 5 - дифф. усилитель    | 12 - микропроцессор  |
| 6 - усилитель          | 13 - АЦП             |
| 7 - переключатель      | 14 - дисплей         |

Рисунок 23 - Функциональная схема монитора АД по методу слежения за изменением давления в манжетке

В результате, при пульсации сосуда, с увеличением просвета артерии давление в манжетке уменьшается, а при уменьшении - увеличивается. Таким образом, поддерживается номинальная величина просвета артерии, задаваемая микропроцессором 12.

Давление воздуха в манжетке отслеживает колебания АД на протяжении сердечного цикла и после преобразования в электрический сигнал датчиком 10 поступает на АЦП 13 для обработки в микропроцессоре по осциллометрической методике.

На экран дисплея 14 выводятся кривая давления и вычисленные значения параметров АД. В приборе предусмотрена периодическая калибровка по сигналу от микропроцессора 12, подаваемому на переключатель 7. При этом обратная связь размыкается и под действием напряжения калибровки осуществляется поиск размера сосуда, при котором пульсации давления достигают максимума.

Для предотвращения искажений фотоплетизмографического сигнала палец с манжеткой при проведении процедур изменения АД необходимо надежно зафиксировать.

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 [42].

### 2.3 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 гуморальной 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.

### 2.3.1 Инвазивное измерение сердечного выброса

В основе инвазивных методов измерения сердечного выброса, используемых в клиническом мониторинге, лежит принцип A.Fick / 38 /. По A.Fick, оценка объемной скорости кровотока осуществляется с помощью введения (инъекции) вещества индикатора внутрь сосуда в поток крови и определения изменения концентрации индикатора во времени. В этом случае объемная скорость потока крови оказывается равной отношению количества индикатора, введенного в единицу времени, к изменению его концентрации на изучаемом участке сосудистого русла.

В газовых методах оценки сердечного выброса в качестве индикатора используют газ, растворимость которого в крови известна. По прямому методу A.Fick в качестве такого газа используют кислород. Тогда, для определения сердечного выброса по количеству крови проходящей через легкие, измеряют потребление кислорода при дыхании и содержание кислорода в артериальной и смешанной венозной крови:

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

где МОК, л/мин - минутный объем кровообращения,  
ПО<sub>2</sub>, л/мин - потребление кислорода при дыхании,  
[O<sub>2</sub>]<sub>a</sub>, % - содержание кислорода в артериальной крови,  
[O<sub>2</sub>]<sub>в</sub>, % - 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 / 37 /. Прямой метод A.Fick, являясь фундаментальным методом оценки параметров гемодинамики, обеспечивает высокую воспроизводимость оценки сердечного выброса, однако долгое время из-за сложности процедур его реализации он использовался только в физиологических исследованиях и функциональной диагностике. В клиническом мониторинге лишь в последние годы появились возможности реализации метода A.Fick, благодаря разработке быстродействующих мониторов выдыхаемых газов, а также появлению волоконно-оптических оксиметров, позволяющих непрерывно определять 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:

$$\text{МОК} = 60I_0 / \int_0^T [i](t) dt,$$

где  $I_0$ , г - количество введенного красителя,  
 $[i](t)$ , г/л - концентрация красителя в артериальной крови,  
 $T$ , с - время измерения.

Для получения зависимости  $[i](t)$  (так называемой, 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 /37/.

Прежде чем весь введенный краситель пройдет мимо места забора проб (или точки расположения регистрирующего датчика), первые его порции рециркулируют, что сопровождается подъемом кривой разведения (рис.24). 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°C) раствор, например, глюкозы, вводимый через катетер в правое предсердие.

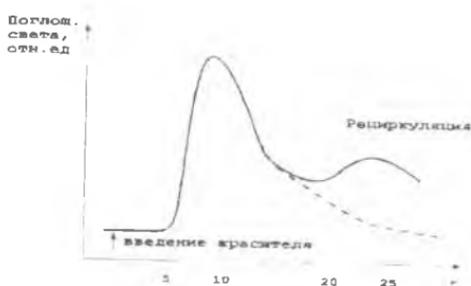


Рисунок 24 - Кривая разведения красителя

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) (рис.25).

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

$$\text{МОК} = 60V (T_a - T_i) K \int_0^T I_a(t) dt$$

где V, л - объем вводимого индикатора ;

$(T_a - T_i)^{\circ}\text{C}$  - разность температур между кровью и индикатором ;

$K$  - постоянная, зависящая от размера катетера, удельной теплоемкости индикатора, скорости его введения;  
 $t_s(t)$  - текущее значение температуры.

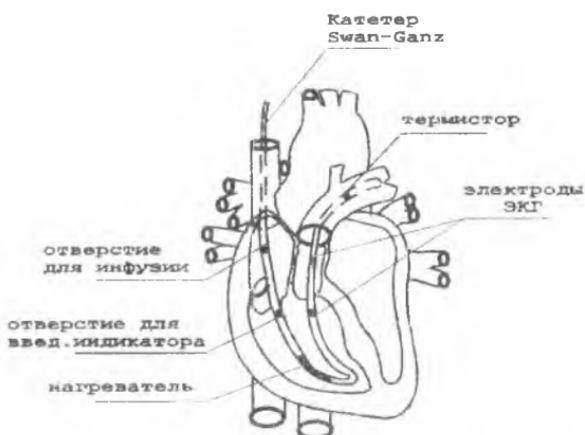


Рисунок 25 - Зондирование сердца катетером Swan-Ganz

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) / 52 /, 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 (рис.25). 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.

### 2.3.2 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

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

где  $V_{\text{cp}}$ , дм/с - скорость крови в аорте, усредненная за время изгнания,

$S_a, \text{дм}^2$  - площадь поперечного сечения аорты :

$T_n, \text{с}$  - 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 бы находился 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 термодилуции показывает удовлетворительное соответствие (коэффициент корреляции  $r = 0,94; 0,87$ ) в большом диапазоне значений МОК (1,86 ... 10,1 л/мин), однако авторы, использующие эту методику отмечают важность правильного размещения датчика / 42 /.

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 изменении 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 термодилуции, оказываются небольшими / 42 /.

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

Показано / 53 /, что при прохождении через ткани, содержащие артериальный сосуд, слабого переменного тока существует линейная зависимость между колебаниями электрического сопротивления тканей и пульсовыми колебаниями объема крови.

$$\Delta Z / Z \approx \Delta V / V,$$

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 (рис.26).

W.Kubicek / 54 /, изучая торакальную импедансную плетизмограмму, регистрируемую с измерительных электродов расположенных на шее и грудной клетке на уровне мечевидного отростка, показал, что систолический объем пропорционален максимуму скорости изменения сопротивления тканей  $Z$  и продолжительности фазы изгнания  $T_n$  (рис.26).

Формула определения систолического объема имеет вид

$$CO = (\rho L^2 / Z_0^2) T_n (dz / dt)_{max} .$$

где  $\rho$  - удельное сопротивление крови,  
 $L$  - расстояние между электродами.  
 $Z_0$  - базовая величина сопротивления межэлектродного промежутка.

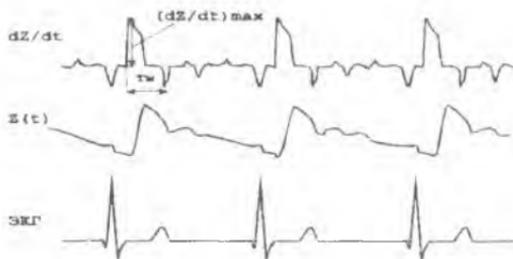


Рисунок 26 - Запись изменений торакального сопротивления и ЭКГ

Сравнение полученных значений сердечного выброса при торакальном расположении электродов с данными, определенными по методам A.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 / 55 /.

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 (рис.26).

Наибольшие ошибки при обработке сигнала реограммы возникают при определении величины времени изгнания  $T_n$ , так как инцизура реограммы может быть слабо выражена. Для уменьшения погрешностей может использоваться модель реографического сигнала в экспоненциальном разложении / 56 /.

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 / 57 /.

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 / 58 / . Кроме того, присутствие ЭКГ сигнала позволяет повысить точность измерения  $T_n$ .

Другим, реографическим методом определения сердечного выброса является метод М.И.Тищенко -интегральная реография тела (ИРТГ) / 37 / . Метод можно рассматривать как электрическую модель метода ультранизкочастотной баллистокардиографии - одного из наиболее точных механических методов оценки параметров гемодинамики, используемых в функциональной диагностике

Запись кривой ИРТГ 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 изгибания соседних комплексов (С), равное длительности сердечного цикла, длительность катакротической части реограммы (Д), максимальную амплитуду реограммы (у) (рис. 27).

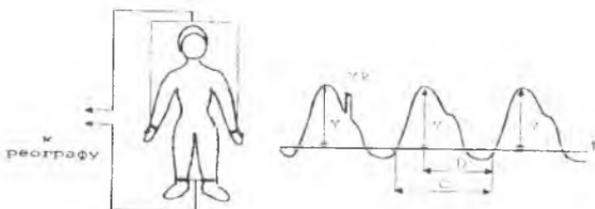


Рисунок 27 - Запись интегральной реограммы по методу М.И.Тищенко

Величина СО рассчитывается по формуле

$$CO = k I^2 y C / y_k D R,$$

где  $k$  - поправочный коэффициент ( для мужчин - 0,275, для женщин - 0,247);

$R$  - базовое сопротивление;

$y_k$  - амплитуда калибровочного сигнала;  $I$  - рост обследуемого.

Благодаря дистальному расположению электродов помехоустойчивость метода ИРТГ выше, чем при торакальной

импедансной плетизмографии, поэтому ИРГТ удобнее для применения в клинической анестезиологии и реаниматологии. Кроме того, в отличие от метода W. Kudicheck, 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. Kudicheck / 59 /.

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 CO с данными определенными методом термодилуции ( $r = 0,93$ , максимальное отклонение - не более 10%) / 60 /. Метод является перспективным из-за простоты процедур измерения и возможности непрерывного мониторинга сердечного выброса, хотя остается неясной проблема калибровки результатов измерения CO при различных формах патологии периферического кровообращения.

Так как сердечный выброс во многом определяет величину артериального давления, то рядом исследователей были предложены формулы для вычисления CO с учетом измеренных прямым или косвенным методами показателей АД / 37 /.

Точность вычисления CO недостаточна, однако недостатки определения абсолютной величины CO компенсируются возможностью производить эти исследования в динамике.

Формула Бремзера-Ранке :

$$CO = 1332 \Delta P Z S T Q / C_p D.$$

где  $Q, \text{см}^2$  - площадь поперечного сечения аорты, определяемая по таблице или номограмме.

$\Delta P, \text{мм рт.ст.}$  - 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 :

$$CO = 90.97 + 0.54 \Delta P - 0.57Pd - 0.61B,$$

где Pd, мм рт.ст - диастолическое давление.  
B- возраст. в годах.

Для определения CO у детей была предложена следующая формула:

$$CO = 80 + 0.5 \Delta P - 0.6 Pd - 2B$$

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.

#### 2.4 Производные гемодинамические показатели

Наряду с мониторингом параметров АД, CO, 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. Даже при гиповолемии, благодаря компенсаторной тахикардии, МОК может поддерживаться на должном уровне, но при этом страдает периферическое кровообращение. МОК уменьшается при декомпенсированной гиповолемии, выраженной сердечной слабости, шоке, резкой сосудистой недостаточности.

Отношение МОК к поверхности тела  $S_t$  является относительно постоянной величиной и называется сердечным индексом (СИ):

$$СИ [л/мин/м^2] = МОК / S_t,$$

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

$$УИ [ \text{мл/м}^2 ] = CO / S_T.$$

Поверхность тела  $S_T$  (в  $\text{м}^2$ ) можно определить по формуле Брейтмана:

$$S_T [ \text{м}^2 ] = 0.0087 (1+M) - 0,26,$$

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

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

где  $P_m$  - среднее динамическое давление.

Предел нормальных колебаний ОПСС - 1200- 2500 дин с/см<sup>5</sup>

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).

## **2.5 Клиническое значение мониторинга параметров давления крови, сердечного выброса и их производных**

Роль величины АД в периферических сосудах в клинической практике общеизвестна. Высота АД зависит, главным образом, от изменения сердечного объема, объема циркулирующей крови (ОЦК) периферического сопротивления (ОПСС), причем вклад каждого из перечисленных факторов в поддержании АД примерно одинаков.

Самым динамичным гемодинамическим показателем является периферическое сопротивление. Если изменяется один фактор (например

снижается ОЦК за счет кровопотери), то АД способно поддерживаться за счет компенсаторных изменений других факторов (увеличение сердечного выброса, рост ОПСС). Если же изменяются два фактора (например, снижаются ОЦК и МОК), то поддержание адекватного АД резко затрудняется и это ухудшает прогноз.

Таким образом, для выбора правильной тактики лечения необходимо иметь представление о том, какие механизмы поддержания АД подвержены изменениям первично, а сдвиг каких является компенсаторным. Поэтому наряду с клинической оценкой состояния больного очень важное значение в клинической анестезиологии и реаниматологии имеет определение СО, МОК, ОПСС, СИ. Не касаясь клинических вопросов диагностики и лечения, рассмотрим основные формы изменения АД.

Среди острых артериальных гипотензий в зависимости от первопричины выделяют три типа: сердечный тип, сосудистый (коллапс) и гиповолемический.

1. *Сердечные гипотензии* могут возникнуть вследствие инфаркта миокарда, сердечной астмы, декомпенсации функций сердца, токсических и других повреждений миокарда. Гемодинамические изменения: снижается преимущественно АД, уменьшается пульсовое АД, СО снижен; МОК нормальный или снижен, ОПСС повышено, ЦВД повышено.

2. *Сосудистые гипотензии (коллапс)*. Причиной может послужить глубокий наркоз, высокая спинно-мозговая или перидуральная анестезия, острые отравления снотворными, анестезиологическими и адренолитическими средствами, ганглиоблокаторами, надпочечниковая недостаточность, септический шок. Снижается преимущественно диастолическое АД и в меньшей степени систолическое, поэтому пульсовое давление увеличено. СО вначале увеличен (при легкой гипотензии), в дальнейшем нормальный или снижен (при резкой гипотензии), МОК увеличен, нормальный или снижен (если гипотензия резкая); ОПСС снижено; ЦВД нормальное или снижено.

3. *Гиповолемические гипотензии* ( вследствие кровопотери). В начале умеренной кровопотери (до 10% ОЦК) эффект перераспределения (централизации) кровотока выражается нормальным или слегка повышенным систолическим АД вследствие поддержания венозного притока (преднагрузки правого желудочка) за счет повышения тонуса периферических вен. СО, МОК и ОПСС нормальные или слегка повышены.

При большой кровопотере механизмы компенсации оказываются недостаточными для обеспечения достаточного притока крови к сердцу. Поэтому снижаются систолическое АД, СО; диастолическое АД остается более высоким, чем в норме, нормальным или несколько снижается; ОПСС повышается.

В дальнейшем при истощении механизмов централизации кровообращения еще больше снижается приток крови к сердцу, вторично снижается систолический объем, снижается АД. Систолическое АД снижается более существенно, чем диастолическое АД, поэтому уменьшается пульсовое АД; снижается ЦВД.

Очень важно, приступая к лечению, оценить, имеет ли место гиповолемия. Одним из объективных критериев этого является конечный диастолический объем (КДО) желудочка определяемый методом эхокардиографии.

Известно, что величина ударного объема во многом определяется КДО. Оставшийся после систолы в желудочках объем крови называется конечно-систолическим объемом (КСО). Очевидно, что

$$CO = КДО - КСО.$$

ЦВД при серьезной гиповолемии не может достаточно объективно характеризовать степень гиповолемии.

Любая терапия должна быть направлена на увеличение сердечного выброса при минимальной работе сердца. При этом работа сердца по перекачке малого систолического объема против высокого давления значительно выше, чем работа по перекачке большого систолического объема против нормального давления, т.е. работа сердца как "генератора потока" меньше работы сердца как "генератора давления". Поэтому при всех видах острого нарушения кровообращения, которое сопровождается повышением периферического сопротивления сосудов, сердечный насос работает в режиме "генератора давления".

Основная задача лечения - перевести работу сердца в режим "генератора потока".

Для достижения этой цели необходимо иметь точный гемодинамический портрет пациента, что в критических состояниях достигается только катетеризацией центральной вены и полостей сердца.

Гемодинамические нарушения можно объединить в пять основных гемодинамических типов нарушений, которые могут переходить из одного в другой, каждому из которых соответствует свой вариант лечения / 61 / :

### **Тип 1. Эукинетический.**

Признаки: ДЗЛК от 6 до 15 мм рт.ст. СИ от 2,5 - 4,5 л/мин/м<sup>2</sup>.

Терапия: инфузия норадреналина с одновременным жидкостным обеспечением.

### **Тип 2. Гипокинетический.**

Признаки: ДЗЛК > 20 мм рт.ст. СИ < 2,5 л/мин/ м<sup>2</sup>. АД средн < 90 мм рт.ст. Часто встречается при кардиогенном шоке. Смертность около 80%.

Терапия: сочетание добутамина со средними дозами доламина и/или норадреналина.

### **Тип 3. Застойный**

а) без артериальной гипотензии

Признаки : ДЗЛК > 18 мм рт.ст. АД ср > 110 мм рт.ст. СИ > 2,5 или < 2,5 л/мин/ м<sup>2</sup>

Терапия: вазодилататоры (нитроглицерин, нитропруссид, аденозин), диуретики. В случае снижения АД и/или СИ добавить добутамина.

б) с артериальной гипотензией.

Признаки те же. но АД ср. < 80 мм рт.ст.

Терапия: инотропная поддержка комбинацией адреномиметиков. В случае выраженной вазодилатации - норадреналин, при вазоконстрикции - после стабилизации АД ср. добавить инфузию нитроглицерина.

### **Тип 4. Гиповолемический.**

Признаки : ДЗЛК < 15 мм рт.ст., АД ср < 90 мм рт.ст. КДО < 120 мл.

Терапия : восполнения ОЦК

### **Тип 5. Гипердинамический.**

Признаки : ДЗЛК < 15 мм рт.ст. СИ > 4,5 л/мин/ м<sup>2</sup>. КДО > 120 мл.

Терапия: постоянная инфузия бетта-блокаторов.

Наконец, при лечении гипертензивных состояний в настоящее время важно оценить, за счет каких механизмов поддерживается повышенное артериальное давление. В этой ситуации большую пользу приносят неинвазивные методы определения сердечного выброса и расчет производных показателей.

Если первопричиной гипертензии служит увеличенный ОЦК, то обычно используют мочегонные средства и препараты, увеличивающие емкость сосудистого русла (ганглоблокаторы, ингибиторы ангиотензин-конвертирующего фермента)

Если гипертензия возникает за счет преимущественно увеличения систолического объема, то используют адреноблокаторы, ингибиторы кальция.

Если гипертензия является результатом усиления ОПСС, то решает вопрос о введении спазмолитических препаратов и необходимости компенсации гиповолемии.

Так как указанные факторы могут изменяться в процессе лечения, очень важно вести неинвазивный мониторинг показателей кровообращения для своевременной коррекции терапии.

### 3. НЕЙРОМЫШЕЧНЫЙ МОНИТОРИНГ

#### 3.1 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 операционной. В этой связи определение степени выраженности НМБ имеет жизненно важное значение.

Для определения достаточности восстановления нейромышечной проводимости используются клинические тесты: способность больного

поднять голову и удерживать ее в данной позиции в течении 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 показателя внешнего дыхания позволяет определять способность мышечно-аппарата поддерживать достаточный минутный объем дыхания. У больных, не пришедших в сознание после операции, даже наличие адекватного дыхательного и минутного объемов или нормальный показатель  $PCO_2$  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 недеполяризующих препаратов, обладающих коротким временем действия.

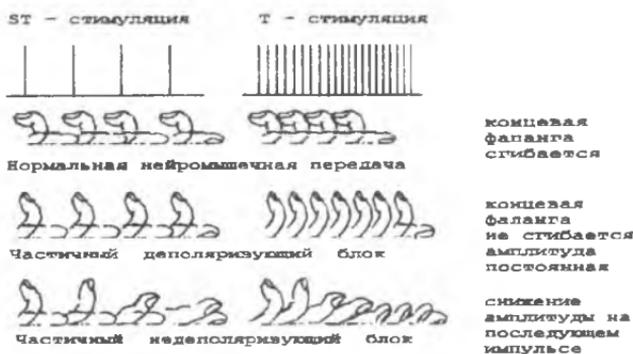


Рисунок 28 - Сокращение пальца руки в ответ на электрическую стимуляцию

Методика инструментальной оценки уровня НМБ, применяемая анестезиологией, основана на получении информации о состоянии нейромышечной функции путем использования методов и средств диагностической электростимуляции (ЭНС) / 42 /.

В данном случае электростимуляция заключается в раздражении двигательных нервных проводников - мотонейрон 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.

Если имеется частичный блок, возможно определение типа и степени блока, что чрезвычайно важно для выбора метода лечения. При некоторых режимах ЭНС эффект стимуляции может быть определен визуально (рис. 28)

Современная мониторинговая 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.

### 3.2 Инструментальная оценка уровня НМБ

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 активизируемых 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.

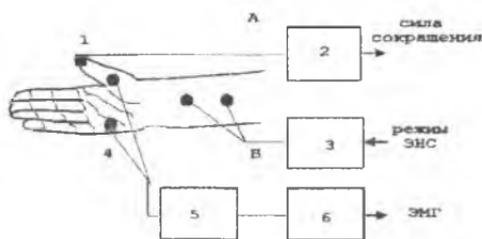
После введения миорелаксантов ответ мышцы на ЭНС уменьшается пропорционально числу заблокированных мышечных волокон. Измерение величины ответа мышцы можно определить уменьшение или увеличение амплитуды ответа и соответственно степень НМБ.

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 мсек) / 62 / .

При инструментальном мониторинге уровня НМБ производится 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 (рис 29).

Интерпретация мышечного ответа для оценки уровня НМБ зависит от способа, с помощью которого производят измерение величины сокращения. В аппаратуре нейромышечного мониторинга используют методы механомиографии (ММГ), акселерометрии (АС) электромиографии (ЭМГ), с помощью которых измеряют эффект движения (ММГ, АС) или биопотенциалы (ЭМГ), возникающие в ответ на ЭНС, как результат сокращения стимулируемой мышцы.



1-акселерометр, 2-усилитель, 3-электростимулятор, 4-ЭМГ электроды, 5-ЭМГ-усилитель, 6-интегратор.  
 А-измерения силы сокращения акселерометром, В-измерение ЭМГ-ответа

Рисунок 29 - Способы регистрации нейромышечного ответа на ЭНС

Различные мышечные группы неодинаково чувствительны действию миорелаксантов, поэтому результаты стимуляции разных групп мышц разными методами могут быть неодинаковыми. Чувствительность методов измерения ответов различных мышечных групп может быть отражена в следующей схеме :

ММГ, АС < ЭМГ (для приводящей мышцы большого пальца руки, сгибателя большого пальца ноги) < ЭМГ (для гипотенара).

*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 / 63 /.

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 / 42 /.

Использование в качестве датчика движения чувствительного *акселерометра* основано на том, что ускорение движения, измеряемое акселерометром, при постоянной массе прямо пропорционально силе, вызывающей движение. Таким образом, при закреплении датчика-

акселерометра на кончике пальца руки величина его выходного сигнала возникающего при движении пальца под действием ЭНС, оказывается линейно связанной с силой мышечного сокращения.

В мониторах НМБ используются миниатюрные акселерометры имеющие в качестве чувствительного элемента пластинку испытывающую упругие деформации при движении. Возникающий при этом электрический сигнал преобразуется устройством обработки монитора в выходное напряжение, пропорциональное действующему ускорению. Применение акселерометров существенно упрощает процедуры мониторинга уровня НМБ. Единственное требование например, к закреплению датчика заключается в том, чтобы при движении, вызываемом ЭНС, тестируемая мышца имела возможность полного свободного сокращения. Характеристики мониторов НМБ акселерометрами позволяют их использовать как для повседневной практики, так и для научных исследований / 64, 65 /.

*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 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 / 66 /.

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 / 42 /. 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 / 67 /.

В клинической практике получил распространение метод оценки нейромышечной функции без использования дорогостоящей аппаратуры регистрации мышечных ответов. Для этой цели выпускаются специальные электростимуляторы, которые недороги и просты в обращении. Оценка мышечной реакции производится визуально-тактильным способом, например, по наблюдению сокращения большого пальца руки в ответ на электростимуляцию локтевого нерва. Опыт использования такой методики в сравнении с записью вызванных электромиограмм показал достаточную надежность оценки нейромышечной функции как в ходе операции, так и по ее окончании в режиме восстановления проводимости / 68 /.

### 3.3 Методики мониторинга уровня НМБ

В анестезиологической практике для мониторинга уровня НМБ используют несколько режимов диагностической ЭНС:

- стимуляция одиночными импульсами (ST) /Single - Twitch /;
- стимуляция пачкой из четырех импульсов (TOF) /Train - of - Four/;
- тетаническая стимуляция (T) /Tetanic/;
- посттетаническая стимуляция с подсчетом ответов (PTC) /Post - Tetanic Count/;
- стимуляция двойными пачками (DBS) /Double - Burst - Stimulation/.

Различные режимы ЭНС обладают неодинаковой эффективностью на различных этапах анестезии, поэтому мониторы уровня НМБ обычно включают все перечисленные режимы стимуляции. Методики ЭНС и

способы оценки уровня НМБ, используемые в различных режимах, имеют определенные особенности.

ST - стимуляция заключается в приложении к периферическому двигательному нерву одиночных стимулов сверхмаксимальной амплитуды, стандартной формы и длительности. Частота тестирования выбирается 0,1 Гц или 1 Гц. Частота 1 Гц используется для быстрого поиска сверхмаксимальной амплитуды стимулирующего тока при настройке электростимулятора, а также для быстрой оценки мышечной реакции, например, при вводимом наркозе.

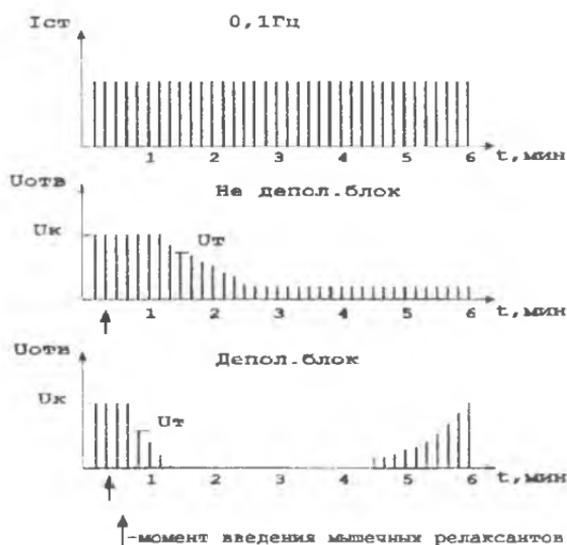


Рисунок 30 - Режим ST - стимуляции

Режим ST чаще всего применяется при работе с деполяризующими миорелаксантами. Использование одиночного супрамаксимально 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 при наличии конкурентной НМБ. Оценка уровня НМБ в режиме ST стимуляции производится по степени уменьшения амплитуды реакции мышцы на фоне действия миорелаксантов (рис.30). Уровень НМБ может быть определен по отношению, выраженному в процентах, текущие значения реакции  $U_t$  к контрольному значению  $U_k$ , определенному в момент введения миорелаксантов.

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

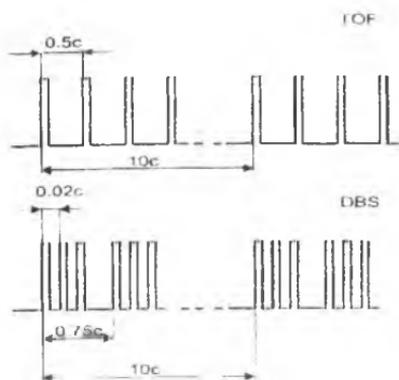


Рисунок 31 - Режимы TOF- и DBS-стимуляции

При **TOF-стимуляции** используются стимулы в виде пачек, состоящих из четырех стандартных импульсов сверхмаксимальной амплитуды тока. Частота следования пачек выбирается равной 0.1 Гц, частота следования импульсов в пачке - 2 Гц. Каждый импульс в пачке вызывает мышечное сокращение, после чего до прихода следующего импульса наступает расслабление. Таким образом, в нормальных условиях в ответ на TOF-стимуляцию регистрируются четыре мышечных ответа (по одному на каждый импульс пачки).

Определение уровня НМБ в режиме TOF производится по оценке количества зарегистрированных ответов в ответ на TOF-стимул и по TOF-отношению, равному частному от деления амплитуды четвертого ответа на амплитуду первого (рис.31). В контрольном ответе (до введения миорелаксантов) все четыре амплитуды реакции равны и TOF-отношение равно 1.

TOF-отношение начинает снижаться, когда релаксантом занято 70-75% рецепторов концевых пластинок синапса. По мере углубления НМБ происходит снижение амплитуды всех четырех ответов и при достижении уровня 25% от исходного значения четвертый отклик пропадает, третий и второй ответы пропадают при значениях 20% и 10% соответственно [69].

Во время частичного недеполяризующего блока отношение уменьшается (амплитуда реакции от первого импульса пачки к четвертому затухает), то есть величина отношения оказывается обратно пропорциональна уровню НМБ

При деполяризующем блоке не происходит затухание реакции внутрипачки и TOF-отношение примерно равно 1.

Преимуществом TOF-стимуляции является возможность оценки динамики изменения нервно-мышечной передачи во время влияния короткодействующих недеполяризующих миорелаксантов, так как определяется изменение реакции, происходящее за время действия пачки, то есть за 1,5 сек. К достоинствам мониторинга с использованием TOF-стимуляции можно отнести простоту и наглядность 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.

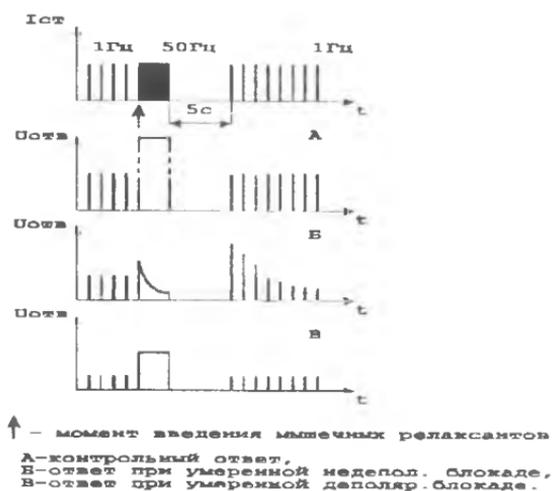


Рисунок 32 - Режим Т - стимуляции

**Т-стимуляция** представляет собой тетаническое воздействие стандартными импульсами, следующими с высокой частотой (50...100Гц) в течение 5 сек. В нормальных условиях в ответ на Т-стимуляцию поддерживается постоянное сильное мышечное сокращение (рис.32).

Во время недеполяризующего блока наблюдается затухание амплитуды ответа, объясняемое следующими причинами. При Т стимуляции высвобождается большое количество медиатора нервно мышечной передачи - ацетилхолина, в результате чего темп его синтез ослабляется. В нормальных условиях при выбранных параметрах ЭНН баланс синтеза и расхода медиатора поддерживается с перевесом синтез ацетилхолина. Под действием недеполяризующих агентов уменьшается высвобождение ацетилхолина.

Дополнительно блокируются постсинаптические рецепторы что ослабляет мобилизацию ацетилхолина из нервных терминалей. Все это способствует затуханию амплитуды ответа на Т-стимуляцию. Степень затухания амплитуды ответа определяется уровнем НМБ и может быть использована для ее оценки.

После окончания Т-стимуляции при недеполяризующем блоке наблюдается явление посттетанического увеличения амплитуды мышечного ответа на ST- стимуляцию (рис.32). Это явление можно объяснить мобилизацией синтеза ацетилхолина в течение Т-стимуляции и высвобождением большого количества медиатора в промежуток времени непосредственно после выключения Т-стимуляции. При частичном недеполяризующем блоке степень и длительность посттетанического увеличения ответа зависит от уровня НМБ, что используется для ее оценки в методике РТС - стимуляции.

Т - стимуляция обладает рядом недостатков. Она очень болезненна и не применима в нормальных условиях. В ряде случаев может быть зарегистрирован антагонизм НМБ в стимулируемой мышце.

Обычно Т- стимуляция используется в оценке остаточных 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. С течением времени происходит его элиминация, конкуренция ослабевает и взаимодействие ацетилхолина с освобождающимися рецепторами может спровоцировать нежелательные мышечные сокращения. В таких ситуациях необходим режим РТС стимуляции. Посттетаническое облегчение может мобилизовать некоторое количество ацетилхолина, допускающее проведение одного или большого числа стимулов через нейромышечный синапс сразу же после применения режима тетанической 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.

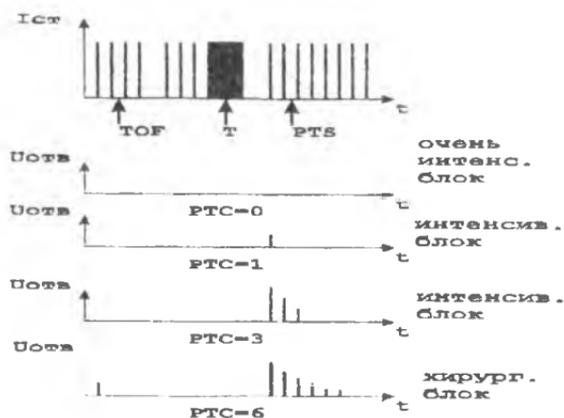


Рисунок 33 - Режим PTC - стимуляции (Т-стимуляция с подсчетом числа реакций)

Таблица 5 - PTC и время появления первого ответа на TOF

(Viby - Mogensen et al. 1981, Eriksson et al. 1990)

Препарат	PTC	Время до появления ответа на TOF, мин
Атракриум	0	>8
	1	9
	2	7
	8	0
Веркурониум	0	>14
	1	14
	2	12
	12	0
Папкурониум	0	>20
	1	30
	2	25
	10	0

PTC - стимуляция включает в себя следующие воздействия: Т - стимуляцию с частотой следования импульсов 50Гц в течение 5 сек, затем с интервалом в 3 сек, ST - стимуляцию с частотой следования импульсов 1 Гц. В условиях интенсивного НМБ, например, после инъекции большой дозы недеполяризующего препарата, ответ на TOF - Т - стимуляцию отсутствует (рис.33).

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 TOF-стимуляцию называется посттетаническим счетом. РТС может использоваться для оценки ожидаемого времени появления первого ответа на TOF, поскольку существует зависимость между ожидаемым временем и квадратным корнем из величины РТС (таблица 5)

**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 (рис 31). В каждой пачке содержится по три стандартных импульса (DBS 3,3). Феномен утасания в этом режиме более выражен, чем в TOF.



к электростимулятору

Рисунок 34 - Тактильный контроль мышечного ответа

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 (рис. 34).

В случае частичной НМБ второй ответ ощущается слабее первого (рис.35). То же самое можно зарегистрировать с помощью TOF-монитора

Оценка НМБ с помощью TOF-стимуляции и DBS-стимуляции при пробуждении пациента и после операции совпадают / 42 /. Отсутствие различия в силе сокращения в ответе на DBS-стимуляцию означает полное окончание НМБ и исключает осложнения, связанные с остаточной курарезацией.

Широкое использование в практике депolariзующих миорелаксантов обязывает помнить о возможных осложнениях, связанных с их применением, в частности, - о развитии двойного блока. Для второй фазы блока характерно посттетаническое облегчение в режиме одиночного сокращения и феномен угасания в ответ на тетаническую или TOF-стимуляцию. Еще до появления клинической симптоматики это проявляется: в режиме ST- в возрастании амплитуды ответа на фоне введения дополнительных доз релаксанта, в TOF - отношении - в увеличении амплитуды четвертого ответа по сравнению с величиной первого.

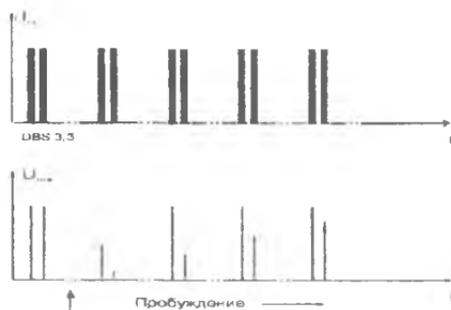


Рисунок 35 - Ответы на DBS-стимуляцию при частичной НМБ

Известно, что до 4% населения имеют врожденные дефекты синтеза атипичной или/и типичной холинэстеразы. Такие пациенты демонстрируют продленную НМБ даже после введения первой дозы депolariзующего миорелаксанта, поскольку его гидролиз нарушен и элиминация зависит от гломерулярной фильтрации. Поэтому до введения следующей дозы релаксанта следует дождаться первых мышечных ответов на стимуляцию.

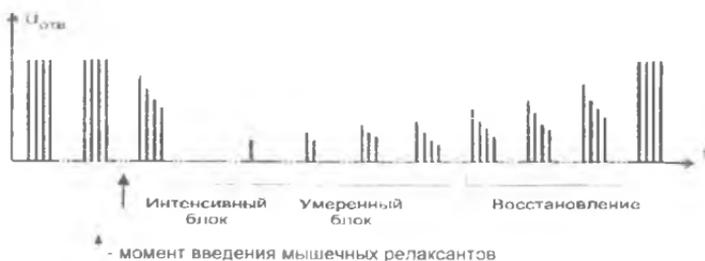


Рисунок 36 - Изменение ответа на TOF-стимуляцию на фоне недеполиризующей НМБ

Таблица 6 иллюстрирует применимость различных режимов ЭНС во время анестезии. Практически на всех важных этапах анестезии

используется TOF-стимуляция. Пример записи TOF-ответов при недеполяризующей НМБ показан на рис 36.

После введения миорелаксанта в дозе необходимой для проведения гладкой интубации трахеи, на записи вызванных ответов можно выделить три фазы НМБ: интенсивная блокада, умеренная или хирургическая блокада, фаза восстановления нервно-мышечной проводимости.

Таблица 6 - Эффективность применения различных методов ЭНС во время анестезии

Режим стим.	Вводный наркоз	Операция			После операции
		Интенс.блок	Умеренный блок	Восстанов	
ST	вэ				
TOF	вэ		вэ	вэ	нэ
PTC		вэ			
DBS				нэ	вэ

вэ- высокая эффективность, нэ- низкая эффективность использования.

**Интенсивная блокада** возникает через 3...6 мин после введения "интубационной" дозы неполяризующих миорелаксантов. Этот период называют также периодом отсутствия ответа, так как ответ на ST и TOF - стимуляцию отсутствует. Длительность интенсивной блокады зависит от дозы препарата и чувствительности к нему пациента. Оценку уровня интенсивной блокады проводят по методике PTC-стимуляции.

Фаза **умеренной или хирургической блокады** начинается с появления первого ответа на TOF-стимуляцию. Данная фаза характеризуется постепенным появлением всех четырех ответов на TOF-стимуляцию. Число зарегистрированных ответов определяет уровень НМБ.

При регистрации только одного ответа из четырех возможных уровень НМБ оценивается величиной 90, 95%. С появлением всех четырех ответов уровень оценивается в 60...65%.

Присутствие одного или двух ответов свидетельствует об уровне НМБ, достаточном для проведения большинства хирургических процедур. При низком уровне НМБ пациенты могут двигаться, кашлять; если это нежелательно, то переходят к более высокому уровню НМБ, т.е. к более глубокой анестезии. Выключение НМБ путем введения препаратов антагонистов миорелаксантам проводят при появлении третьего или четвертого ответа. В этом случае не отмечается явлений возврата НМБ в послеоперационном периоде.

Фаза **восстановления нервно-мышечной проводимости** начинается с появления четвертого ответа на TOF-стимуляцию.

Степень восстановления хорошо коррелирует с величиной TOF-отношения и клиническими наблюдениями. Если отношение меньше 0,4, то в этом состоянии пациент не может поднять головы или руки. Объем дыхания может быть нормальным, но жизненная емкость легких и сила вдоха могут быть уменьшены. Когда отношение достигает 0,6, пациент может поднять голову на 3 сек, но респираторные показатели все еще снижены. При отношении 0,7...0,75 пациент может широко открыть глаза, высунуть язык, откашляться, поднять голову, по крайней мере на 5 сек. Рост отношения до 0,8 и более означает, что показатели дыхания приходят в норму. Следовательно, в конце операции режим TOF демонстрирует плавное увеличение амплитуды ответов в обратном порядке.

Введение антихолинэстеразных средств (прозерин) рекомендуется производить, когда амплитуда одиночного сокращения восстанавливается не менее чем до 50% ( $U_T / U_K = 0,5$ ) или появляется третий ответ на стимуляцию в режиме TOF. Декурарезация приводит к быстрому увеличению амплитуды одиночного сокращения выше 90%, а отношения  $U_T / U_K$  до величины, большей 0,75. Для адекватного самостоятельного дыхания требуется достижение отношения  $U_T / U_K = 0,70$ , поскольку диафрагмальная мышца менее чувствительна к действию недеполяризующих миорелаксантов, чем мышцы предплечья.

Целесообразность инструментального контроля уровня НМБ диктуется, в первую очередь, возможностью существенного снижения доз вводимых препаратов, а также реализации тактики оптимального лечения для каждого пациента / 70 /. В ряде случаев использование инструментальных средств контроля НМБ является необходимым / 42 /:

1. При отклонениях фармакинетики применяемых препаратов от нормы (тяжелые заболевания печени и почек).

2. В случае измененной фармакодинамики (при нервно-мышечных заболеваниях, например, миастении).

3. При необходимости исключения возврата НМБ (при заболеваниях сердца или бронхиальной астмы)

4. В случаях поддержания максимальных возможностей сокращения мышц (при тяжелых легочных заболеваниях).

5. При длительных хирургических вмешательствах.

6. При использовании непрерывной инфузии миорелаксантов

Таким образом, использование мониторинга нейромышечной функции во время наркоза позволяет подбирать индивидуальные дозы миорелаксантов (как правило, рутинная оценка степени НМБ приводит к неоправданному завышению дозы), производить контролируемое углубление НМБ на определенных этапах оперативного вмешательства.

исключить возможность рекурарезапии, своевременно вводить антагонисты, обезопасить период пробуждения больного и ближайший послеоперационный период в отношении остаточного нейромышечного блока.

### 3.4 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. Параметры аппаратуры ведущих фирм производителей мониторов НМБ приведены в таблице 7.

Основное требование, предъявляемое к электростимуляторам (ЭС), заключается в формировании стандартизованных временных параметров тест-стимулов, устанавливаемых автоматически при включении требуемого режима ЭНС. Единственным регулируемым параметром ЭС является амплитуда стимулирующего тока. Для достижения сверхмаксимальной амплитуды тока стимуляции выходной ток ЭС должен регулироваться в пределах 0...60 мА (при длительности стимулирующего импульса 0,2 мс).

Особенностью построения ЭС является использование средств стабилизации стимулирующего тока для ослабления влияния изменений условий ЭНС, например, сопротивления тканей в цепи электродов, включающих, кожу, подкожные ткани, возбудимые нервные структуры.

Необходимость стабилизации тока объясняется тем, что в течение анестезии электрокожное сопротивление может увеличиваться от 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 / 42 /.

Требование стабилизации тока может быть выполнено путем использования в электростимуляторе выходных каскадов, работающих в режиме генератора тока с высоким выходным сопротивлением / 76 /.

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.

Таблица 7 - Аппаратура мониторинга нейромышечной функции во время наркоза.

Тип, Фирма	Режимы ЭНС	Параметры	Аппаратная оценка уровня ИМБ; Стоимость, USD
<b>Profes.Instr.(USA)</b> TriStim NS-3A / 71 /	ST, T, TOF	Вых. 0...55 мА (1 кОм) 0...300 В (1 кОм) Длит. 0,25 мс 110 x 60 x 30 мм, 280г батар. 9 В	отсутствует; 300
<b>Profes.Instr.(USA)</b> MiniStim MS-11 / 72 /	ST, T, TOF	Вых: 0... 50 мА 0 ...400В(без нагр.) Длит. : 0,22 мс Т : 50, 100 Гц 130 x 25 x 33 мм, 142г. батар. 9В	отсутствует
<b>Profes.Instr.(USA)</b> Myotrace APM	отсутств.	Диап : 0...4 кг линейн: не хуже 1% Чувств. : 250 мкВ/В/кг Питание от монитора АД. 100 x 45 x 45 мм. 275 г	датчик силы (перемещ.); подключ. к монитору ЭКГ или АД
<b>Profes.Instr.(USA)</b> MiniStim MS - 111	ST, T, DBS, TOF	Выход: 0...50 мА 0...450 В Длит. : 0,22 мс Т : 50, 100 Гц 107 x 61 x 20 мм 142 г, батар. 9В	отсутствует

<b>Fisher &amp; Paukel</b> (Austria) Innervator NS 252 / 73 /	ST, TOF, T, DBS	Выход: 0...160 мА ST : 1 Гц TOF : 0,08 Гц T : 50, 100 Гц 160 x 60 x 30 мм, 150 г батар. 3 x 1,50	отсутствует,  330
<b>Fisher &amp; Paukel</b> (Austria) NS 272	ST, TOF, T, DBS	те же, выход: 0...10мА для поиска нерва	отсутствует, 395
<b>Biometer</b> (Denmark) Myograph 2000 / 74 /	ST,TOF, PTC,T, DBS (3.3)	Выход: 0...60 мА 0...150 В Макс.сопр. 2,5кОм Длит.: 0,2 мс ST : 1, 0.1 Гц TOF : 0,08 Гц DBS : 0,05 Гц 220 В (сеть)	датчик силы (перемещения); диапаз.:0,3...15 кг; запись реакции на встроенный принтер; 250 x 450 x 140 мм; 8,0 кг
<b>Biometer</b> (Denmark) Accelograph	ST,TOF PTC	Вых: 0 ... 60 мА 0...300 В Макс.сопр. 5 кОм Длит.: 0,2/0,3 мс 250 x 250 x 110 мм, 4 кг; батар. 4x1,5В	датчик ускорения; принтер Epson; запись реакции
<b>Новые приборы</b> (Россия) Нейротест - 01	TOF, DBS (3.3)	Выход : 0 ... 60 мА Длит. : 0,2 мс TOF, DBS : 0,1 Гц, ручн. 140 x 70 x 35 мм батар. 9 В	отсутствует  150
<b>Biometer</b> (Denmark) TOF-Guard /75 /	TOF, PTC,ST, DBS (3.3;3.2)	Выход: 0 ... 60 мА Длит.: 0,2/0,3 мс ST : 1,0,0 Гц 195 x 85 x 35мм; 0,5кг батарея 9В	датчик ускорения; вычисление % отн. реакции; подсчет в реж. PTC; измер. кож температ. граф дисплей; магнит. карта к ПЭВМ; часы, таймер; 1200

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. Используются для этих целей электроды в виде выступающих штырей с контактными головками, закрепляются на корпусе прибора, располагающегося при поиске нерва в руке врача.

Электростимулятор «НЕЙРОТЕСТ-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;
- периодически.

Период следования стимулов в периодическом режиме запуска, с.....  $10 \pm 1$

Длительность импульса стимуляции, мкс.....  $200 \pm 20$

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.....  $2 \pm 0,2$

Параметры стимула в режиме DBS

- количество пачек импульсов..... 2
- количество импульсов в пачке..... 2
- частота следования импульсов в пачке, Гц.....  $50 \pm 5$
- временной сдвиг пачек, мс.....  $750 \pm 150$

Максимальная амплитуда тока стимуляции на активной нагрузке  $1 \text{ кОм} \pm 1\%$ , не менее, мА.....  $60 \pm 6$

Питание прибора осуществляется от батареи напряжением..... 9В.

Потребляемая мощность, не более, Вт..... 0,1

Габаритные размеры и масса прибора:

- длина - не более мм..... 140
- ширина - не более..... 90 мм
- высота - не более..... 35 мм
- масса - не более..... 0,75 кг

Габаритные размеры электродов:

- диаметр, мм.....  $1,2 \pm 1$
- толщина, мм..... 0,5
- Длина кабеля пациента - не менее..... 1,5 м.

Структурная схема прибора приведена на рисунке 37.

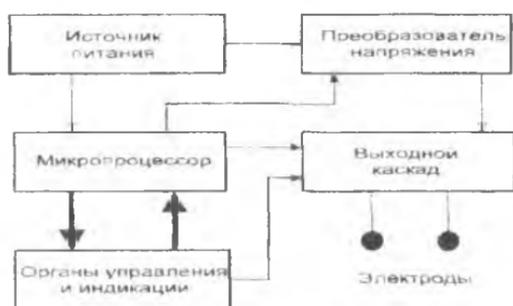


Рисунок 37 - Структурная схема прибора "НЕИРОТЕСТ-01"

Формирование временных параметров выходных сигналов обеспечивает микропроцессор, который также управляет работой всего устройства по командам, поступающим от органов управления.

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

Общий вид прибора приведен на рисунке 38. Основной конструкции прибора является пластмассовый корпус, состоящий из верхней и нижней крышек, крышки батарейного отсека, а также торцевой панели. На торцевой панели размещены разъемы I для подключения электродов.

На левой боковой панели прибора расположен регулятор амплитуды выходного тока 6, совмещенный с выключателем питания.

На передней панели прибора расположены:

- индикатор выхода 2;
- кнопки переключения режимов ("TOF" и "DBS") с индикаторами 3;
- кнопки включения автоматического "⏏" и ручного "☞" режима 4;
- индикатор амплитуды выходного тока 5.

Электронные компоненты размещены на одной печатной плате, прикрепленной винтами к верхней крышке 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 рис. 39 / 63 /.



Рисунок 38 - Внешний вид прибора "НЕЙРОТЕСТ-01"

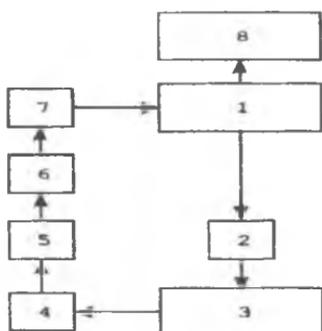
Сигнал датчика вызванного ответа мышц, пропорциональный силе мышечного сокращения, усиливается, фильтруется в ФНЧ и после преобразования в цифровую форму с помощью 8-разрядного АЦП подается на вход ОЭВМ. Алгоритм работы программного обеспечения прибора заключается в следующем.

В предварительном режиме калибровки устанавливается СТ-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 дисплее при этом выдается значение '99%' НМБ.

Если первый ответ обнаружен, то запоминается его амплитуда и начинается поиск второго ответа, затем третьего и четвертого



1-однокристалльная ЭВМ, 2-стимулятор, 3-пациент, 4-датчик силы сокращений, 5-усилитель, 6-ФНЧ, 7-АЦП, 8-дисплей.

Рисунок 39 - Структурная схема монитора НМБ

В случае обнаружения одного первого ответа на дисплей выдается значение "90%", первого и второго - "80%", трех ответов - "75%". При обнаружении всех четырех ответов вычисляется TOF - отношение. Если отношение меньше 0,75, то НМБ оценивается на уровне "50%", если отношение становится больше 0,75-"50%", 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 / 77 /. 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/г, разрешающая способность не менее 5 мг, диапазон измерений +5г. Датчик оказывается способным реагировать на достаточно низкочастотные движения, возникающие при мышечном ответе на ЭНС.

## 4. РЕСПИРАТОРНЫЙ МОНИТОРИНГ

### 4.1 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, 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) / 78 /.

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 /3/. Введение в широкую клиническую практику пульсоксиметров считается наиболее значительным достижением в мониторинге безопасности пациента за последние 15 лет. Только в США к 1995г. использовалось в клинической практике более 300 тыс. пульсоксиметров 35 фирм-изготовителей / 79 /.

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  $\text{CO}_2$ ,  $\text{O}_2$  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  $\text{CO}_2$ . В капнографических мониторах в цифровой форме индицируются значения частоты дыхания, концентрации  $\text{CO}_2$  на выдохе, отображается на графическом дисплее капнограмма (кривая изменения концентрации  $\text{CO}_2$  во времени). Считается, что капнограмма обладает такой же информативностью о работе легких, как ЭКГ о работе сердца / 80 /.

Мониторинг концентрации  $\text{CO}_2$ , с целью контроля вентиляции пациента, включен в стандарты интраоперационного мониторинга большинства развитых стран / 81 /.

Мониторинг концентрации анестетиков в дыхательной системе осуществляется с помощью мультигазовых анализаторов, показывающих процентную концентрацию анестезирующих агентов ( $\text{N}_2\text{O}$ , 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.

## 4.2 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. / 82 /.

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  $HbO_2$  (рис.38).

представляющей собой зависимость величины степени насыщения гемоглобина крови кислородом ( $SaO_2$ ) от  $PO_2$ .

Верхняя часть кривой, соответствующая нормальному насыщению артериальной крови кислородом ( $>95\%$ ), показывает способность гемоглобина связывать большое количество  $O_2$  при значительных колебаниях  $PO_2$ , например, при изменениях парциального давления кислорода во вдыхаемом воздухе, что встречается при ингаляции газовой смесью бедной кислородом.

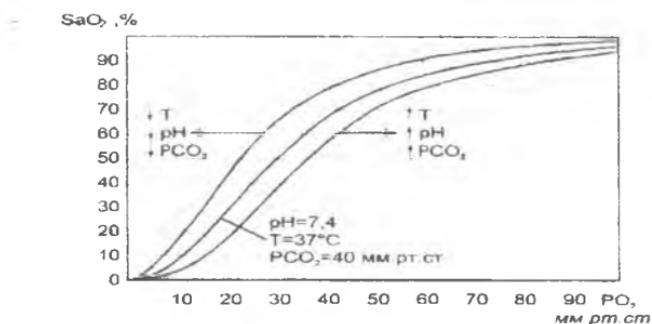


Рисунок 38 - Кривые диссоциации оксигемоглобина

При  $PO_2 < 40$  мм рт.ст. способность гемоглобина связывать  $O_2$  резко падает. В этом случае диссоциация облегчается, что характерно для процессов в тканях организма, активно потребляющих  $O_2$ . В капиллярах это явление усиливается из-за увеличения напряжения  $CO_2$ , что еще более облегчает отдачу  $O_2$  тканям.

Величина напряжения углекислого газа  $PCO_2$  в крови характеризует процесс выведения из организма  $CO_2$ .  $PCO_2$  исчисляется аналогично величине  $PO_2$ , в тех же единицах, чаще всего в мм рт.ст. Диапазон "нормы" для  $PCO_2$  составляет от 35 до 45 мм рт.ст. / 82 /

Важной характеристикой оксигенации крови, широко используемой в системах клинического мониторинга, является величина степени насыщения гемоглобина крови кислородом -  $SaO_2$  (сатурация крови кислородом). Определение данного параметра имеет некоторые особенности, связанные с тем, что кровь взрослого человека кроме восстановленного гемоглобина и оксигемоглобина содержит по крайней мере еще два вида гемоглобина, не участвующих в транспорте кислорода: метгемоглобин (MetHb) и карбоксигемоглобин (COHb). Исключая патологические состояния, эти фракции содержатся в крови в достаточно низких концентрациях: MetHb - 0.2 ...0.6%. COHb - 0...0.8% (для некурящих лиц) / 83 /

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  $SaO_2$  не принимаются во внимание фракции гемоглобина не участвующие в транспорте кислорода.

Более точные данные о сатурации крови дают методики измерений, определяющие так называемую *фракционную сатурацию* крови кислородом:

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

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  $CO_2$  в выдыхаемом воздухе.

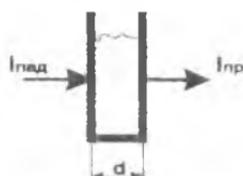
С этой целью используется метод капнометрии, позволяющий в реальном масштабе времени вести измерение величины парциального давления  $CO_2$  (или значение объемной концентрации) в момент окончания выдоха -  $PETCO_2$ . Значение содержания  $CO_2$  в выдыхаемом воздухе в этот момент времени соответствует величине  $PCO_2$  артериальной крови. Поэтому следящее измерение  $PETCO_2$ , достигаемое гораздо более простыми техническими средствами чем  $PCO_2$  артериальной крови, обладает высокой диагностической ценностью для респираторного мониторинга.

Важную диагностическую информацию дает анализ, регистрируемой в реальном масштабе времени, физиологической кривой - капнограммы. Эта кривая представляет собой зависимость текущего значения  $PCO_2$  во времени. Капнограмма обычно отображается на графическом дисплее монитора, что позволяет определить параметры дыхания и визуально оценить динамику процесса дыхания.

## 4.3 Мониторинг степени насыщения гемоглобина крови кислородом

### 4.3.1 Спектрофотометрическая оксиметрия

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



Количественная спектрофотометрия крови основана на использовании закона Beer-Lambert (B-L) для растворов, который связывает интенсивность падающего ( $I_{пад}$ ) и интенсивность проходящего ( $I_{пр}$ ) сквозь исследуемую пробу света (рис.39):

Рисунок 39 - К закону Beer-Lambert.

$$I_{пр} = I_{пад} \exp(-A),$$

где  $A = k [C] d$  - величина абсорбции (поглощения).

здесь  $k$  - 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  $A_{\lambda}$ , измеренная на длине волны излучения  $\lambda$  может быть представлена в виде

$$A_{\lambda} = d \sum_{i=1}^n [C_i] k_i(\lambda).$$

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 даст систему уравнений ( $\nu = [1, m]$ , 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 (рис. 40). Так,  $\text{HbO}_2$  имеет минимум поглощения в красной части спектра, где поглощение редуцированного  $\text{Hb}$  выше; в инфракрасной (ИК) части спектра поглощения  $\text{HbO}_2$  становится несколько выше поглощения  $\text{Hb}$ .  $\text{COHb}$  имеет резко падающую зависимость поглощения и в ИК области его поглощение незначительно.  $\text{MetHb}$  имеет более сложную зависимость поглощения от длины волны излучения, однако можно выделить характерные участки спектра, где оптические свойства  $\text{MetHb}$  существенно отличаются от свойств других форм гемоглобина.

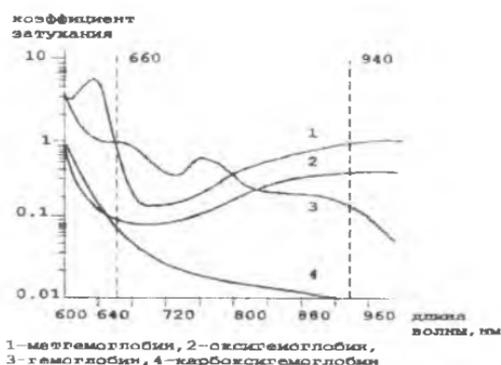


Рисунок 40 - Зависимость поглощения света от длины волны излучения для различных форм гемоглобина

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  $\text{COHb}$  и  $\text{MetHb}$  мала по сравнению с концентрацией  $\text{HbO}_2$  и  $\text{Hb}$ , 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  $\text{MetHb}$  и  $\text{COHb}$ .

Многочувствительная спектрофотометрия проб крови используется в кюветных оксиметрах, применяемых в лабораторной практике.

Попытки непосредственного использования методики спектрофотометрии для построения мониторных приборов неинвазивного чрескожного измерения сатурации артериальной крови кислородом не привели к успеху из-за неустойчивости показаний таких приборов / 84 /. 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 ( $SvO_2$ ). Для этой цели применяются специальные катетеры подключичной вены или легочной артерии, используемые обычно для определения параметров внутрисердечной гемодинамики, дополнительно содержащие два изолированных друг от друга оптических волокна. Рабочие концы волокон с оптическими насадками закреплены на торце катетера, размещаемом в исследуемом сосуде. Противоположные концы волокон соединены с оптоэлектронным преобразователем. Вход "передающего" волокна подключен к источнику зондирующего излучения, вход "приемного" - к фотоприемнику спектрофотометра. Таким образом, на выходе фотоприемника образуется сигнал, пропорциональный доле света, рассеянного от некоторого объема крови, окружающего кончик катетера в сосуде. Измерения проводят на трех длинах волны 800, 700, 670 нм, что повышает точность определения  $SvO_2$  / 85 /.

Мониторинг  $SvO_2$ , 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 ( $rSO_2$ ). Согласно физиологическим данным, сосудистое русло каждого региона мозга на 75% состоит из венозных, 20% артериальных и 5% капиллярных сосудов. Таким образом, значения  $rSO_2$ , получаемые при чрескожной спектрофотометрии, оказываются усредненными и наиболее близкими к сатурации оттекающей от мозга венозной крови.

Величина церебральной  $rSO_2$  является важным показателем адекватности церебральной оксигенации, так как одним из первых компенсаторных механизмов тканевого дефицита кислорода является

усиление его экстракции из протекающей крови, что сопровождается быстрым снижением сатурации оттекающей венозной крови / 86 /.

Для определения  $rSO_2$  используют излучение ближней ИК области в диапазоне 650...1100 нм. ИК излучение глубоко проходит в ткани, что позволяет использовать датчики  $rSO_2$ , накладываемые на кожу лба пациента. Мониторинг церебрального  $rSO_2$  имеет важное значение в кардиохирургии при проведении экстракорпорального кровообращения в условиях гипотермии, в нейрохирургии, трансплантологии.

#### 4.3.2 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 (рис. 41).



Рисунок 41 - Датчик фотоплетизмограммы при исследовании кровотока в пальце руки

Согласно закону В-Л, величина абсорбции света пропорциональна толщине слоя поглощающего вещества, т.е. при исследовании кровотока определяется размер 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 (рис.42) характеризует состояние кровотока в месте расположения датчика. В частности, когда давление крови повышается или возникает вазодилатация сосудов, амплитуда ФПГ возрастает, при снижении давления или вазоконстрикции сосудов амплитуда падает.



**Рисунок 42** - Фотоплетизмограмма периферического пульса

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 (рис.43).



**Рисунок 43** - Распределение абсорбции света в тканях

Измерение абсорбции света производится в моменты систолического выброса, то есть в моменты максимума амплитуды сигнала датчика (рис.43) 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

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 / 37 /.

Путем анализа формы сигнала ФПГ можно выделить его фрагменты, соответствующие моментам систолического выброса. Именно в эти короткие промежутки времени на вершине систолы удастся наиболее точно определить сатурацию артериальной крови кислородом.

Для определения сатурации используется методика двухлучевой спектrophотометрии.

оксигемоглобином и гемоглобином. Этому условию удовлетворяют красная и ближняя инфракрасная области спектра излучения (рис. 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  $A_{\infty}$  к величине  $A_{-}$  (рис. 43) :

$$A_{\text{норм}} = A_{\infty} / A_{-}$$

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:

$$R = (A_{\infty} / A_{-})^{\text{кр}} / (A_{\infty} / A_{-})^{\text{инф}},$$

где индекс  $_{\text{кр}}$  - относится к абсорбции в красной области спектра,  $_{\text{инф}}$  - в инфракрасной области спектра.

Величина  $R$  эмпирически связана со значениями сатурации калибровочной зависимостью, полученной в процессе градуировки прибора (рис.44). Отношение  $R$  изменяется от 0,4 для 100% сатурации до 3,4 при 0% сатурации. Отношение, равное 1, соответствует сатурации 85%. Ход кривой определяется теоретической зависимостью, основанной на соотношениях для поглощения света. Однако для точного определения сатурации необходимо уточнение калибровочной зависимости по экспериментальным данным, полученным, например, с помощью кюветного оксиметра

Следует отметить, что величина отношения  $R$  не зависит от оптических характеристик кожи, подлежащих тканей, а определяется оптическими свойствами артериального выброса крови, что определяет высокую точность измерения сатурации в пульсоксиметрии.

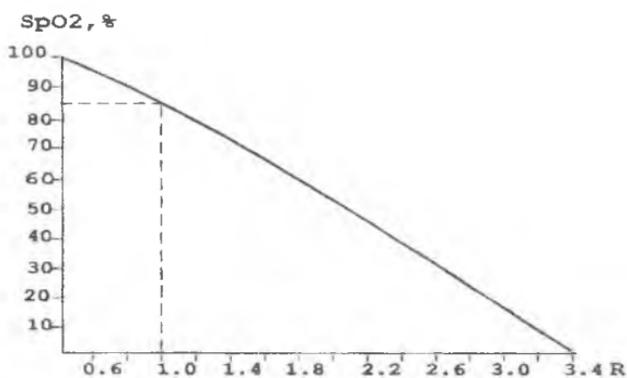


Рисунок 44 - Калибровочная кривая пульсоксиметра

### 4.3.3 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 (рис. 41) 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 / 87 /. Расположение отражательного датчика на головке плода позволяет осуществить фетальный мониторинг сатурации и ЧСС в родах / 88 /.

Для датчиков пульсоксиметров используются специально разработанные бескорпусные светодиоды красного и инфракрасного диапазонов, размещенные на одной подложке для совмещения оптических осей излучения / 89 /.

Высокая крутизна спектральной характеристики абсорбции  $Hb$  и  $HbO_2$  в области красного и инфракрасного излучения (рис.40) требует малого разброса центральной длины волны излучения светодиодов,

используемых в датчике. Для красного диапазона длина волны излучения должна находиться в пределах  $660 \pm 5$  нм, для инфракрасного -  $940 \pm 10$  нм.

Технологический разброс длины волны излучения при производстве светодиодов может достигать значения  $\pm 15$  нм / 90, 91 /. 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, быстродействием и низким уровнем шума.

Структурная схема пульсоксиметра показана на рис. 45. 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 ФП сигнала, обусловленных постоянной и пульсирующей составляющими абсорбции, необходимых для вычисления величины R и определения сатурации по калибровочной кривой.

Особенностью усилительного тракта является необходимость усиления сигналов фотоприемника в достаточно большом динамическом диапазоне входных сигналов (более 60дБ). Это требование обусловлено значительным разбросом оптических характеристик кожи, подлежащих тканей, выраженности пульсаций кровотока в месте расположения датчика у различных пациентов.

Реализация требуемого динамического диапазона достигается использованием цифровой АРУ, охватывающей каскады усиления ФП 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.

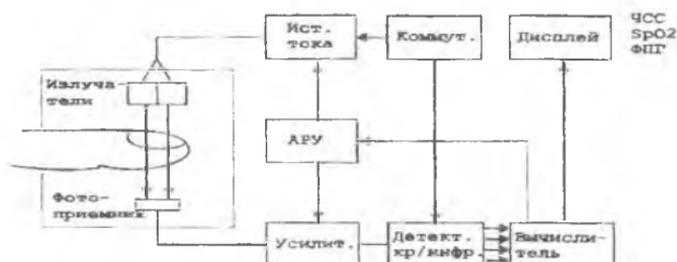


Рисунок 45 - Структурная схема пульсоксиметра

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  $SpO_2$  по занесенной в памяти вычислителя калибровочной зависимости.

Сложность алгоритмов, используемых при обработке сигналов в пульсоксиметрах, объясняется высоким уровнем помех, сопровождающих регистрацию ФПГ, а также требованиями высокой точности и быстродействия измерений.

Требования стандартов по пульсоксиметрии устанавливают основную погрешность измерения сатурации в диапазоне (80...99)% равную  $\pm 2\%$ , (50...79)% -  $\pm 3\%$ , 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 (рис.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, интубаций, возможно быстрое развитие эпизодов гипоксемии, которые могут привести к гипоксическим состояниям, чреватым серьезными

осложнениями. Реальным требованием анестезиологической практики является длительность процесса измерения и оценки сатурации, составляющая не более 6...10с.

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 светодиодами 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  $SpO_2 / 92 \%$ .

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  $R / 91 \%$ .

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 /93/.

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 / 94 /.

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 / 95 /.

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 снижения достоверности показаний прибора.

При использовании алгоритма "разделения" пульсовой волны увеличение разброса локальных значений отношения R также говорит о снижении достоверности определения сатурации / 94 /.

Встросная 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% / 96 /.

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, описанная в / 90 /, полностью имитирует процесс газообмена в организме человека. Система содержит мембранный оксигенатор (рис.46), 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 опико-электронные имитаторы, имеющие заданные метрологические характеристики.

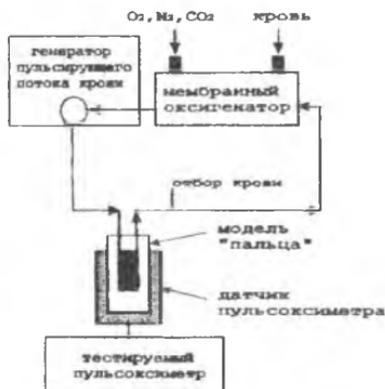


Рисунок 46 - Система in-vivo градуировки пульсоксиметров

Имитатор имеет оптическую головку, помещаемую в поле зрения датчика пульсоксиметра вместо участка тела пациента. Головка имитатора содержит фотоприемник, располагаемый напротив светодиодов датчика, и светодиоды, подобные применяемым в датчике, обращенные к фотоприемнику датчика.

С помощью оптической головки происходит переизлучение световых потоков от светодиодов датчика к его фотоприемнику, причем передача сигналов фотоприемника головки к светодиодам имитирует абсорбцию света в тканях, включая формирование артериальной пульсации.

Изменение коэффициента передачи от фотоприемника головки к ее излучателям позволяет при испытаниях пульсоксиметра проверить весь допустимый диапазон изменения прозрачности тканей и амплитуды пульсаций. Изменяя соотношения амплитуд переменных составляющих по "красному" и "инфракрасному" каналу оптической головки, можно проверить необходимый диапазон измеряемых значений сатурации в соответствии с калибровкой имитатора, выполняемой по образцовому прибору.

Способы отображения информации, используемые в пульсоксиметрах, дают наглядное представление об измеряемых 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.

#### 4.3.4 Клиническое использование пульсоксиметрии

##### *А. Наркоз*

Во многих странах Европы и США пульсоксиметрия входит в стандарт обязательного мониторинга во время наркоза, так как надежно фиксирует эпизоды гипоксемии и позволяет своевременно проводить лечебно-профилактические мероприятия. Причинами гипоксемии во время операции могут являться:

- уменьшение фракция кислорода ( $F_i O_2$ ) во вдыхаемом газе;
- уменьшение альвеолярной вентиляции;
- нарушение диффузии газов;
- отек легких;
- эмболия легочных артерий;
- бронхоспазм;
- пневмоторакс;
- накопление секрета в трахее;
- односторонняя интубация.

Устранение гипоксемии заключается в увеличении  $F_i O_2$  и восстановлении проходимости дыхательных путей.

При вводимом наркозе пульсоксиметр помогает контролировать адекватность самостоятельного дыхания и выбор момента для начала вспомогательного дыхания через маску, не допуская выраженной гипоксемии.

На этапе интубации грахей возможно более раннее, чем выявленное с помощью клинических данных, определение начала истощения запасов кислорода в легких на фоне миопаралитического апноэ.

В особенности это касается пациентов со сниженной функциональной остаточной емкостью (ФОЕ) легких при ожирении, беременности, асците, у которых часто возникает цианоз даже при несложной интубации

трахеи. Полезен также пульсоксиметрический контроль купирования данных осложнений с помощью ИВЛ.

На этапе поддержания наркоза эпизоды гипоксемии могут встречаться при дислокации эндотрахеальной трубки, ее отсоединении от дыхательного аппарата, случайном снижении  $FiO_2$  и т. д. Гипоксемия, связанная с данными погрешностями в технике проведения эндотрахеального наркоза, выявляется с помощью пульсоксиметрии на ранних этапах, что позволяет своевременно их устранить, не допуская развития тяжелых осложнений.

Пульсоксиметрия полезна также для диагностики осложнений во время наркоза, не связанных с нарушениями техники его проведения. Например, "необъяснимое" снижение насыщения крови кислородом на 2-5% при кесаревом сечении в первые две минуты после извлечения плода может свидетельствовать об микроэмболии легочной артерии (воздухом, околоплодными водами). Подобная картина встречается в 5-10% анестезий при кесаревом сечении и обычно самостоятельно проходит.

Ориентировать врача на увеличение шунтирования крови в легких и поиски причин этого может сохранение пониженной  $SpO_2$ , несмотря на увеличение концентрации кислорода во вдыхаемой смеси (увеличение альвеолярно-капиллярного градиента кислорода). Причиной этого могут быть эмболия легочных сосудов, скопление слизи в бронхах и др. Если снижение  $SpO_2$  удастся купировать повышением  $FiO_2$  (уменьшение альвеолярно-капиллярного градиента), то это может свидетельствовать об ухудшении диффузии кислорода через капиллярно-альвеолярную мембрану, например, вследствие начавшегося или усилившегося интрастициального отека легких.

В период пробуждения пульсоксиметрия служит надежным методом для контроля восстановления жизненных функций, прежде всего, адекватного дыхания и кровообращения.

Таким образом пульсоксиметрия является, вероятно, единственным практически пригодным методом оперативного выявления ранних признаков гипоксемии, являющейся главной причиной осложнений во время проведения анестезии.

### ***Б. Транспортировка больного из операционной***

У больных, которым проводилась ИВЛ смесью с высоким содержанием кислорода, может развиваться гипоксемия во время перевода из операционной в палату интенсивной терапии за счет остаточного действия анестетиков, наркоанальгетиков и миорелаксантов. Другими причинами могут быть ожирение и нарушение бронхиальной

проходимости (бронхиальная астма в анамнезе, в период ремиссии). По данным / 97 /, из 95 больных I-II класса риска ASA, у 12% сатурация кислорода в крови во время транспортировки была ниже 85%, а у 35% - ниже 90%. Никакой взаимосвязи с возрастом, видом анестетика, длительностью наркоза и уровнем сознания при транспортировке обнаружено не было.

В педиатрической практике, во время транспортировки, сатурация кислородом снижается ниже 90% у 20-25% детей, несмотря на преоксигенацию 100% кислородом / 98 /. Особенно часто, как и у взрослых, гипоксемия связана с ожирением и бронхиальной астмой в стадии ремиссии.

Многие авторы считают, что областью применения пульсоксиметрии должна быть пред- и послеоперационная транспортировка больного. Даже после стандартной премедикации (50 мкг фентанила) у 20% больных старше 64 лет возникала дыхательная депрессия и гипоксемия при стабильных АД и ЧСС. Проводилось сравнение  $SaO_2$  во время послеоперационной транспортировки у 200 больных. Среднее значение  $SaO_2$  в группе больных с самостоятельным дыханием воздухом при транспортировке составила  $91.76 \pm 1\%$ , а во второй группе больных, получивших через маску  $O_2$  -  $95 \pm 0.6\%$ . В первой группе гипоксемия возникла у 21 больного (причем у трех с  $SaO_2$  падала до 80%), а во второй группе снижение  $SaO_2$  до 90% было всего у трех пациентов / 3 /.

Эти данные свидетельствуют о необходимости применения пульсоксиметров при транспортировке больных из операционной для оценки гипоксемии и, в случае необходимости, проведения ингаляции кислорода.

### *В. Транспортировка больных машинами скорой и неотложной помощи*

В условиях работы выездных бригад скорой и неотложной помощи пульсоксиметрия быстро дает ценные данные о состоянии больных, страдающих широким кругом заболеваний, и позволяет осуществлять оценку эффективности неотложных мер оказания помощи и диагностику состояния больных при транспортировке в стационар.

Практическая польза пульсоксиметрии состоит в выявлении гипоксемии у самых разных категорий больных любого возраста и любой степени тяжести. Пульсоксиметрия расширяет тот небогатый арсенал объективных методов исследования (АД, ЧСС, иногда ЭКГ), которые обычно используются врачами выездных бригад, позволяет

документировать состояние больных при доставке их в лечебные учреждения.

#### **Г. Кислородная терапия и респираторная поддержка**

Пульсоксиметрия используется для оценки эффективности кислородной терапии в палате в процессе "отлучения" от респиратора / 99 / . В процессе ИВЛ или вспомогательной вентиляции легких пульсоксиметрия является надежным методом контроля адекватности режима вентиляции.

При дыхании с помощью респиратора, как показали исследования в палатах реанимации, кратковременная десатурация возникает при отсасывании мокроты из трахеи (среднее снижение  $SpO_2$  на 5,3%), интубации трахеи (5,2%), рвоте (3,8%), кашле (3,1%) и т.д. / 100 / .

Использование пульсоксиметрии и кислородной терапии в домашних условиях показало, что она весьма полезна для дозирования физических упражнений. При этом выяснилось, что 4 из 36 пациентов кислород вообще не требовался. У пожилых и у больных с поражениями сердца и легких пульсоксиметрия используется для контроля безопасности физиотерапевтических и бальнеологических процедур. Пульсоксиметрия является незаменимой при диагностике и лечении синдромов ночного апноэ. Ночное мониторирование  $SpO_2$  пациента позволяет объективно установить число и продолжительность эпизодов ночного апноэ и оценить эффективность лечебных мероприятий.

#### **Д. Беременность поздних сроков и роды**

У 1 - 4% беременных поздних сроков, получающих тонолитическую терапию  $\beta$ -адреномиметиками (алупент, сальбутамол и др.), возможно развитие отека легких. Это связано с недостаточной селективностью препаратов, которые наряду со стимуляцией  $\beta_2$ -рецепторов матки, вызывающих расслабление миометрия, одновременно стимулируют и  $\beta_1$ -адренорецепторы миокарда и сосудов малого круга кровообращения. Вероятность отека легких возрастает при переливании, например, окситоцила в 400-800 мл физраствора (т.к. у беременных отмечается олигоцитемическая гиперволемия и указанные объемы жидкости могут оказаться чрезмерными), а также у беременных и рожениц с гестозом (нарушение проницаемости капилляров малого круга чревато развитием отека легких). Поэтому оксиметрия должна входить в стандарт мониторинга у беременных и рожениц данных категорий. / 101 /

Имеется сообщение о величине  $SaO_2$  при обезболивании у рожениц: уровень десатурации сильно зависел от концентрации  $N_2O$  и  $O_2$  во

вдыхаемой смеси. Перидуральная анальгезия мало влияла на уровень  $\text{SaO}_2$ .

В процессе родов отмечаются небольшие колебания  $\text{SaO}_2$  у рожениц (обычно в пределах 2-3%) во время сократительного маточного цикла, однако величина  $\text{SaO}_2$  не опускается ниже безопасного уровня (90-92%). В случае развития синдрома нижней полой вены возможно снижение сатурации крови матери.

При угрозе или развитии гипоксии внутриутробного плода пульсоксиметрия позволяет выявить эффективность лечебно-профилактической ингаляции кислорода (повышение  $\text{SaO}_2$  у роженицы при возрастании  $\text{FiO}_2$ ).

О возможности с помощью пульсоксиметрии получать диагностические признаки эмболии околоплодными водами при кесаревом сечении говорилось в разделе об использовании пульсоксиметров при наркозе. D.Quance / 102 / приводит клиническое наблюдение эмболии околоплодными водами у первобеременной, когда спустя одну минуту после извлечения плода отмечено снижение сатурации гемоглобина со 100 до 71%, что вначале было единственным симптомом осложнения. В дальнейшем признаки эмболии прогрессировали, развилась гипотензия, цианоз, набухание яремных вен. На секции диагноз подтвердился.

У рожениц в первые минуты после отделения плаценты нередко развивается озноб, сопровождающийся небольшим снижением  $\text{SpO}_2$  на 2-3%. Описанные признаки могут усиливаться или возобновляться при массаже матки. Данная клиническая картина вполне может быть связана с микроэмболией околоплодными водами за счет массивного всасывания последних в венозные капилляры родовых путей через поврежденный эндометрий.

### *Е. Пульсоксиметрия в неонатологии и педиатрии*

Во многих странах, включая Российскую Федерацию, пульсоксиметрия включена в перечень методов оценки состояния плода при рождении и в раннем неонатальном периоде в случае асфиксии.

По данным / 103 / обследования 100 новорожденных (62 получены путем кесарева сечения), средняя величина  $\text{SpO}_2$  у новорожденных через 1 мин. после рождения составила 59%, причем у 25% детей  $\text{SpO}_2$  была ниже 50%, из которых у 10% - ниже 30%. Величина  $\text{SpO}_2$  хорошо коррелировала с оценкой новорожденных по шкале Апгар.

M.Sendak и др. / 81 / сообщили о 4 наблюдениях использования пульсоксиметрии во время реанимации новорожденных первых минут

жизни и дали высокую оценку этой методике “по сравнению с единственным методом определения сатурации в подобной ситуации - интенсивностью цианоза”. При оживлении 11-месячного ребенка V. Narang / 81 / установил, что пульсоксиметрия отражает эффективность реанимации через адекватность оксигенации периферических тканей.

Данные S.Fanconi, T.Kurki / 81 /, использовавших пульсоксиметрию у детей в палате интенсивной терапии, установили тесную корреляцию ( $r = +0,95 \dots 0,98$ ) между данными пульсоксиметрии и показателями  $SaO_2$ , полученными инвазивно.

Многие авторы считают пульсоксиметрию необходимой в неонатологии для подбора адекватной вентиляции и уровня подачи  $O_2$ , оптимизации индивидуального плана лечения. Это связано с безболезненностью и безопасностью мониторинга, получением информации об адекватности доставки  $O_2$  к тканям (снижение  $SpO_2$  ниже 80% свидетельствует о недостаточном снабжении тканей  $O_2$ ), а также с тем, что  $SpO_2$  может быть использовано для оценки уровня органного кровотока и предсказания изменений перфузии органов.

В то же время имеются определенные ограничения использования пульсоксиметрии в неонатологии.

Пульсоксиметрия хорошо выявляет гипоксемию у новорожденных, но не выявляет гипероксию (что связано с малой крутизной кривой диссоциации оксигемоглобина при  $PO_2 > 90$  мм рт.ст., при этом небольшие изменения  $SaO_2$  в (1 - 2)% происходят при значительных колебаниях  $PO_2$  в 1 - 20 мм рт.ст.). Эта проблема особенно важна для новорожденных с высоким содержанием в крови фетального Hb. Следовательно, значение  $SpO_2$ , регистрируемое пульсовым оксиметром, может быть менее 100% при  $PO_2$  выше 90 мм рт.ст. На это следует обратить особое внимание у недоношенных детей, у которых клеточные мембраны эритроцитов повреждаются при гипероксии свободными радикалами, а также для профилактики фибролентарной гиперплазии и развития слепоты при гипероксии у новорожденных.

Следовательно, приемлемым уровнем  $SpO_2$  является значение около 90%, которое можно поддерживать регуляцией концентрации  $O_2$  во вдыхаемой газовой смеси, избегая избыточной оксигенотерапии.

В то же время при достаточном уровне  $SaO_2$  может иметь место низкое  $PO_2$  (при повышении легочно-сосудистого сопротивления). Таким образом, малая крутизна кривой диссоциации оксигемоглобина  $PO_2$  и при значениях  $SpO_2$  ниже 88-85% и выше 95-97% не позволяет судить об адекватности снабжения детского организма  $O_2$  и требует катетеризации артерии

#### **Ж. Клиническое использование фотоплетизмограммы, регистрируемой пульсоксиметром**

Фотоплетизмограмма, регистрируемая пульсоксиметром, может быть представлена в виде кривой на экран дисплея или пульсирующего "столбика", следящего за изменением объема артериальной крови в месте расположения датчика. Отображение фотоплетизмограммы необходимо для визуального контроля формы сигнала при настройке пульсоксиметра. Для оценки амплитуды артериального пульсового выброса во многих приборах имеется специальный индикатор, который позволяет следить за состоянием периферической гемодинамики.

Снижение амплитуды фотоплетизмограммы часто свидетельствует о развитии периферического спазма, например, вследствие централизации кровообращения (сохранение адекватного кровотока мозга и сердца и обеднение периферического кровотока при неадекватном наркозе, шоке, кровопотере и т.д.). Редкой причиной является системное снижение артериального давления.

Пульсоксиметр как плетизмограф может использоваться для оценки эффективности массажа сердца, для измерения систолического АД в сочетании со сфигмоманометром. Пульсоксиметрия полезна для определения субклинической ишемии, развивающейся вследствие венозного тромбоза пересаженного пальца.

#### **4.3.5 Возможные источники погрешностей при пульсоксиметрии**

Особенность определения уровня оксигенации крови с помощью пульсоксиметра заключается в том, что, в соответствии с принципом действия прибора, в нем производится измерение величины поглощения света, прошедшего через ткани, содержащие артериальные сосуды, в красном и инфракрасном диапазоне и вычисление R - отношения измеренных величин. Значение сатурации определяется по величине R в соответствии с калибровочной зависимостью, устанавливаемой параллельными градуировочными измерениями функциональной или фракционной сатурации у добровольцев с помощью отбора проб крови и их анализа в кюветном оксиметре.

Показания пульсоксиметра при определении оксигенации крови у пациентов соответствуют градуировочной сатурации только тогда, когда доля дикетемоглобинов у пациентов и у лиц, участвующих в градуировке прибора, совпадают. В большинстве случаев предполагается, что фракция дикетемоглобинов (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. Поэтому для более корректного обозначения показаний пульсоксиметров используется термин  $SpO_2$ , применяемый большинством изготовителей аппаратуры, который подчеркивает возможность ошибок определения сатурации при возрастании фракции дисгемоглобинов.

Влияние **СОНb** на показания сатурации определяются спектром его поглощения (рис 40). На волне 940нм СОНb обладает очень низким поглощением и не вносит вклад в общее поглощение. На волне 660нм СОНb обладает поглощением очень близким к поглощению  $HbO_2$ . Следовательно, показания пульсоксиметра будут ошибочно завышены по отношению к величине  $SaO_{2\text{фр}}$ . Это может маскировать опасные для жизни состояния с низким значением фракционной сатурации (например, при присутствии во вдыхаемом газе CO). Так при содержании СОНb - 50%  $SpO_2$  оказывается равным 95% / 96 /.

Фракция **MetHb** поглощает больше света на волне 940нм чем Hb, но на волне 660нм имеет почти равное с ним поглощение. Это приводит к завышению  $SpO_2$  при низких значениях  $SaO_{2\text{фр}}$  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 660нм / 87 /. Это требует небольшого уточнения калибровочной зависимости, используемой в приборах фетального мониторинга / 88 /.

**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  $HbO_2$  (рис.38). При больших сдвигах  $PO_2$  (в диапазоне выше 60 мм рт.ст.) наблюдаются небольшие изменения  $SaO_2$ , но если  $PO_2$  становится меньше 60 мм рт.ст., малые изменения  $PO_2$  приводят к большим сдвигам  $SaO_2$ . Поэтому нижняя граница уровня тревожной сигнализации должна быть установлена равной 94%, что соответствует безопасному значению  $PO_2$ .

Ошибки могут возникать при низкой тканевой перфузии или выраженной вазоконстрикции вследствие слабости пульсации в месте расположения датчика прибора. Следует отметить, что при выраженной гемодилуции, 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

$$[O_2] = 1,34 Hb(SaO_2/100) + 0,0031 PaO_2,$$

где  $Hb$  - содержание гемоглобина (в г) в 100 мл крови.

$PaO_2$  - парциальное давление кислорода в артериальной крови (мм рт.ст.).

Первый член суммы правой части уравнения отражает количество связанного гемоглобином кислорода, а второй - количество кислорода, растворенного в плазме. Последняя величина весьма невелика и ею можно пренебречь.

Нормальный уровень содержания кислорода в артериальной крови составляет 17-20 мл в 100 мл крови.

Низкие показатели  $[O_2]$  могут быть связаны либо со снижением концентрации гемоглобина, либо с нарушением газообмена в легких.

#### 4.4 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 (рис.47).

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 (рис.47). В этом случае ток, регистрируемый в цепи электрода, оказывается пропорциональным величине  $\text{PO}_2$  в исследуемой пробе крови.

Для чрескожного метода определения  $\text{PO}_2$ , применяемого в мониторных приборах, используются мембранные датчики, содержащие электрод Clark и нагревательный элемент. Мембрана электрода приводится в соприкосновение с кожей, которая нагревается до температуры около  $44^\circ\text{C}$ . Под действием нагревания кислород из капиллярных сосудов диффундирует в эпидермис, а затем в электролитическую ячейку, где происходит измерение.

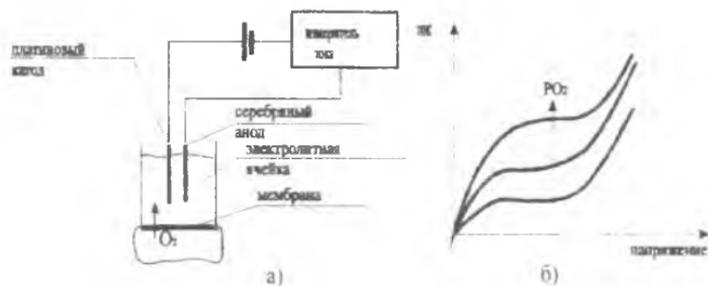


Рисунок 47 - Кислородный электрод Clark а - схема включения, б - полярограмма

Значения напряжения кислорода в крови, измеренные чрескожным методом ( $\text{PtcO}_2$ ) у детей, достаточно близко соответствуют величинам  $\text{PO}_2$ , определенным в пробах артериальной крови.

Однако у взрослых пациентов расхождение значений  $\text{PtcO}_2$  и  $\text{PO}_2$  увеличивается. Ошибки определения значений  $\text{PtcO}_2$  зависят от толщины кожи, подкожного кровотока, физиологических факторов, влияющих на доставку  $\text{O}_2$  к поверхности кожи (уменьшение сердечного выброса, АД крови, возникновение центральной вазоконстрикции). В результате  $\text{PtcO}_2$  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 / 79 /.

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 / 79 /.

Снижение ошибок определения  $PO_2$  при неинвазивном мониторинге достигается путем использования миниатюрного электрода Clark, располагаемого в конъюнктиве. Эти датчики могут функционировать непрерывно в течение 24 часов.

Основной областью клинического применения чрескожных методов измерения  $PO_2$  являются неонатальные мониторы, которые могут дополнительно выполнять функции детектора апноэ.

Сравнение измерителей  $PO_2$  с пульсоксиметрами показывает, что последние обладают большей чувствительностью к сильной гипоксемии, более высоким ( в 5...8 раз) быстродействием измерений. Кроме того, мониторы  $PO_2$  требуют постоянного обслуживания датчиков. Однако значения  $PO_2$  являются лучшими показателями при гипероксимии, чем значения сатурации кислорода.

Это связано с тем, что, как следует из кривой диссоциации гемоглобина (рис.35),  $SpO_2$  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.

## 4.5 Мониторинг дыхательных газов

### 4.5.1 Методика и аппаратура капнометрии

Методика капнометрии заключается в непрерывном измерении концентрации  $\text{CO}_2$  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  $\text{CO}_2$  в ИК-капнометрах основано на определении поглощения ИК излучения пробой газа на определенной длине волны (около 4,3 мкм), определяемой максимумом спектра поглощения (рис.48) для  $\text{CO}_2$ . Величина поглощения согласно закону В-Л (4.3) оказывается пропорциональной концентрации  $\text{CO}_2$ .

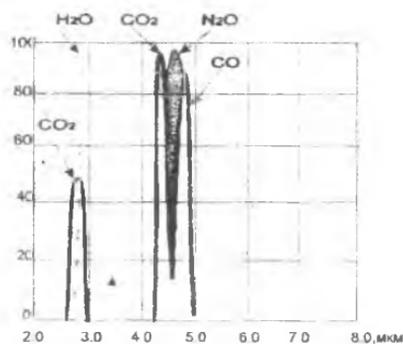


Рисунок 48 - Спектр поглощения излучения дыхательных газов

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 (рис.49).

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 ( $37^{\circ}\text{C}$ ) конденсируются при более низкой (комнатной) температуре на стенки пробоотборной 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 (рис.48), что может привести к погрешности измерения содержания  $\text{CO}_2$ .

Кроме того, защита от влаги необходима для предотвращения закупорки пробоотборной линии вязким компонентом конденсата (слизью), так как соединительные трубки линии имеют малый внутренний диаметр.

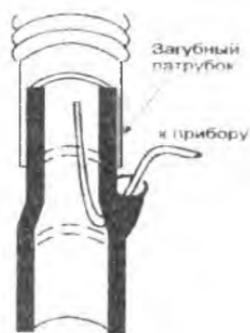


Рисунок 49 - Пробоотборник аспирационного капнометра

Последнее связано с требованием уменьшения времени задержки регистрации данных, обусловленного задержкой прохождения пробы газа от точки забора до измерительной ячейки.

Время задержки газа в пробоотборной системе зависит от объема соединительной трубки и скорости пробоотбора. Обычно скорость пробоотбора устанавливается в пределах  $50 \dots 150$  мл/мин. При длине соединительной трубки  $1,5 \dots 2,0$  м. для обеспечения времени отклика прибора порядка 1 с, внутренний диаметр трубки должен составлять около 1 мм.

Если для сокращения времени задержки выбрать более высокую скорость пробоотбора и она окажется выше скорости выдыхаемого газа, то в пробоотборную систему начнет подсасываться свежий газ, что приведет к ошибкам измерения концентрации  $\text{CO}_2$ .

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 рис.50. Проба газа поступает в прибор через ловушку влаги 2, представляющую собой цилиндрический стакан, установленный вертикально. В верхней крышке стакана размещены патрубки ввода и вывода пробы газа. В боковой стенке стакана имеется патрубок отсоса газа. Влага, конденсирующаяся в соединительной трубке, стекает на дно стакана, так как патрубок ввода газа направлен вниз. Вязкий компонент конденсата может перекрыть патрубок вывода газа.

В этом случае давление в аспирационной системе падает и по сигналу датчика давления 10 включается клапан отсоса 15, что приводит к отсосу газа через боковой патрубок стакана ловушки. Затем измерительная ячейка 3 продувается в направлении, обратном рабочему ходу газа струей воздуха поступающего через открытый клапан 11. После ловушки влаги анализируемый газ проходит измерительную ячейку 3 датчика, буфер давления 12, насос 16 и поступает на выходной патрубок прибора.

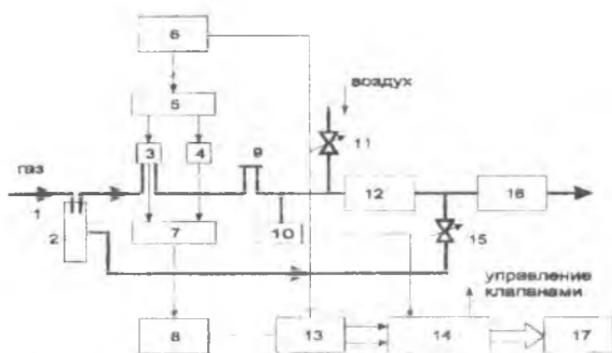


Рисунок 50 - Структурное построение аспирационного капнометра.

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  $\text{CO}_2$ .

Включение каналов синхронизируется коммутатором 6, используемым далее в тракте усиления сигналов фотоприсемника 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  $\text{CO}_2$ , вывода данных на дисплей 17.

Установка нуля прибора осуществляется с помощью клапана 11, при включении которого, а также клапана отсоса 15, комнатный воздух (содержание  $\text{CO}_2$  около 0,05%) проходит через измерительную ячейку 3 в обратном направлении. Градуировка и поверка капнометра осуществляется с помощью проб газов с калиброванной концентрацией  $\text{CO}_2$ , 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  $40^\circ\text{C}$  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  $\text{CO}_2$ ), вторая выбирается в области малого поглощения  $\text{CO}_2$  и используется для получения сигнала компенсации, уменьшающего погрешность дрейфа датчика, а также погрешность, вызванную присутствием в анализируемом газе веществ, поглощающих ИК-излучение, в частности  $\text{N}_2\text{O}$ .

В современной аппаратуре капнометрии осуществляется непрерывное измерение содержания  $\text{CO}_2$  и индикация в реальном масштабе времени величины  $\text{ETPCO}_2$ .

Градуировка показаний капнометров осуществляется либо в единицах парциального давления  $\text{CO}_2$ , 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.

#### 4.5.2 Капнограмма

Анализ формы и параметров капнограммы даст важную диагностическую информацию о состоянии пациента. Вид капнограммы в норме показан на рис. 51. 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).

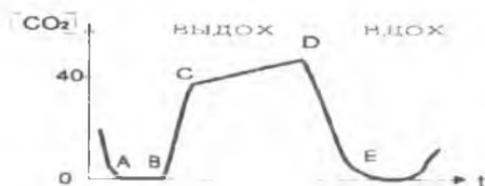


Рисунок 51 - Капнограмма дыхательного цикла.

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  $PCO_2$  артериальной 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  $\text{ETPCO}_2$  необходимо контролировать адекватность легочной перфузии

$\text{ETPCO}_2$  значительно падает при образовании альвеолярного мертвого пространства. Внезапное уменьшение показателя более чем на 5 мм рт.ст. часто наблюдается после легочной эмболии / 79 /.

При анализе формы кривой в аспирационных капнометрах участки нарастания и спада капнограммы оказываются затянутыми за счет времени задержки регистрации  $\text{PCO}_2$ . В поточных измерителях нарастание и спад капнограммы оказываются в несколько раз короче / 79 /.

Примеры различных форм капнограммы приведены на рис. 52 / 42 /. Форма альвеолярного плато капнограммы определяется скоростью выделения  $\text{CO}_2$  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 ( $V_a/\text{CB}$ ).

Замедление выдоха, например, у пациентов с хроническими абструктивными легочными заболеваниями, с уменьшенной легочной отдачей обычно приводит к более крутому альвеолярному плато (рис. 52.б). 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 (рис.52.в). Уменьшение "мертвого" пространства ведет к нормализации капнограммы (рис. 52.г). Возникновение так называемых кардиогенных осцилляций (рис. 52,д), наблюдаемых на альвеолярном плато в виде повторяющихся паттернов, синхронных с ударами сердца, обычно объясняется механическим возбуждением глубоких областей легкого, выбрасывающих газ, богатый  $\text{CO}_2$ . Осцилляции наиболее выражены, если пробоотбор осуществляется из глубины трахеи или бронхиальной области, и сглаживаются, если пробоотборная трубка расположена в верхних дыхательных путях.

Значение  $\text{ETPCO}_2$ , наблюдаемое в норме, составляет 35...45 мм рт.ст.

Увеличение  $\text{ETPCO}_2$  сверх этих границ (гиперкапния) может свидетельствовать об увеличении образования  $\text{CO}_2$ , угнетении дыхательного центра, уменьшении вентиляции. При использовании ИВЛ причиной гиперкапнии может быть неадекватность вентиляции.

Снижение  $\text{ETPCO}_2$  ниже 35 мм рт.ст. (гипокапния) может происходить из-за гипервентиляции или может быть вызвано увеличением "мертвого" пространства при нормальном значении  $\text{PCO}_2$  артериальной

крови. Ошибочно малое значение  $ETPCO_2$  может быть зарегистрировано при неадекватной (слишком высокой) скорости пробоотбора в аспирационных капнометрах из-за подсоса свежего газа.

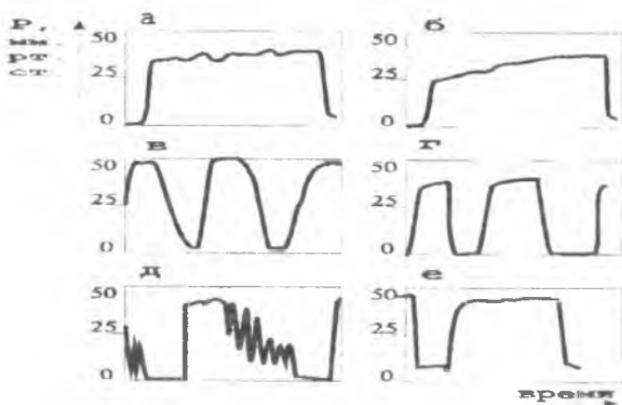


Рисунок 52 - Примеры формы капнограммы.

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

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

#### 4.5.3 Клинические аспекты капнометрии

Наиболее часто причиной гиперкапнии во время операции является:

- гиповентиляция;
- нарушение функции адсорбера;
- повышенная реабсорбция  $CO_2$  из брюшной полости при лапароскопии;
- гипотермия.

Значительное снижение  $PCO_2$  отмечается при:

- остановке сердечной деятельности;
- длительном апноэ;
- острой обструкции дыхательных путей.

Сердечно-сосудистая система реагирует на гиперкапнию тахикардией, артериальной гипертензией, повышением давления в правых отделах сердца, увеличением общего легочного сопротивления.

Для ранней диагностики гиперкапнии необходимо применение во время операции капнографии и исследование КЩС.

Характеристика нормальной капнограммы, регистрируемой аспирационным капнометром (рис.51):

1. Быстрый подъем кривой при выдохе (от В к С)
2. Наличие горизонтального плато - выдох (от С к D, причем характерен легкий подъем при приближении к D)
3. Быстрое снижение во время вдоха до нуля (от D к E)

Пункты В, С, D и E в норме слегка закруглены. Участок BCD соответствует фазе выдоха DEA- фазе вдоха

Степень наклона восходящего плато CD зависит от состояния дыхательных путей и легочной ткани. Величина  $\text{CO}_2$  в конце выдоха эквивалентна альвеолярному  $\text{CO}_2$ , когда почти горизонтальное плато отчетливо выражено.

При гипервентиляции форма кривой на капнограмме изменяется /104/. Альвеолярное плато выглядит почти ровным, сегмент CD представлен прямой линией, круто поднимающейся и заканчивающейся в точке D к самому началу вдоха. Вентиляция при нарушении распределения характеризуется вогнутой кривой, сегмент BC плавно переходит в альвеолярное плато, обычно соответствующее сегменту CD. При повторном вдыхании двуокси углерода форма кривой та же, что и в норме, но она заметно приподнята под обычным уровнем.

Двугорбая кривая встречается у больных, лежащих на боку, а также при появлении самостоятельного дыхания при проведении ИВЛ.

Неправильный контур кривой выдоха встречается при утечке газов в дыхательном контуре и зависит от местоположения и выраженности разгерметизации (манжетка, трубка клапана, соединительные шланги и т.д.). Уровень  $\text{CO}_2$  при этом может быть повышен вследствие гиповентиляции, либо снижен из-за дополнительной утечки воздуха.

При других видах нарушений дыхания форма капнограммы может отличаться от описанных

При оценке капнограмм, как и при других методах физиологического мониторинга, необходимо принимать во внимание не только абсолютные показатели, но и степень их отклонения от обычных / 105 /

Причины снижения  $\text{ETPCO}_2$

- гипервентиляция;
- гипотермия;

- нарастание отека легких;
- воздушная эмболия;
- снижение кровотока в легких : шок, сердечная недостаточность, гипотензия.

Капнограмма полезна для определения правильности подбора параметров вентиляции.

Причины повышения  $\text{ETPCO}_2$  :

- гиповентиляция;
- инфузия раствора бикарбоната натрия;
- повышенное всасывание  $\text{CO}_2$  в кровь ( при лапароскопии);
- нарушение техники проведения наркоза (повторная циркуляция  $\text{CO}_2$ , отказ адсорбера);
- гипертермия ( в т.ч. злокачественная гипертермия).

Общее снижение уровня  $\text{CO}_2$  на капнограмме может свидетельствовать о следующих факторах / 105 / :

- остановке кровообращения с остановкой самостоятельного дыхания;
- угнетении дыхания или апноэ;
- обструкции дыхательных путей;
- отсоединении эндотрахеальной трубки от дыхательного аппарата;
- нарушении работы аппарата ИВЛ;
- нарушении системы забора проб газа из дыхательного контура;
- дислокации эндотрахеальной трубки (интубации пищевода).

Капнография является надежным методом для выявления данных осложнений.

#### 4.6 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. Основные характеристики приборов респираторного мониторинга приведены в таблице 8

Таблица 8 - Аппаратура респираторного мониторинга

Фирма, модель	Тип	Характеристики	Стоим., USD
<b>BCI Intern. (USA)</b> OxiLink 9000 3100 3040	Капнограф + п/оксиметр П/оксиметр Тот же	Показания $ETCO_2$ , $N_2O$ , $SpO_2$ , ЧСС, выдых. $CO_2$ , ЧД. Светодиод, диспл. (СД) $SpO_2$ и ЧСС. Коллич. ампл. пульса, устан. тревог, $SpO_2$ , ЧСС.	6350 1750 1250
<b>Criticare syst. Inc.(USA)</b> 503  504  504 PONT  POETTE Plus	П/оксиметр  Тот же + ЭКГ  П/оксиметр  Капнограф + п/оксиметр	Портат. монитор для экспресс контр. и непрер. монит. уст. тревог, прогр. обесп. для неонатал, алгор. устранения артефактов. Портат. $SpO_2$ монитор; СД дисплей, линейн. индик. пульса, форма пульса синхронно с ЭКГ, встр. принтер Портат. $SpO_2$ монитор для экспресс контроля и непрер. монит. СД диспл., $SpO_2$ и ЧСС, индикатор пульса, встр. принт.; неонатал. прогр. обеспечение. Портат., измер. вдых/выдых. $CO_2$ , ЧСС, $SpO_2$ , тренды, цифр	2150  3194  1500  4500
<b>Datex Med. Instrument. Inc.(USA)</b> Ultima  Oscar  Normocap 200	Газовый анализатор П/оксиметр + капнометр Капнометр	Интегр. парам. дыхат. газа, $CO_2, O_2, N_2$ , апест. агенты, оксиметрия Портат., форма кривых, СД дисплей $SpO_2$ , ЧСС и $CO_2$ Портат., $ETCO_2$ , батареи, форма волны, тренд до 12 часов	9000 6300 5000
<b>Medical Res. Labs (USA)</b> Oximeter Monitor	П/оксиметр	$SpO_2$ ; ЧСС, уст. тревог, автом. вызов, модульная / настол. констр.	1995
<b>Nonin Medic. Inc. (USA)</b> 8500  8600 8604FO	П/оксиметр  Тот же Тот же	Портат. $SpO_2$ , ЧСС, память 18ч. цифр. и аналог. выход, точн. $\pm 3\%$ Те же, но точн. $\pm 2\%$ Для ЯМР использования	1095  1295 2495
<b>Pace Tech Inc. (USA)</b> Vitalmax 510/520/530 Vitalmax 800 Series	П/оксиметр  Монитор жизн. функц.	Портат. $SpO_2$ , ЧСС, СД дисплей, уст. тревог, питан. пост. перем. ток Компакт., СД дисплей $SpO_2$ , $ETCO_2$ , ЧСС, $t^\circ$ , ЧД, неинв. давл. крови	1195  1995

<b>Palko Labs</b> (USA) Model 300	Пу/оксиметр	Портат., батарея 9В, СД дисплей SpO <sub>2</sub> , ЧСС, водонепр. футляр	1100
Модель 340	Тот же	Устан. тревог, питание пост./перем., анал. и инфр. выход	1525
<b>Radiometer</b> <b>Amer. (USA)</b>			
ABL520	Анализатор газов, оксиметр	Измер. Hb, SaO <sub>2</sub> , RHb, O <sub>2</sub> Hb, COHb, MetHb, HbF	39000
<b>Simed Corp.</b> (USA) S-50	Пу/оксиметр	Портат. монитор для непрер. измерен СД дисплей SpO <sub>2</sub> , ЧСС, ЖКИ диспл., ампл. пульса, уст. трев., диагн. сообщ. Форма плетизмогр., 36 ч памяти.	2195
S-100e	Тот же	24ч. тренды, выход на принтер	3195
<b>Новые приборы</b> (Россия)			
ЭЛОКС-01С	Пу/оксиметр	Портат; СД диспл. SpO <sub>2</sub> . ЧСС. устан. тревог, индик. пульса, тренды, индик. ампл. пульса, цифр. и анал. выход.	800
ЭЛОКС-01М	Тот же	То же + жидкокристал. дисплей, форма плетизмогр.	1200
КОРОС-300	Пу/оксиметр + ЭЖТ	Портат., жидкокр. дисплей SpO <sub>2</sub> , ЧСС, тренды, форма кривых, устан. тревог, память 8 час (энергонез.), обраб. R-R интерв., индексы актив. симпат. и парасимп. отделов ВНС. стат. парам., гистограмма R-R интерв., подкл. РС.	2500

**Пульсоксиметр "ЭЛОКС-01"** обеспечивает непрерывное определение и цифровую индикацию значения степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SpO<sub>2</sub>) и значения частоты сердечных сокращений (ЧСС), сигнализацию выхода текущих значений за установленные пределы, а также отображение фотоплетизмограммы и тренда SpO<sub>2</sub> на графическом дисплее. Прибор позволяет подключать принтер для печати трендов по SpO<sub>2</sub> и ЧСС, а также фотоплетизмограммы.

*Технические данные прибора*

Диапазон показаний по каналу SpO <sub>2</sub> , %.....	0...99
Отклонение показаний канала SpO <sub>2</sub> , не более, %	
- в диапазоне 80...99 %.....	± 2
- в диапазоне 50...79 %.....	± 3
- в диапазоне 0...49 %.....	не нормируется

Диапазон определения ЧСС, уо мин.....	30... 250
Отклонение ЧСС, не более, уо/мин.....	± 2
-в диапазоне 30... 99 уо мин.....	± 2
-в диапазоне 100... 250 уо/мин.....	± 3
Время установления показаний по каналам SpO <sub>2</sub> и ЧСС, не более, с.....	10
Диапазон установки значений порога сигнализации по SpO <sub>2</sub> , %.....	50... 95
Диапазон установки значений порогов сигнализации по ЧСС, уо мин.....	30... 250
Минимальная относительная амплитуда пульсовой волны, при которой обеспечивается нормальное функционирование прибора.....	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, ВА.....	10

Структурная схема прибора приведена на рис. 53. 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

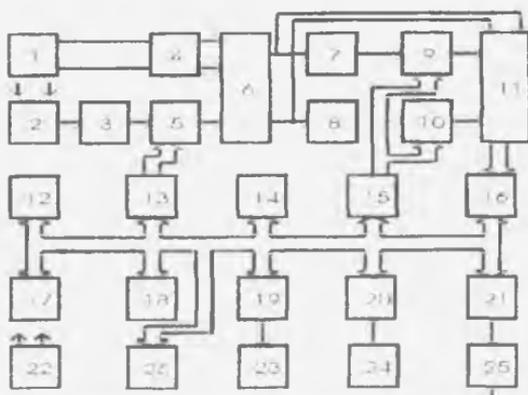


Рисунок 53 - Структурная схема прибора "ДЮКС-01"

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.

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.

Основой конструкции прибора является пластмассовый корпус, состоящий из верхней и нижней крышек, а также передней панели.

Электронные компоненты размещены на трех платах. Элементы 3, 11 структурной схемы (рис. 54) размещены на плате аналоговых устройств; микропроцессорное устройство и источник питания - на плате цифровой обработки (элементы 12, 17, 22, 25); жидкокристаллический, цифровой дисплей и клавиатура - на плате индикации.

Плата цифровой обработки и плата аналоговых устройств крепятся соответственно к нижней и верхней крышкам, а плата индикации установлена вертикально на передней панели.

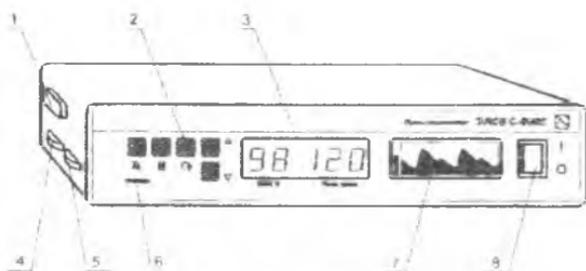


Рисунок 54 - Внешний вид прибора "ЛЮКС-01"

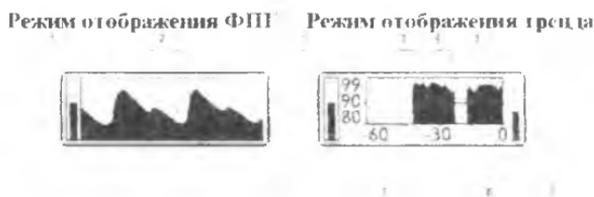
На передней панели прибора расположены (рис.54):

- сетевой выключатель 8;
- графический жидкокристаллический дисплей 7;
- транспарант "ТРЕВОГА" 6, индицирующий срабатывание сигнализации;
- цифровой светодиодный дисплей 3;
- блок кнопок управления 2, содержащий кнопку отключения сигнализации "X", кнопку включения режима печати "P", а также кнопки установки режимов работы и порогов сигнализации "↻", "↓", "↑"

На жидкокристаллическом дисплее, в зависимости от выбранного режима, может отображаться либо фотоплетизмограмма, либо график изменения (тренд) степени насыщения гемоглобина кислородом за предшествующие 20 минут, 60 минут, 4 часа или 8 часов (рис.55).

На боковой поверхности корпуса прибора расположены:

- гнездо разъема 1 для подключения первичного преобразователя;
- регулятор громкости звуковых сигналов 4;
- регулятор контрастности дисплея 5;



1. Индикатор амплитуды пульсовой волны
2. Графическое изображение фотоплетизмограммы
3. Тренд степени насыщения гемоглобина кислородом
4. Отметка "нет данных"
5. Индикатор артериальных пульсаций
6. Координатная ось времени
7. Координатная ось SpO<sub>2</sub>

Рисунок 55 - Информация, отображаемая на дисплее прибора "ДЮКС-01"

На задней поверхности корпуса прибора расположены гнездо для подключения внешнего регистратора, разъем для подключения принтера и ввод сетевого провода.

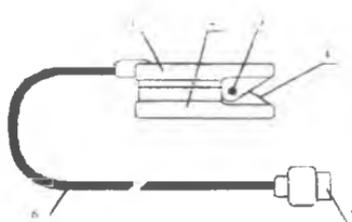


Рисунок 56- Датчик прибора "ЭЛОКС-01"

Датчик пальцевого типа (рис.56) 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.

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.

Подключение принтера существенно расширяет возможности прибора. Появляется возможность документирования результатов измерений  $SpO_2$  и ЧСС за последние (по выбору) 20 минут, 1, 4, 8 часов работы прибора, а также подробного анализа формы фотоплетизмограммы.

Для работы с пульсоксиметром "ЭЛОКС-01" можно использовать любой матричный принтер, имеющий команды печати в графическом режиме, совместимые с командами 9 игольчатых принтеров EPSON (система команд ESC/P). Возможно использование также некоторых струйных принтеров, удовлетворяющих этому условию. Подсоединение принтера к пульсоксиметру производится с помощью кабеля параллельного интерфейса (кабель Centronics), входящего, как правило, в комплект поставки принтера.

В результате распечатки данных получаются тренды в том же масштабе времени, что были на экране прибора в момент запуска режима печати. Пример печати трендов  $SpO_2$  и ЧСС за 60 минут показан на рис.57.

Поле тренда 12 имеет шкалу  $SpO_2$  13 в диапазоне 50. . . 100%, поле тренда 10 имеет шкалу ЧСС 11 в диапазоне 40. . . 240 уд/мин. Каждое поле снабжено шкалой относительного времени 2, где время отсчитывается от момента запуска печати, и шкалой времени работы 6, где показано время в часах и минутах от момента включения пульсоксиметра.

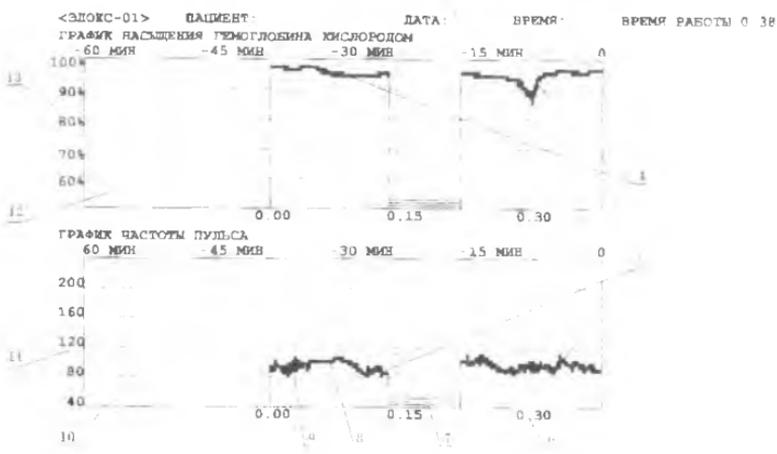


Рисунок 57 - Распечатка трендов показателей прибора "ЭЛОКС-01"

Тренд по  $SpO_2$  4 и по ЧСС 5 отображается для интервалов времени, когда прибор выдавал показания. Отметка "нет данных" 7 соответствует интервалам времени, когда показания отсутствовали (например, при индикации сообщений "НЕТ ДАТЧИКА", "НЕТ ПАЦИЕНТА").

Значение "Время работы" 3 показывает время в часах и минутах, прошедшее от включения пульсоксиметра до момента запуска печати. В поле 1 впоследствии могут быть вписаны необходимые данные о пациенте.

Если отображаемый параметр ( $SpO_2$  или ЧСС) не меняется или меняется медленно, тренд изображается линией единичной ширины (поз. 8 рис. 57). Ширина этой линии соответствует 1% по шкале  $SpO_2$  или 4 уд/мин по шкале ЧСС.

Быстрые изменения отображаемого параметра сливаются на изображении тренда в широкую полосу (поз. 9 рис. 6), верхняя и нижняя границы которой показывают соответственно максимум и минимум параметра во время его быстрых колебаний в пределах полосы.

Результат, полученный при запуске печати из режима отображения фотоплетизмограммы, показан на рис. 58.

Изображение фотоплетизмограммы 2 снабжено шкалой 1 (в условных единицах), дающей представление об амплитуде пульсовой волны. Значения  $SpO_2$  6 и ЧСС 5 фиксируются в момент запуска печати. В

поле 4 отображается состояние тревожной сигнализации и наименование параметра, вызвавшего ее срабатывание. В поле 3 дублируются сообщения, выдаваемые на экран прибора.



Рисунок 58 - Распечатка фотоплетизмограммы прибора "ЭЛОКС-01"

При использовании прибора в анестезиологическом мониторинге распечатка трендов показателей SpO<sub>2</sub> и ЧСС и сопоставление данных с наркозной картой позволяет проанализировать ведение наркоза на всех этапах операции, выявляя эпизоды гипоксемии. Анализ распечатки трендов при использовании пульсоксиметра для контроля функции внешнего дыхания во время сна позволяет провести диагностику нарушений дыхания в различные фазы сна.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках данной работы авторы попытались ознакомить читателя с основными методиками и аппаратными средствами клинического мониторинга, используемыми в настоящее время в практике медицины критических состояний

Главная цель данной работы - показать необходимость углубления знаний в области физиологии и медицины и изучения медико-технических аспектов клинического мониторинга для разработчиков медицинской аппаратуры

Такая ориентация материала книги, а также ее ограниченный объем не позволили дать глубокого анализа биофизических основ рассмотренных методов, вопросов, связанных со схмотехническим проектированием и разработкой конструкций мониторных приборов, способов формирования алгоритмов комплексной оценки состояния пациентов, используемых в современных системах клинического мониторинга

За рамками настоящей книги остались также вопросы применения сетевых компьютерных технологий - построение так называемых систем гибкого мониторинга, позволяющих объединять мониторные приборы в централизованную клиническую информационную систему.

Поэтому данная работа может рассматриваться лишь как первая ступень в изучении проблемы совершенствования аппаратных средств контроля состояния пациентов в анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии

Несомненно, дальнейшие исследования в области систем клинического мониторинга принесут новые результаты, важные как для решения задач построения более совершенной мониторной аппаратуры, так и для решения актуальных проблем диагностики состояния больных в медицине критических состояний.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Зильбер А.П. Эподы критической медицины. Кн. 1: Медицина критических состояний. Общие проблемы. - Петрозаводск. 1995. - 360 с.
2. 2.Руководство по анестезиологии. Под ред. А.А.Буятыяна. - М.: Медицина, 1994. - 656 с.
3. Буятыян А.А., Шитиков И.И., Флеров Е.В. Перспективы применения пульсовой оксиметрии в анестезиологии и реаниматологии. Анестезиология и реаниматология. - 1991. - №1. - С. 3-6.
4. Буятыян А.А., Флеров Е.В., Шитиков И.И. Проблема безопасности в современной анестезиологии. Матер.докл. 5 Всерос. съезда анест. и реан. - М., 1996. - С. 4.
5. Буятыян А.А., Флеров Е.В., Шитиков И.И. Применение пульсовой оксиметрии в анестезиологии // Мед. техника. - 1993. - № 1. - С. 10-15.
6. Страшнов В.И., Чуфаров В.П., Дубикайтис А.Ю. Объем и методы мониторингового контроля для повышения безопасности и качества анестезии и интенсивной терапии // Матер.докл. 5 Всерос. съезда анест. и реан. - М., 1996. - С. 29.
7. Саблин И.П., Флеров Е.В., Мсирбеков Е.М. Использование сетевых компьютерных технологий для повышения безопасности пациентов при кардиохирургических операциях. Матер.докл. 5 Всерос. съезда анест. и реан. - М., 1996. - С. 28.
8. Pogman B., Langelier R. Just what is the anaesthesia workstation. ESCAIC Newsletter. - 1993. - V.4. № 3. - С.17,23.
9. Sullivan F. Developments in European Patient Monitoring // Med. Equip. Int. - 1996. - № 9-10.
10. Halter P. Patient Monitoring Update. Crit. Care Int. - 1995. - №7-8. - P. 5-8.
11. Kohn B. Patient Monitors // Med. elect. - 1996. - V. 26. №5. - P.149-156.
12. Мониторное оборудование для анестезиологии фирмы Datex: Каталог. Datex Div. Instr. Corp. - Helsinki, Finland. 1994. - 11 p.
13. Unity. The Power of Integrated Patient Monitoring. Marquette Electronics Inc., Monitoring Division. - USA. 1993. - 14 p.
14. Engstrom Anaesthesia System 9010: Проспект фирмы Gambro Engstrom AB, Bromma. - Sweden. 1994. - 2p.
15. Gibson G. Flexible Monitoring: Caring for Patients in Lower Cost Settings. HospiMedica Int. - 1997. - № 5-6. - P 11-13
16. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. Под ред. А.Д.Барановского и А.П.Немирко. - М.: Радио и связь, 1993. - 248 с.
17. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.В. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. - М.: Наука, 1984. - 219 с.
18. Camm A., Malik M. Standard of Analysis of Heart Rate Variability. Eur. Heart Jour. - 1996 -v17. - № 3.-P.354-381.
19. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы. Справочник. Под ред. Т.С.Виноградовой. - М.: Медицина, 1986. - 416 с.
20. Клецкин С.В. Математический анализ ритма сердца. - М.: ВНИИМН, 1979. - 116 с.
21. Баевский Р.М. Прогнозирование состояния на грани нормы и патологии. - М.: Медицина, 1976. - 295 с.
22. Кутерман Э.М., Пидинов М.М. Исследование синусового ритма сердца в послеоперационном периоде у нейрохирургических больных. Анестезиология и реаниматология. - 1984. - № 5. - С.53

23. Жемайтите Д., Вороненкас Г., Соколов Е.И. Взаимодействие парасимпатического и симпатического отделов ВНС в регуляции сердечного ритма // Физиология человека. - 1985. - Т.11, № 3. - С.448-450.
24. Манелис Э.С., Калакутский Л.И., Головкин С.В. Анализ ритма сердца при кесаревом сечении и в послеоперационном периоде. Вопр. совр. службы анестезиологии и реанимации. Мат. докл. III съезда НОАР. - М., 1988. - С. 343-345.
25. Манелис Э.С., Калакутский Л.И. Возможности пульсоксиметрии и вариационной пульсометрии при интраоперационном мониторинге. Матер. докл. 5 Всерос. съезда анест. и реан. - М., 1996. - Т.1. - С.19.
26. Оценка адаптации организма к хирургическому стрессу и анестезии методом вариационной пульсометрии. Папин А.А., Ульянов А.А., Невзоров В.И. и др. Матер. докл. 5 Всерос. съезда анест. и реан. - М., 1996. - Т.1. - С.26.
27. Калакутский Л.И., Конохов В.Н., Молчков Е.В. Аппаратно-программные средства анализа ритма сердца // Проблемы информатики Всесоюз. НТК. - М., 1991. - С. 112, 113.
28. Прибор оценки напряженности регуляторных процессов организма ЭЛОН-001 / Калакутский Л.И., Конохов В.Н., Манелис Э.С. и др. Медицинская техника - 1993. - № 1. - С. 37,38.
29. Исмаилов М.М., Стрельцов А.Ю. Кардиоинтервалометрический анализатор КИМ-А // Медицинская техника. - 1993. - № 4 - С. 44, 45
30. Грехнев В.А., Кониченко Е.А., Никитина Л.В. Автоматизация определения параметров в кардиоинтервалографии // Мед. техн. - 1993. - № 6. - С. 32-33
31. Калакутский Л.И. Компьютерные средства анестезиологического мониторинга // Проблемы нейрокибернетики. Матер. XI междунар. Конф. - Ростов на Дону, 1995. - С. 113,114.
32. Дембо А.Г., Земцовский Э.В. Спортивная кардиология: Руководство для врачей - Л.: Медицина, 1989. - 462 с.
33. АС 1731164 СССР, МКИ А61В5 02. Способ диагностики активности парасимпатического отдела вегетативной нервной системы Э.С. Манелис, Л.И.Калакутский (СССР). - N4736721 14. Заявл.12.09.89; Опубл.30.05 92 ОИТЗ. - 1992. - № 17.
34. Манелис Э.С., Калакутский Л.И. Возможности использования пульсоксиметрии и вариационной пульсометрии в условиях родового блока // Актуальные проблемы акушерского стационара - Тольятти, 1997. - С. 83,84.
35. Приборы и средства автоматизации. Т.9 Медицинская техника. Разд. 9.1 Приборы и аппараты медицинские: Каталог. - М.: ИНФОРМПРИБОР, 1991. - 96с
36. Медицинская промышленность России и стран СНГ. Справочник. Вып.2. - Ростовна-Дону: Фармико, 1995. - 92с.
37. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы. Под ред. Г.Е. Виноградовой. - М.: Медицина, 1986. - 416с.
38. Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. - М.: Медицина, 1974. - 311с.
39. Mignani A., Baldini F. Biomedical sensors using optical fibres. Rep. Progr. Phys. - 1996. - N59 №1. - P. 1-28
40. Эман А.А. Биофизические основы измерения артериального давления. - Л.: Медицина, 1983. - 128с.
41. Mikro-Tip Catheter Transducers. Millar Instr., Inc. - Houston, U.S.A. 1990. - 14 p.
42. Anesthesia. Edited by R.D.Miller. - Shurhill Livingstone, 1990. - 1762 p.
43. Blood Pressure Measurement. Med. Elec. - feb 1996 - V.27, № 1. - P. 107-116.
44. Калакутский Л.И., Манелис Э.С., Головкин С.В. Измерение параметров артериального давления неинвазивным методом. Вопросы разработки и внедрения

- радиоэлектронных средств при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний. - М. Радио и Связь, 1984. - С. 123,124.
45. Sapinski A. Standard algorithm of blood-pressure measurement by the oscillometric method // *Med. and Biol. Eng. and Comput.* - 1992. - V. 30, № 6. - P. 671.
  46. Kalaitrakis K., Papamarkos N., Vachtsevanos G. Design of a Microprocessor-based Sphygmomanometer // *Biomed. Instr. Technol.* - 1990. - V.24, №1. - P. 31-36.
  47. Утямышев Р.И. Радиоэлектронная аппаратура для исследования физиологических процессов. - М.: Энергия, 1969. - 348 с.
  48. Лазарешвили Л.Т. Помехоустойчивость осциллометрических автоматизированных сфигмоманометров // *Мед. техника.* - 1993. - №3. - С. 19-28.
  49. Гуткин В.И., Осипович Л.А. Лианеризатор декомпрессии измерителя давления крови косвенным способом // *Мед техника.* - 1993. - №6. - С. 37, 38.
  50. Penaz J. Photoelectric measurement of blood pressure, volume, and flow in the finger. // *Digest of the 10th Int. Conf. on med. and Biol. Eng.* - Dresden, 1973. - P. 104.
  51. Прогнозирование состояния человека в условиях гравитационного перераспределения крови на основе непрерывного неинвазивного измерения АД по методу Пенязя / Лукьянок В.Ю. и др. // *Космическая биол. и авиакосм. мед.* - 1990. - №5. - С. 30-34.
  52. REF-1. Ejection Fraction and Cardiac Output Computer System. -Baxter Health. Corp., CA, USA, 1990. - 6 p.
  53. Кедров А.А., Науменко А.И. Об определении и измерении пульсовых колебаний электропроводности тела животных и человека как методе исследования центрального и периферического кровообращения // *Физиол. журн. СССР.* - 1949. - №3. - С. 293-294.
  54. Основные инструментальные методы исследования сердца / Милославский Я.М. и др. - Изд-во Казанского университета, 1983. - 142 с.
  55. The Current Status and Future Directions of Impedance Cardiography in ICU. Fuller H. et al. // *Ann. of Biomed. Eng.* - V.17. - 1989. -P. 483-494.
  56. Медников Ф.М. Метод математического моделирования церебральной гемодинамики. Проблемы информатики. Тез. докл. НИИ. - Самара, 1991. - С. 104-105.
  57. Оперативный контроль состояния кровообращения с помощью микроЭВМ "Электроника 60" Воробьев А.П. и др. // *Микропроцессорные средства и системы.* - 1987. - №3. - С. 28,29.
  58. Особенности построения приборов для одновременного съема РС и ЭКГ с общих электродов / Ананьев Л.М. и др. // *Проблемы техники в медицине. Тезисы докл. 3 Всесоюзной НТК.* - Томск, 1983. - С. 38-40.
  59. Эстрин В.В. Тетраполярный вариант интегральной реографии при исследовании сердечного выброса у больных с гипертоническими кризами // *Тр. НИИ скорой помощи им. Склифосовского.* - М., 1980. - С. 48-50.
  60. Клинический мониторинг сердечного выброса и параметров дыхания по фотопульсограмме Касиль В.Л. и др. *Вестн. интен. терапии.* - 1997. - №1-2. - С. 25-28.
  61. Шифман Е.М. Клиническая фармакология и современные принципы интенсивной терапии острой недостаточности кровообращения. - Петрозаводск, 1994. - 95 с.
  62. Standards for a Peripheral Nerve Stimulator. Biometer International. - Denmark, 1990. - 4 p.
  63. A Microcomputer-Based Neuromuscular Blockade Monitor. Fiore M. et al. // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* - 1981. -V.28, №11. - P. 775-783.
  64. Юматов А.Е., Шипицын В.В. Акселерометрический контроль нейромышечной проводимости с помощью прибора TOF-GUARD. Материалы докл. 5-го Всерос. съезда анестез. и реан. - М., 1996. - Т.1 - С.37.

65. Опыт использования акселерографа TOF-GUARD / А.В.Бутров, М.Ф.Дробышев, В.С.Миронов и др. // Вестник интенсивной терапии. - 1997. - № 4. - С. 27-32
66. Белоярцев Ф.Ф. Электромиография в анестезиологии. - М.: Медицина, 1980. - 127 с.
67. Компьютерная система для автоматического поддержания блока нервно-мышечной проводимости. / Магилевец В.М. и др. // Материалы докл. 5-го Всерос. съезда анест. и реан. - М., 1996. - Т.1. - С.18.
68. Лекманов А.У. Мышечные релаксанты в практике анестезиолога - реаниматолога. - Смоленск: Фармаграфикс, 1996. - 97 с.
69. The effect of tubocurarine on indirectly elicited TOF muscle response and respiratory measurements in humans. / Ali H.H. et al. // Brit. J. Anaesth. - 1975. - V.47. - P. 570-574.
70. Бутров А.В., Дробышев М.Ф. Применение в анестезиологической практике монитора нейromышечной проводимости TOF-Gard // Вестник интенсивной терапии. - 1996. - №1. - С. 3 - 6.
71. TriStim Model NS - 3A. Prof. Inst. - Houston, USA, 1990. - 1р.
72. Ministim Model MS - II. Prof. Inst. - Houston, USA, 1991. - 5 p.
73. Stimulators (Muscle / Nerve / TENS) / Med. Electron. - 1994. - №6. - P. 137-140.
74. 74.Neuromuscular Transmission Monitoring, Biometer Inc. -Odense,Denmark, 1990. - 6 p.
75. 75.TOF-Guard, Biometer Int. - Odense, 1995. - 4 p.
76. Лошников В.И., Калакуцкий Л.И. Биотехнические системы электронейростимуляции. - М.: МИГУ, 1991. - 169 с.
77. 77.Single Chip Accelerometer with Signal Conditioning. - Analog Devices Inc, Norwood, USA, 1995. - 14 p.
78. 78.Kelleher J. Pulse Oximetry //J. Clin. Monit. - 1989. - № 5. - P. 37-62.
79. 79.Malley W. Noninvasive Blood Gas Monitoring. - Clinical Blood Gases, 1990. W.B. Saun.Comp. - P. 281-301.
80. Anesthesia and Oxygen Equipment / Med. electron. - 1994 - № 5. - P 112-116.
81. Буштыя А.А., Флеров Е.В., Шитиков И.И. Применение пульсовой оксиметрии в анестезиологии // Мед. техн. - 1993. - №1. - С. 10-16.
82. Уэст Дж. Физиология дыхания / Пер. с англ. - М.: Мир, 1988. -200 с.
83. 83.Stoneham II, Wilson I. Pulse Oximetry: Greater Understanding Is Required / Critical Care Int. - 1995. - № 9-10, P. 16-24.
84. Основные этапы развития фотооксиметрии / Леонов Г.И., Мусийчук Ю.И., Филипповский В.В. и др. //Мед. техника. - 1993. - N1. - С.5-10.
85. Oximetrix 3 - SvO2 System. Abbott Lab. Ltd. - CA, USA, 1990. - 6 p.
86. Церебральный оксиметр INVOS - 3100. - Somanetics Corp. Michigan, USA, 1990. - 6 p.
87. Mendelson Y., Kent J., Yocum B., Birle M. Design and Evolution of New Reflectance Pulse Oximeter Sensor //Medical Instr. - 1988. - V. 22, N4. - P. 167-173.
88. Introduction to Fetal Oxygen Saturation Monitoring - Nellcor, 1995. - 14 p
89. Красный и инфракрасный излучатели с повышенным квантовым выходом для оксиметрии / Коган Л.М., Андреев Ю.П., Бурд С.А. и др. // Мед.техника, 1992. - №5. - С. 21-25.
90. 90.Ackerman S., Weith P. Knowing Your Pulse Oximetry Monitors / Med.Elect - 1995. - №1. - P. 82-86.
91. Стерлин Ю.Г. Специфические проблемы разработки пульсовых оксиметров / Мед.техника. - 1993. - №6. - С. 26-30.
92. Неинвазивное определение оксигемоглобина в артериальной крови / Леонов Г.И. и др. // Мед.техника. - 1992. - №5 - С. 12-14.
93. Принципы и алгоритмы определения оксигенации крови по измерениям пульсоксиметра / Волков В.Ф., Гладков Ю.М., Завадский В.К. и др. // Мед.техника. - 1993. - №1. - С. 16-21.

94. Повышение достоверности и точности пульсоксиметрии с помощью встроенной экспертной системы / Волков В.Л., Гладков Ю.М., Завалский В.К. и др. Мед.техника. - 1993 - №3. - С. 14-18.
95. Пульсоксиметр "ЭЛОКС-01", Аппаратно-программные средства диагн. и лечебно-сердечно-сосудистых заболеваний / Калакутский Л.И., Бахтинов П.И., Конюхов В.Н. и др. - Самара, 1994. - С. 21, 22.
96. Ralston A., Webb R., Runciman W. Potential Errors in Pulse Oximetry // Anæsthesia. - 1991. - V. 46. - P. 202-206. P. 291-295.
97. Continuous monitoring of arterial oxygen saturation with pulse oximetry during transfer to the recovery room // Tyler I.L. et al. // Anesth. Analg. - 1984. - V. 64. - P. 1108-1112.
98. Postoperative arterial oxygen saturation in pediatric population during transportation / Kataria B.K. et al. // Anesth Analg. - 1988. - V.67. - P.280-282.
99. Prakash O. Oximetry in the weaning of ventilator patient. In : Payne J. P., Severtughaus J.W. eds. Pulse oximetry. Dorchester ; Springer - Verlag. 1986. - P.119-124.
100. Continuous emergency department monitoring of arterial saturation in adult patient with respiratory distress / Jones J. et al // Ann. Emerg. Med. - 1988. - V.17. - P. 463-468.
101. Зильбер А.И., Шифман Е.М. Акушерство глазами анестезиолога. - Петрозаводск. 1997. - 396 с.
102. Qnanee D. Amniotic fluid embolism: detection by pulse oximetry // Anesthesiology. - 1991. - V.68. - P. 951 - 952.
103. House J.T., Schultheis R.R., Gravenstein N. Continuous neonatal evaluation in the deliver room by pulse oximetry // J. Clin. Monit. - 1987. - V.3. - P. 96-100.
104. Рид А., Каплан Дж. Клинические случаи в анестезиологии. - М.: Медицина, 1995. - 352 с.
105. Tips and Tricks for the anesthesiologist. - Roche. 1990. - 128 p.

**Учебное издание**

*Калакутский Лев Иванович  
Манелис Эммануил Соломонович*

**АППАРАТУРА И МЕТОДЫ  
КЛИНИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА**

Учебное пособие

Редактор Т. К. Кретьнина  
Техн. редактор Г. А. Усачева  
Корректор Т. К. Кретьнина

Лицензия ЛР № 020301 от 30.12.96г.

Подписано в печать 13.04.99г. Формат 60х84 1/16. Бумага офсетная.

Печать офсетная. Усл. печ. л. 9,3. Усл. кр.-отт. 9,4. Уч.-изд. л. 10.

Тираж 500 экз. Заказ 47. Арт. С-10/99.

Самарский государственный аэрокосмический  
университет им. академика С.П. Королева.  
443086 Самара, Московское шоссе, 34.

ИПО Самарского государственного аэрокосмического университета  
443001 Самара, ул. Молодогвардейская, 151.