

# ГЛАВА 1. Медицинские системы клинического мониторинга

## 1.1. Общие принципы клинического мониторинга

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

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

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

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

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

Современная концепция **клинического мониторинга** (от лат. Monitor – предупреждающий) предполагает непрерывный контроль состояния пациента, осуществляемый на основе реги-

страции физиологических данных и оценки диагностических показателей организма с целью выявления отклонения показателей, предупреждения опасностей и осложнений, возникающих в процессе лечения.

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

**Электрокардиография** – метод исследования электрической активности сердца, осуществляемый с помощью регистрации и последующей обработки электрокардиограммы (ЭКГ). Используется в мониторах для визуального наблюдения ЭКГ и диагностики нарушений, для слежения за показателями 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 с помощью биспектрального анализа электроэнцефалограммы, а также путем оценки слуховых вызванных потенциалов мозга.

**Импедансная плетизмография** (электроплетизмография, реография) – метод исследования центральной и периферической гемодинамики, основанной на изучении сопротивления тканей переменному электрическому току. При мониторинге параметров гемодинамики (частоты сердечных сокращений (ЧСС), ударного объема, общего периферического сопротивления, параметров венозного отдела кровообращения и др.) оценивается пульсирующая составляющая сопротивления тканей, возникающая вследствие изменения интенсивности кровотока. При мониторинге содержа-

ния и распределения жидкости в организме оценке подвергается базовая составляющая сопротивления тела на различных частотах. В многоканальных мониторах метод используется для слежения за параметрами дыхания, например, частотой дыхания (ЧД).

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

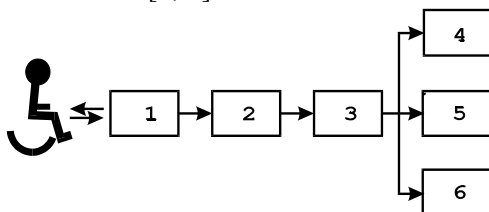
**Осциллометрия** – метод исследования параметров периферической гемодинамики, осуществляемый путем регистрации и анализа пульсаций давления в окклюзионной манжетке, окружающей исследуемый сосуд. Используется в клиническом мониторинге для слежения за параметрами артериального давления (АД) крови.

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

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

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

налов, то есть преобразовании сигналов, отражающих функционирование физиологических систем в форму, удобную для дальнейшей обработки и анализа [1, 2].



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

Рисунок 1.1 – Структурное построение клинического монитора

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 [3].

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 мик-

ропроцессорной техники, которая предоставляет большие возможности по реализации сложных диагностических алгоритмов обработки физиологической информации, в частности, проведение спектрального, статистического, регрессионного и других методов математического анализа.

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

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

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

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

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

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

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

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

Рабочая станция является общим коллектором данных, поступающих со всех приборов. Данные о жизненно важных физиологических параметрах передаются от рабочей станции на мультисCREENные 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 источ-

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

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

Ценность использования систем мониторинга для клинической практики определяется следующими факторами:

- высокой точностью и объективностью получаемой диагностической информации;
- отслеживание изменений 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 дефибриллятора;
- **контроль лечебных воздействий** – мониторинг глубины анестезии, уровня нейромышечного блока, дозировки инфузии, концентрации вдыхаемых газов и др.;
- **контроль окружающей среды** – мониторинг температуры, влажности воздуха в кювете для новорожденного, давления и газового состава воздуха в барокамере и т.п.

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

## **1.2. Биомедицинские сигналы и их характеристики**

Биомедицинские сигналы представляют собой физические проявления физиологических процессов живого организма, которые могут быть измерены и представлены в виде удобном для обработки с помощью электронных средств (например, в виде величины электрического напряжения или тока). Обработка биосигналов проводится с целью выделения информативных, с точки зрения медицинской диагностики, признаков биосигнала, или с целью определения диагностических показателей, вычисляемых по параметрам биосигнала [2, 4].

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



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

**Первая** группа биосигналов включает сигналы, обусловленные биоэлектрической активности органов и тканей, связанные с наличием в организме сравнительно низкочастотных электрических полей биологического происхождения, вызванные электрохимическими и кинетическими процессами, протекающими в организме. Они, как правило, характеризуют функционирование отдельных органов и функциональных систем. Низкочастотные электрические поля в значительной степени экранируются проводящими тканями биологического объекта с неоднородным распределением электрической проводимости.

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

Таким образом, на каждом покрове будет иметься постоянный потенциал относительно зоны, взятой за базовую, и переменный – который характеризует работу соответствующего органа или функциональной системы. Спектр переменных биосигналов, характеризующих функционирование органов и систем, лежит в полосе частот от долей Гц до единиц кГц. Разность квазистатических потенциалов между участками на каждом покрове человека достигает долей вольта и, в значительной степени, зависит от электродов, с помощью которых они регистрируются. Разность переменных потенциалов оценивается в диапазоне от мкВ до десятков мВ [5].

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

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

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

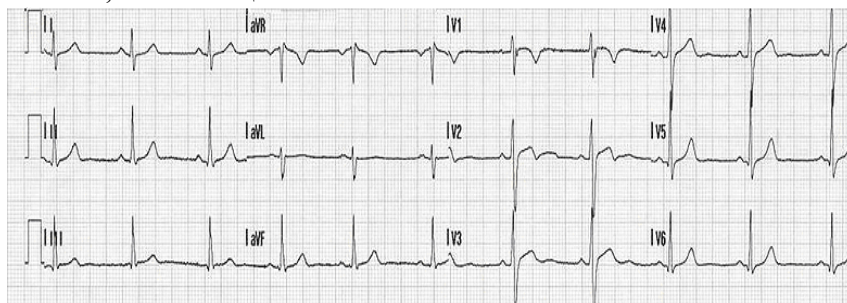


Рисунок 1.2 – ЭКГ сигнал в норме, зарегистрированный в 12 отведениях

Используется в кардиологической диагностике для контурного, в том числе и визуального анализа сигнала на коротких записях, автоматизированного поиска и идентификации аномальных участков сигнала при длительной записи (системы Холтеровского мониторинга), определении показателей variability ритма сердца. В системах клинического мониторинга электрокардиографический сигнал используется для отображения на экране монитора с целью визуального наблюдения сигнала в нескольких отведениях, диагностики нарушений ритма, для слежения за показателями variability сердечного ритма, отражающими состояние регуляторных процессов в организме.

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

**Электроэнцефалографический** сигнал – представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи головы возникающее под действием биоэлектрической активности центральной нервной системы. На рисунке 1.3 приведен электроэнцефалографический сигнал (ЭЭГ), зарегистрированный в восьми отведениях у здорового бодрствующего человека. Диапазон изменений амплитуды ЭЭГ сигнала составляет 0,002...0,1 мВ; частотный диапазон сигнала составляет – 0,3...80 Гц.



Рисунок 1.3 – Электроэнцефалограмма здорового бодрствующего человека в состоянии покоя. Одновременное отведение по восьми каналам

Регистрация и анализ ЭЭГ сигналов используется в диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков, в основном, путем топографического анализа амплитуд от-

дельных частотных компонент сигнала, называемых ритмами, на коротких записях. Основными ритмами ЭЭГ сигнала являются: альфа-ритм (8...13 Гц), бета-ритм (13...35 Гц) и гамма-ритм (35...80 Гц).

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

**Электрокортикографический** сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков головного мозга с помощью электродов отводящих биопотенциалы непосредственно от коры головного мозга. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,01...0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,3...80 Гц.

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

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

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

также применяется при мониторинге нервно- мышечной проводимости во время наркоза [6, 7].

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

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

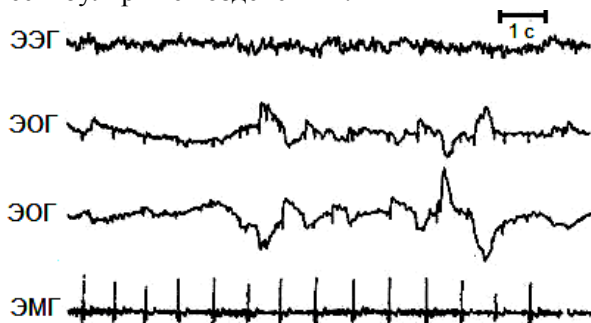


Рисунок 1.4 – Сон с быстрым движением глаз. Сверху вниз: ЭЭГ сигнал; электроокулограмма обоих глаз; ЭМГ сигнал напряжения мышц подбородка

**Электрогастрографический** сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала, возникающего при работе желудочно-кишечного тракта. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу передней брюшной стенки. На рисунке 1.5 приведены записи электрогастрографического

сигнала человека, записанные до и после лечения язвенной болезнью желудка.



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

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

Сигнал **кожногальванической реакции** (по Тарханову) представляет собой медленное изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи в ответ на психологические тесты. По Фере **кожногальваническая реакция** проявляется в изменении электрокожного сопротивления. Кожногальваническую реакцию связывают с секреторной деятельностью потовых желез, расположенных под электродами и контролируемые непосредственно ЦНС. На рисунке 1.6 приведен сигнал кожногальванической реакции (КГР) человека, зарегистрированного во время игры в шахматы, в нижней части рисунка приведены сопровождающие решение речевые рассуждения. Резкое падение сопротивления кожи является показателем эмоциональной активации в момент принятия решения.

Диапазон изменения амплитуды сигнала кожногальванической реакции составляет  $0,1 \dots 2$  мВ, частотный диапазон составляет  $0,1 \dots 10$  Гц. Регистрация и обработка сигнала кожногальванической реакции используется в диагностике психоэмоционального состояния человека путем контурного анализа сигнала на коротких записях.

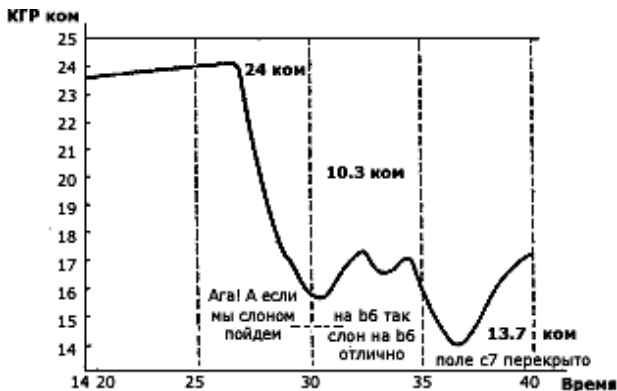


Рисунок 1.6 – Динамика кожно-гальванической реакции в процессе решения мыслительной (шахматной) задачи (по О.К. Тихомирову).

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

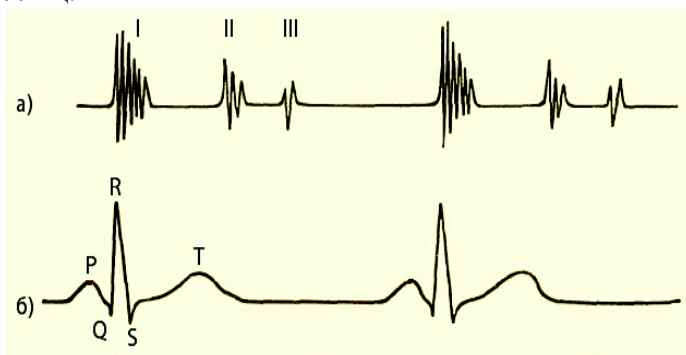


Рисунок 1.7 – Фонокардиограмма (а), электрокардиограмма (б); систолический (I), диастолический (II), желудочковый (III) тон

Фонокардиография используется в кардиологической диагностике путем контурного визуального анализа сигнала на коротких записях, часто в совокупности с электрокардиографическими сигналами. В электронных стетоскопах используется для прослушивания сердечных тонов и выявления патологий в биомеханике сердца [6].

**Сфигмографический** сигнал представляет собой изменение во времени колебаний сосудистой стенки. Регистрируется с помощью датчиков давления преобразующих колебания сосудистой стенки в электрический сигнал, накладываемых на кожу в местах пролегания сосудов в непосредственной близости от поверхности кожи. Диапазон изменения амплитуды сфигмографического сигнала в зависимости от применяемого датчика составляет 0,1...2 мВ, частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц [8].

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

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

**Реографический** сигнал представляет собой изменение во времени электрического сопротивления участка биологической ткани, расположенного между измерительными электродами. Для регистрации реографического сигнала через участок исследуемых биологических тканей пропускается переменный электрический ток с частотой порядка сотен кГц и амплитудой не превышающей 1 мА. Амплитуда сигнала измеряется как падение напряжения на участке биологических тканей, расположенных между измерительными электродами и составляет не менее 1 мВ. Частотный диапазон биосигнала составляет 0,3...70 Гц [9].

Методы реографии используются в кардиологической практике для определения параметров центрального кровотока (по Тищенко), например, величины сердечного выброса с помощью



дифференциальной реограммы, и параметров периферического кровотока, например, формы пульсовой волны, величины индекса перфузии.

**Фотоплетизмографический** сигнал представляет собой изменение во времени объема кровеносного сосуда под действием пульсовых волн. Для регистрации фотоплетизмографического сигнала через исследуемый участок биологических тканей пропускается поток излучения оптического или инфракрасного диапазона. Величина сигнала измеряется как ослабление излучения, проходящего через исследуемый участок биологической ткани, содержащей кровеносный сосуд (или отраженного от участка, исследуемой биологической ткани). Амплитуда сигнала при использовании широкополосного фотоприемника составляет не менее 0,1 мВ. Частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц.

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

**Плетизмографический** сигнал представляет собой изменение во времени давления в компрессионной манжетке, охватывающей исследуемый кровеносный сосуд (например, плечевая окклюзионная манжетка). Для регистрации плетизмографического сигнала в компрессионной манжетке создается окклюзионное давление воздуха. Величина сигнала измеряется с помощью датчика давления воздуха, подключаемого к манжетке. Амплитуда изменения сигнала при использовании современных тензометрических датчиков давления составляет порядка 0,1 мВ. Частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц [10].

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

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

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

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

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

В медицинской практике шумы биологического происхождения, вызванные процессами, не имеющими прямого отношения к определяемым параметрам или характеристикам, называют часто влиянием артефактов. К артефактам биологического происхождения, как правило, относятся помехи, обусловленные дыханием или

движениями обследуемого во время регистрации биосигналов, а также любую активность систем организма, не связанную с регистрируемым процессом, но оказывающую влияние на определяемые значения диагностических показателей. Наиболее ярким примером таких процессов может служить миографическая активность периферических мышц при регистрации ЭКГ сигнала.

Очень часто трудно отличить присутствующие помехи и шумы от биомедицинских сигналов, появившихся вследствие взаимодействия с объектом измерения чувствительного элемента измерительного преобразователя. Вследствие этого, даже располагая аппаратурой с гарантированными метрологическими характеристиками, нельзя с полной уверенностью утверждать, что погрешность результатов измерений не превышает значений, нормированных для технического измерительного средства [2, 3].

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

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

целью установления объективных закономерностей, занимает значительные промежутки времени.

### **1.3. Общие сведения об измерительных преобразователях биомедицинских сигналов**

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

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

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

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

Датчик — устройство, преобразующее измеряемую величину в сигнал, удобный для передачи, дальнейшего преобразования или регистрации. Тип и конструкция датчика зависят от вида необходимого преобразования, т.е. определяются конкретными физическими представлениями входного неэлектрического сигнала и выходного электрического сигнала, а также зависят от условий рабо-

ты датчика. Чувствительный элемент является частью первого в измерительной цепи преобразовательного элемента, находящегося под непосредственным воздействием измеряемой величины. Ключевыми характеристиками датчиков являются пределы измерений, динамические и частотные диапазоны, погрешность измерения, допустимые условия эксплуатации, массогабаритные характеристики.

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

- 1) получение устойчивого информативного сигнала;
- 2) минимальное искажение полезного сигнала;
- 3) максимальную помехозащищенность;
- 4) удобство размещения в необходимом для измерения месте;
- 5) отсутствие раздражающего или другого действия на организм;
- 6) возможность стерилизации (без изменения характеристик) и многократного использования.

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

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

Датчики и ИП могут быть классифицированы по самым различным принципам: назначению, виду выходного сигнала, принципу действия и т.д. Важнейшим из них является принцип работы

датчика. В соответствии с этим критерием датчики медико-биологической информации можно разделить на две группы: биоуправляемые и энергетические. На рисунке 1.8 приведена классификационная схема биомедицинских датчиков.

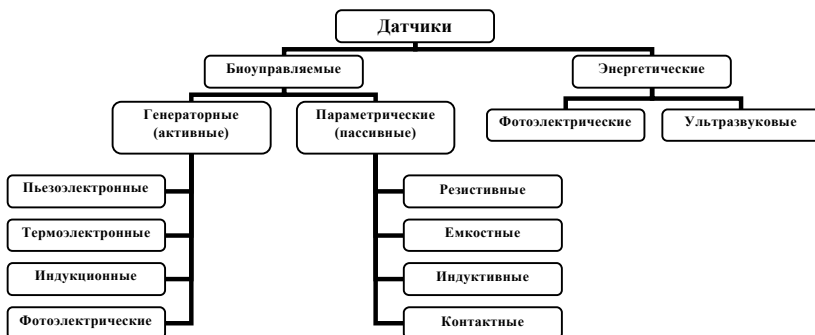


Рисунок 1.8 – Классификация биомедицинских датчиков

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

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

Пассивные датчики под воздействием входной измеряемой величины изменяют свои электрические параметры: сопротивление, емкость или индуктивность. В отличие от активных (генераторных) датчиков пассивные (параметрические) датчики для получения соответствующего значения выходного напряжения или то-

ка включаются в электрическую цепь с внешним источником питания. К таким датчикам можно отнести емкостные, индуктивные, резистивные, контактные датчики.

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

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

Вторичные ИП предназначены для преобразования сигнала с датчика в форму, воспринимаемую последующими элементами измерительного тракта и могут быть промежуточными (на основе АЦП, ЦАП и др. преобразователей), масштабными и передающими.

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

Примерами таких параметров могут служить, например, частота пульса, кровяное давление, скорость кровотока и пульсовой волны, емкость легких, состав выдыхаемого газа, кислотность же-

лудочного сока, скорость нервно-мышечной передачи, частотная характеристика слуха, пространственно-частотная характеристика зрения, внутриглазное давление и многие другие. Указанные параметры имеют определенный диапазон значений, под который должны быть рассчитаны соответствующие биомедицинские датчики и ИП.

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

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

Подобным образом можно выделить выходную величину преобразователя. Современная элементная база радиоэлектроники предоставляет для разработки измерительных преобразователей биосигналов интегральные решения, позволяющие с помощью одной микросхемы осуществить процедуры регистрации биосигналов, усиления, аналогово-цифрового преобразования и цифровой обработки. В этих условиях в качестве выходной величины преобразователя может быть выбрана величина диагностического показателя, характеризующая биосигнал.

Функция преобразования измерительного преобразователя – это функциональная зависимость выходной величины от измеряе-



мой величины, описываемая аналитическим выражением или графиком. Чаще всего стремятся иметь линейную характеристику преобразования, т. е. прямую пропорциональность между изменением входной величины и соответствующим приращением выходной величины преобразователя.

Для описания линейной характеристики преобразования достаточно двух параметров: начального значения выходной величины (нулевого уровня), соответствующего нулевому (или какому-либо другому характерному) значению входной величины, и значения показателя относительного наклона характеристики, являющегося чувствительностью преобразователя. Чувствительность преобразователя – это, как правило, именованная величина с разнообразными единицами, зависящими от природы входной и выходной величин [11].

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

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

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

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

Частотная характеристика датчика должна соответствовать диапазону частот входного измеряемого сигнала. Входной сигнал

может подвергаться интегрированию или дифференцированию в самом датчике, если его частотная характеристика сдвинута в сторону низких или высоких частот по сравнению с частотой входных сигналов.

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

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

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

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

Систематическими называются погрешности, не изменяющиеся с течением времени или являющиеся не изменяющимися во времени функциями определенных параметров. Основное свойство систематических погрешностей состоит в том, что они могут быть почти полностью устранены введением соответствующих поправок [12].

Особая опасность постоянных систематических погрешностей заключается в том, что их присутствие чрезвычайно трудно обнаружить. В отличие от случайных, прогрессирующих или являющихся функциями определенных параметров погрешностей

постоянные систематические погрешности внешне себя никак не проявляют и могут долгое время оставаться незамеченными. Единственный способ их обнаружения состоит в поверке нуля и чувствительности путем повторной поверки измерительных преобразователей биосигналов по образцовым мерам.

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

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

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

Случайными являются неопределенные по своему значению или недостаточно изученные погрешности, в появлении различных значений которых нам не удастся установить какой-либо законо-

мерности. Они определяются сложной совокупностью причин, трудно поддающихся анализу. Их частные значения не могут быть предсказаны, а для всей их совокупности может быть установлена закономерность лишь для частот появления их различных значений [12].

Присутствие случайных погрешностей (в отличие от систематических) легко обнаруживается при повторных измерениях в виде некоторого разброса результатов. В подавляющем большинстве случаев процесс появления случайных погрешностей есть стационарный случайный процесс. Поэтому размер случайных погрешностей характеризуют указанием закона распределения их вероятностей или указанием параметров этого закона, разработанных в теории вероятностей и теории информации.

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