

ГЛАВА 3. Измерительные преобразователи биоэлектрической активности сердца

3.1. Классификация и структура измерительных преобразователей биоэлектрической активности сердца

ИП биоэлектрической активности сердца предназначены для регистрации разностей потенциалов, обусловленных биоэлектрической активностью сердца, с поверхности биологического объекта, обработки и преобразования полученных напряжений в измерительный сигнал. ИП биоэлектрической активности сердца являются самыми распространенными ИП биомедицинских сигналов в современной клинической практике.

В состав ИП биоэлектрической активности сердца входят электроды, формирователь сигнала, усилитель ЭКГ сигнала и блок обработки сигнала. На рисунке 3.1 приведена обобщенная функциональная схема ИП биоэлектрической активности сердца.

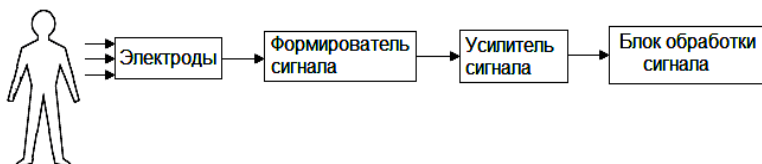


Рисунок 3.1 – Обобщенная функциональная схема ИП биоэлектрической активности сердца

Первичным элементом ИП биоэлектрической активности сердца являются электроды, служащие для гальванической связи кожных покровов и входных каскадов ИП. Электроды для регистрации биосигналов представляют собой проводники специальной формы, с помощью которых осуществляется соединение элементов с различными типами проводимости – ионной и электронной. Процессы, протекающие в месте контакта электрода с биологическим объектом, оказывают существенное влияние на качество регистрируемых биосигналов [7]. Более подробно данный вопрос будет рассмотрен в следующем разделе.

Основные параметры ИП биоэлектрической активности сердца, такие как количество и тип электродов, число каналов, характеристики усилительного тракта определяются функциональным назначением клинической системы мониторинга.

Электроды, использующиеся в ИП биоэлектрической активности сердца, можно разделить на активные и пассивные. Активные электроды отличаются тем, что первичный каскад усиления встроен в конструкцию самого электрода. Применение активных электродов оправдано в том случае, если пассивные электроды не позволяют обеспечить необходимую точность измерения биоэлектрических потенциалов [7, 27].

По количеству каналов ИП сигнала биоэлектрической активности сердца можно разделить на одноканальные и многоканальные ИП. В экспресс системах мониторинга параметров сердечного ритма используются одноканальные ИП, в то время как многоканальные ИП используются в задачах контурного анализа ЭКГ сигнала и в задачах ЭКГ-картирования [27].

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

- 1) ИП, использующие однополярные отведения;
- 2) ИП, использующие биполярные отведения;
- 3) ИП, использующие комплексные отведения.

Напряжение при однополярном отведении представляет собой разность потенциалов между активным электродом, находящимся на поверхности тела, и точкой соединения нескольких электродов, расположенных, например, на конечностях. Примером однополярных отведений являются грудные отведения по Вильсону V_1 - V_6 [5, 14].

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

При комплексном отведении электроды подключены к пассивной электрической цепи резисторов, на выходе которой регистрируется напряжение отведения. Примером комплексных отведений служат векторкардиографические системы отведения по Франку [27].

По типу амплитудно-частотной характеристики ИП биологической активности сердца классифицируются следующим образом:

- 1) ИП, используемые для оперативного мониторинга сердечного ритма, полоса частот для таких ИП обычно составляет 0,5 – 50 Гц;
- 2) ИП, применяемые в клинических системах с полосой частот 0,05 – 100 Гц;
- 3) ИП систем анализа ЭКГ высокого разрешения, где полоса частот составляет 0,01 – 500 Гц [3, 4].

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

Кроме перечисленных ранее признаков ИП биологической активности сердца можно классифицировать по схемотехническому построению. При этом можно рассматривать различные структурные элементы, входящие в состав ИП биологической активности сердца.

Можно выделить два варианта построения входных каскадов ИП:

- 1) ИП, в основу которых положен принцип мультиплексирования аналоговых сигналов в АЦП;
- 2) ИП, построенные с использованием многоуровневых АЦП, устанавливаемых на каждый канал.

Структурная схема ИП построенных по первому варианту содержит: блок формирования сигналов отведений, дифференциальные усилители ДУ, усилители переменного напряжения УПН,

мультиплексор, АЦП, микроконтроллер и подавитель синфазной помехи. На рисунке 3.2 (а) приведена структурная схема трехканального ИП биоэлектрической активности сердца, построенного по принципу мультиплексирования аналоговых сигналов в АЦП. На рисунке 3.2 (б) приведена структурная схема трехканального ИП, построенного с использованием многоразрядных АЦП, устанавливаемых на каждый канал. На рисунке 3.2: ДУ – дифференциальный усилитель, ПСП – подавитель синфазной помехи, БУ – буферный усилитель, ФНЧ – фильтр нижних частот.

Вариант построения ИП биоэлектрической активности сердца с использованием многоразрядных АЦП (24 разряда и выше) подразумевает, что в этом случае каждый канал ИП включает входной буферный усилитель, ФНЧ, АЦП. Главными преимуществами такого варианта построения ИП являются:

- 1) отсутствие прецизионных резисторов на входе ИП;
- 2) отсутствие нейтрального электрода;
- 3) отсутствие коммутирующих элементов.

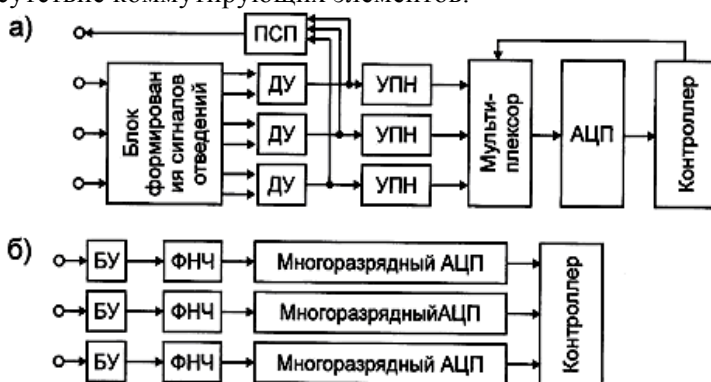


Рисунок 3.2 – Структурные схемы 3-х канальных ИП биоэлектрической активности сердца

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

сигнала. Дифференциальный усилитель обеспечивает частичное подавление синфазной составляющей помехи.

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

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

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

Схемотехническая реализация детектора плохого контакта обеспечивает возможность отслеживать сигнал на выходе первичных дифференциальных усилителей, которые входят в насыщение при плохом контакте или отсоединении электродов. Программная

реализация детектора плохого контакта свойственна ИП биоэлектрической активности сердца, построенным с применением сигма-дельта АЦП, в которых преобразование и обработка ЭКГ осуществляется микроконтроллером.

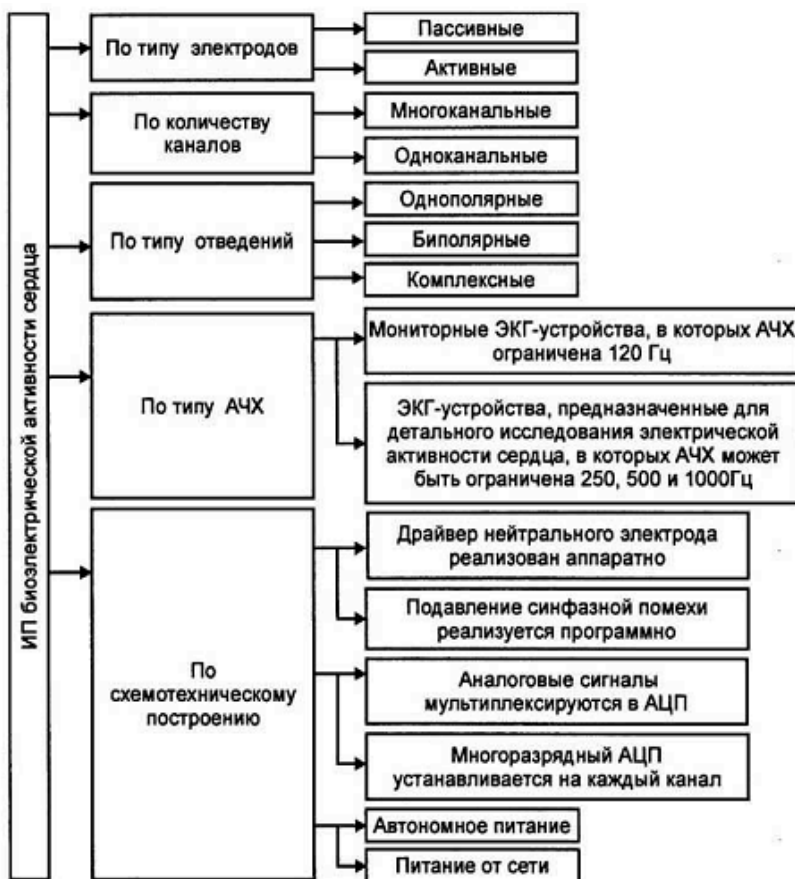


Рисунок 3.3 – Структурная схема классификации ИП биоэлектрической активности сердца

На качество подавления синфазного сигнала влияет схема подключения экрана кабеля отведений, которая может быть пассивной, то есть экран кабеля отведений подключается к общей точке ИП, или активной, при которой экран кабеля отведения под-

ключается к выходу повторителя, на вход которого подается сигнал данного отведения, либо сигнал, усредненный по нескольким отведениям [27].

Активное экранирование кабеля отведений позволяет сократить его емкость, уменьшить, вносимые им помехи, и повысить коэффициент ослабления синфазного сигнала. Делитель напряжения с коэффициентом передачи 0,99, уменьшает амплитуду сигнала, поступающего на экран, благодаря чему повышается помехоустойчивость схемы. Обобщенная структурная схема классификации ИП биоэлектрической активности сердца приведена на рисунке 3.3.

3.2. Особенности функционирования измерительных преобразователей биоэлектрической активности сердца

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

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

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

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

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

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

Ослабление контактной разности потенциалов осуществляется за счет распределения усиления между каскадами усилительного тракта. При движении пациента происходит смещение электродов, двойной электрический слой у поверхности раздела разрушается, создавая скачки контактной разности потенциалов, АЧХ которых находится в полосе частот полезного сигнала. Кроме того, при протекании тока через границу раздела двух фаз возникают поляризационные разности потенциалов [7].

Эффективные конструкции электродов позволяют уменьшить сопротивление электрод-кожа, его изменения и двигательные артефакты, благодаря чему появляется возможность не подготавливать кожу перед установкой электродов и не применять гель.

При этом упрощается процедура наложения электродов и уменьшается дискомфорт для пациента.

Основным источником помех физической природы является сеть питания переменного тока. Воздействие помех подобного рода приводит к появлению синфазных помех на входах усилительного тракта ИП, амплитуда синфазных помех превосходит в десятки и сотни раз амплитуду полезного сигнала биоэлектрической активности сердца. В настоящее время используется два способа подавления подобных помех: аппаратный и программный или их совместное использование для повышения эффективности наблюдения и точности определяемых показателей [27].

Для реализации аппаратного способа используется нейтральный электрод и блок подавления синфазной помехи. На вход блока подавления синфазной помехи поступает сигнал, сформированный путем суммирования входных сигналов усилительного тракта ИП. Блок подавления синфазной помехи усиливает и инвертирует входной сигнал. С выхода блока подавления синфазной помехи, сигнал через нейтральный электрод поступает на тело пациента, тем самым уменьшая сигнал синфазной помехи [28]. Программный способ подавления синфазных помех заключается в использовании различных методов цифровой фильтрации.

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

белого шума, в частности на основе применения методов оптимальной винеровской фильтрации [29].

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

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