

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

СИСТЕМЫ КАРДИОМОНИТОРИНГА

Методические указания к лабораторной работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Системы кардиомониторинга: Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 27 с.

В методических указаниях рассмотрены особенности построения систем кардиомониторинга, подробно описаны основные требования и технические характеристики современных кардиомониторов. Представлен анализ методов обработки ЭКГ сигнала в кардиомониторах. Приведены структурные схемы и описаны основные принципы функционирования анестезиологического кардиомонитора пациента КОРОС-300. Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для бакалавров, обучающихся по направлению 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по дисциплине «Методы и средства клинического мониторинга». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Табл. 1. Ил. 2. Библиогр. 7 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Цель работы: изучения принципов построения и функционирования современных кардиомониторов пациента; анализ структурной схемы анестезиологического кардиомонитора пациента на примере КОРОС-300.

1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

Среди разнообразия инструментальных методов исследования и диагностики сердечно-сосудистой системы ведущее место принадлежит методу электрокардиографии, представляющим собой регистрацию потенциалов биоэлектрической активности сердечной мышцы с поверхности тела человека.

Методы электрокардиографии используются для исследования нарушений сердечного ритма, проводимости сердца, ишемической болезни, а также для оценки состояния организма человека в целом на основе метода анализа variability сердечного ритма.

К одной из разновидностей аппаратуры регистрации и анализа ЭКГ сигнала относятся кардиомониторы, предназначенные для длительного и непрерывного мониторинга ЭКГ сигнала и его параметров в клинических условиях. Аппаратура для следящего контроля за параметрами ритма сердца выполняется в виде отдельных приборов или в виде модулей мониторинговых систем контроля состояния больных. В кардиомониторах оценка параметров сердечного ритма ведется по результатам регистрации ЭКГ сигнала (в большинстве случаев) или периферической артериальной пульсации крови (намного реже).

Диагностика ритма включает классификацию фоновых аритмий, нарушений проводимости и катастрофических аритмий. Одновременно с диагнозом аритмии индицируется частота сердечных сокращений, частота поджелудочковых и желудочковых экстрасистол и отображается ЭКГ, что дает достаточно полное представление о сердечном ритме и позволяет использовать такие кардиомониторы для слежения за состоянием больных в кардиологических палатах, в кабинетах функциональной диагностики, для контроля реабилитации и в профилактических осмотрах. Современные кардиомониторы обеспе-

чивают световую и звуковую тревожную сигнализацию при выходе значений измеряемых параметров за установленные границы.

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

1.1. Классификация кардиомониторов

В зависимости от решаемых задач непрерывная регистрация и анализ ЭКГ сигнала проводится длительностью от 10 минут до нескольких суток. По сфере применения и в зависимости от назначения кардиомониторы можно разделить на следующие группы:

- 1) хирургические: применяются во время операций на сердцах и сосудах, в послеоперационных палатах; измеряют ряд дополнительных параметров, таких как кровяное давление, температуру тела, минутный объем сердца и газовый состав выдыхаемого воздуха. Такие кардиомониторы также часто называют мониторами пациента.
- 2) кардиологические: применяются в палатах интенсивного наблюдения за кардиологическими больными в острый период заболевания; их основное назначение – сигнализация о нарушении сердечного ритма и проводимости сердца.
- 3) акушерские: устанавливаются в родильных домах, предродовых палатах и отделениях интенсивного ухода за новорожденными. Такие кардиомониторы измеряют частоту сердечных сокращений и частоту дыхания, сигнализируют о нарушениях ритма сердца и остановках дыхания.
- 4) тестирующие: предназначены для функциональной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы здоровых и больных людей; позволяют автоматизировать процесс регистрации и анализа ЭКГ сигнала под нагрузкой по нескольким отведениям и определить газовый

состав выдыхаемого воздуха. Также используются на этапах реабилитации и проверки эффективности назначаемой медикаментозной терапии.

5) экстренной помощи (используются в каретах скорой помощи): предназначены для контроля состояния сердечной деятельности и восстановления утраченного или нарушенного сердечного ритма на дому и в каретах скорой помощи. Особенностью таких кардиомониторов является наличие дефибриллятора, возможность работы как от внутренних аккумуляторов так и от сети, а также от аккумулятора в автомобиле скорой помощи.

Иногда в отдельный класс выделяют кардиомониторы для суточного мониторинга – Холтеровские мониторы ЭКГ сигнала. Холтеровские мониторы состоят из двух блоков: носимый регистратор и блок стационарного анализа. Регистратор записывает ЭКГ сигнал в течение длительного времени (как правило 24 или 48 часов). В современных приборах запись ведется на энергонезависимую память, регистрация проводится по двум и более модифицированным грудным отведениям. Существуют варианты фрагментарных мониторов, реализующих возможность регистрации биосигнала по требованию пациента и/или в зависимости от его текущего состояния.

По окончании информация с носимого регистратора передается в стационарный блок, представляющий собой как правило персональный компьютер со специализированным программным обеспечением, обеспечивающим автоматизированную обработку и анализ зарегистрированных ЭКГ сигналов и формирование заключения.

При технической реализации кардиомониторов их разработчики стараются придать им свойства универсальности, когда в одном мониторе обеспечиваются не только возможности различных типов кардиомониторов, но и возможности исследования других функций организма человека.

Типовым примером универсального кардиомонитора, ориентированного на применение в операционных и отделениях реанимации может служить серия отечественных мониторов типа “Диамант”. Отличительной чертой этой серии кардиомониторов является возмож-

ность одновременного определения, монтирования и индикации по выбору более 20 показателей состояния организма человека в режиме реального времени. Среди этих показателей не только традиционные показатели: частота сердечных сокращений (определяется по ЭКГ сигналу), частота пульса (определяется по сигналу плетизмограммы), частота дыхания, уровень сатурации кислорода в крови, но и такие как: ударный объем крови, минутный объем кровообращения, сердечный выброс, ударный индекс, общее периферическое сопротивление, статический объем крови, объем плазмы, эритроцитарный объём и пр.

Данные кардиомониторы обеспечивают возможность отображения на дисплее до 6 кривых: две электрокардиограммы, кардиоинтервалограмму, интегральную реограмму, пневмограмму, плетизмограмму и линейный тренд большинства мониторируемых диагностических показателей.

Несмотря на функциональное разнообразие современных кардиомониторов их основной и приоритетной задачей тем не менее является автоматизированный анализ ритма сердца и нарушения в проводящей системе.

Основной трудностью при автоматизированной диагностике является различные интерпретации записей одного и тоже ЭКГ сигнала, наличие помех различной природы возникновения и интенсивности, что приводит к трудности в дифференциации нормальных и патологических записей ЭКГ сигнала. Для повышения надежности автоматизированного анализа ЭКГ сигнала необходимо разработка методики оценки диагностических показателей, которая является оптимальной по затратам и клинической эффективности.

С учетом сказанного наиболее часто в качестве информационных параметров выбирают текущее значение длительности R-R интервала ЭКГ сигнала, определяемого как временной промежуток между двумя последовательными R-зубцами биосигнала, усреднённое значение длительностей R-R интервалов, а также параметры формы QRS комплекса, такие как длительность и амплитуду. Такое описание устраняет избыточность, повышает надёжность обнаружения угрожа-

ющих состоянию событий (главным образом аритмий), упрощает алгоритмы и снижает требования к аппаратной части кардиомониторов.

В зависимости от степени сокращения избыточности описания ЭКГ сигнала можно выделить следующие типы кардиомониторов:

1) кардиомониторы, использующие для диагностики только классы, разделенные по величине средней частоты сердечных сокращений. Такие кардиомониторы отличаются простотой реализации и надежностью, но подходят только для простой диагностики аритмий.

2) кардиомониторы, использующие для анализа последовательность длительностей R-R интервалов. Алгоритмы обнаружения аритмий основываются на определении отклонения величины длительности текущего R-R интервала от усреднённого значения предшествующих R-R интервалов за определенный промежуток времени. Такие кардиомониторы позволяют обеспечивать обнаружение относительно стойких и продолжительных аритмий, а также обнаружение аритмий типа случайных событий (экстрасистолы, эпизоды желудочковой бигеминии и тригеминии).

3) кардиомониторы, в которых используется как последовательность длительностей R-R интервалов, так и анализ формы QRS-комплекса. В этом случае автоматизированная диагностика по качеству обнаружения приближается к врачебной.

1.2. Основные медицинские и эксплуатационные требования к кардиомониторам

1) Для каждого конкретного типа кардиомониторов необходим оптимальный набор признаков, избыточность диагностических признаков усложняет аппаратно-программную реализацию монитора, а в некоторых случаях может привести к ошибкам диагностики.

2) Кардиомониторы должны с высокой степенью надежности обнаруживать особо опасные аритмии, что осложняется случайной природой их возникновения.

3) Сигнализация тревоги в мониторах должна быть дифференцируемой по степени опасности.

- 4) Уровень помех ЭКГ сигнала, регистрируемого аналоговыми трактами кардиомониторов, должен контролироваться и по превышении уровня помех допустимого значения индицироваться. Сильнозашумленные участки ЭКГ сигнала должны исключаться из анализа, к уровню помех также может относиться случай малой амплитуды ЭКГ сигнала.
- 5) В кардиомониторах должен присутствовать детектор нарушений в системе наблюдений (например, отсоединение электродов от тела пациента).
- 6) Должен быть обеспечен интерфейс для передачи или записи данных, фрагментов зарегистрированных биосигналов в ПЭВМ.
- 7) В кардиомониторах должна применяться автоматическая начальная установка ряда параметров, позволяющих начать работу с прибором сразу после его включения (усиление ЭКГ сигнала, пороги тревоги и пр.).
- 8) Кардиомонитор должны иметь устройство документирования текущей и накопленной информации о сердечном ритме с возможностью получения твердых копий.
- 9) В кардиомониторах должно быть предусмотрено наличие устройств, обеспечивающих самоконтроль и самотестирование в момент включения и в процессе его работы.
- 10) Для уменьшения времени ремонта должны применяться автоматические методы поиска неисправностей с помощью программно-аппаратных средств кардиомонитора.
- 11) Кардиомонитор должен иметь обязательную защиту от повреждения импульсами дефибриллятора.

1.3. Технические параметры кардиомониторов

Единого национального или международного стандарта показателей качества кардиомониторов в настоящее время не существует. Промышленно выпускаемые модели различных производителей имеют разную номенклатуру параметров, диапазонов их изменения и погрешностей. Данные параметры устанавливаются разработчиком исходя из конкретных медико-технических требований и некоторых

стандартов на родственные приборы (например, электрокардиографы и электрокардиоскопы).

Для оценки качества кардиомониторов и сравнению их между собой можно использовать следующую классификацию параметров. В данной классификации параметры кардиомониторов разделены на 7 групп.

1) Параметры, определяющие качество входных цепей. К ним относят, в частности, входной импеданс, постоянный ток в цепи пациента через любой электрод кабеля отведений.

2) Параметры, характеризующие аналоговый тракт усиления ЭКГ сигнала: уровень внутренних шумов, приведенных ко входу; коэффициент ослабления синфазных сигналов; допустимое постоянное напряжение на входе; диапазон входных напряжений регистрируемого биосигнала; чувствительность каналов регистрации биосигналов; время длительности переходных процессов.

3) Параметры, характеризующие частотно-временной тракт усиления и отображения ЭКГ сигнала: полоса пропускания усилителей, полоса пропускания при отображении сигнала, неравномерность АЧХ усилителя, погрешности измерения интервалов времени.

4) Параметры преобразования ЭКГ сигнала в цифровую форму: частота дискретизации, разрядность квантования, приведенная погрешность цифрового кода.

5) Параметры, характеризующие устройство отображения сигнала: ширина изображения, разрешающая способность (растр изображения), скорость движения изображения ЭКГ сигнала.

6) Параметры, характеризующие возможности анализа ритма сердца: диапазон уверенно обнаружения QRS-комплекса ЭКГ сигнала, диапазон измерения частоты сердечных сокращений, время анализа катастрофических аритмий, погрешность измерения частоты сердечных сокращений, время анализа угрожающих аритмий.

7) Параметры, характеризующие общие технические характеристики кардиомониторов, такие как: номинальное напряжение питания, тип питания, потребляемая мощность, масса прибора, масса прибора в упаковке, габаритные размеры прибора, длина кабеля отведений.

1.4. Методы обработки ЭКГ сигнала в кардиомониторах

Регистрация ЭКГ сигнала с помощью поверхностно расположенных на теле человека электродов сопровождается наличием помех и шумов различной интенсивности и природы возникновения.

Основными видами искажающих воздействий физического происхождения являются помехи электрической природы, обусловленные воздействием электрических сетей питания и импульсных высокочастотных помех, шумы усилительного тракта регистрации биосигнала, шумы квантования аналого-цифрового преобразования, низкочастотный дрейф электродных потенциалов.

К искажениям физиологического происхождения, как правило, относятся помехи, обусловленные дыханием и произвольными движениями пациента (так называемые артефакты движения), а также спонтанную миографическую активность периферических мышц во время регистрации ЭКГ сигналов.

Наличие помех и шумов может привести к значительным искажениям ЭКГ сигнала, и как следствие, к нежелательному увеличению погрешности измерения диагностических показателей состояния организма человека. В связи с этим особую важность приобретает разработка методов помехоустойчивой обработки ЭКГ сигналов, реализуемых аппаратно-программными средствами современных кардиомониторов.

Обобщённый алгоритм обработки ЭКГ сигнала в большинстве кардиомониторов состоит из следующей последовательности операций:

- 1) дискретизация и квантование ЭКГ сигнала;
- 2) подавление помех и предварительная обработка ЭКГ сигнала;
- 3) обнаружение QRS-комплексов ЭКГ сигнала;
- 4) анализ формы QRS-комплексов;
- 5) анализ аритмий и формирование диагностического заключения.

Под предварительной обработкой ЭКГ сигнала понимается защита от помех, оценка уровня зашумлённости сигнала, а также такое преобразование сигнала, которое не позволяет напрямую получить диагностическую информацию, но облегчает анализ сигнала на после-

дующих стадиях обработки биосигнала. Типичными процедурами предварительной обработки сигнала являются цифровая фильтрация и сжатие ЭКГ сигнала с целью исключения избыточности описания.

Обнаружение QRS-комплексов является ключевым этапом для дальнейшей обработки ЭКГ сигнала. На данном этапе решаются задачи собственно обнаружения QRS-комплексов, определения его характерных точек, измерение амплитудно-временных характеристик, а также формирование некой опорной точки комплекса, относительно которой измеряют длительности R-R интервалов ЭКГ сигнал (в большинстве случаев это R-зубец комплекса).

Основная задача решаемая на этапе анализа формы QRS-комплексов это отнесение комплекса к одному из двух классов: нормы или патологии. На последнем этапе используются процедуры распознавания нарушений ритмов сердца и формирование возможного диагностического заключения. Данная процедура решает две задачи:

- 1) распознавание угрожающих аритмий (асистолия, фибрилляция желудочков);
- 2) распознавание остальных нарушений, которые важны для текущей оценки деятельности сердца.

Распознавание аритмий осуществляется с помощью набора логических правил, описывающих те или иные нарушения сердца, для большей надёжности классификации угрожающих аритмий могут использоваться спектральные, корреляционные методы. Во многих алгоритмах обработки ЭКГ сигнала кроме анализа ритма сердца выполняется также контроль за основными характеристиками ST-сегмента: смещение сегмента относительно изолинии, ширина сегмента и его амплитуда. Наличие смещение ST-сегмента ЭКГ сигнала является диагностическим признаком наличия ишемий миокарда.

Основная особенность анализа параметров ST-сегмента является возможное наличие искажений изолинии ЭКГ сигнала, так называемого дрейфа изолинии – квазипериодического низкочастотного искажения стохастической природы, обусловленного дыханием обследуемого, флуктуациями потенциалов поляризации электродов и смещением электродов из-за движения обследуемого человека. Для

устранения дрейфа изолинии в задачах анализа параметров ST-сегмента нельзя использовать фильтры верхних частот, так как это приводит к потере важной диагностической информации, из-за вносимых процедурой фильтрации фазовых и амплитудных искажений.

Коррекция дрейфа изолинии заключается в нахождении опорных точек, находящихся на изолинии, и построение на их основе аппроксимирующего полинома (порядок полинома не выше 3, также зачастую используется сплайновая аппроксимация), с последующим вычитанием полученного полинома из исходного ЭКГ сигнала.

1.4.1. Дискретизация и квантование ЭКГ сигнала

Очевидно, что чем выше частота дискретизации сигнала и разрядность АЦП, тем лучше и качественнее осуществляется цифровое представление регистрируемого аналогового ЭКГ сигнала. Однако, с другой стороны увеличение частоты дискретизации и разрядности АЦП приводит к значительному повышению требований к характеристикам вычислительных устройств кардиомониторов: объём памяти, быстродействие. Выбор конкретных значений осуществляется из конечной задачи обработки ЭКГ сигнала, характеристик используемых методов и алгоритмов, на основе компромисса между достигаемым качеством оцифровки биосигнала и затратами вычислительных ресурсов.

Анализ ЭКГ сигнала в основном строится на информации о характере, форме QRS-комплексов и их расположении на оси времени. Как известно, QRS-комплексы ЭКГ сигнала являются самыми высокочастотными элементами сигнала, основная доля энергии расположена в диапазоне не превышающем 50 Гц. Исходя из этого для точного представления ЭКГ сигнала в дискретном виде частота дискретизации должна быть на уровне 500 Гц. Для решения задач непрерывного мониторинга ритма сердца в портативных системах данное значение может оказаться избыточным, так как не требуется точного измерения численных характеристик кардиоинтервалов, поэтому для решения такого рода задач частоту дискретизации выбирают на уровне 250 Гц. С другой стороны в функциональной диагностике для систем кардио-

мониторинга на основе ЭКГ высокого разрешения рекомендуется выбирать значение частоты дискретизации не менее 1000 Гц, что позволяет достичь требуемой в таких системах высокой точности определения временного положения опорных точек QRS-комплексов и измерения временных характеристик ЭКГ сигнала.

Выбор минимальной разрядности АЦП определяется в основном двумя факторами:

- 1) необходимостью относительно точного измерения амплитудных параметров, если ставится задача анализа ST-сегмента;
- 2) необходимостью обеспечения запаса по динамическому диапазону АЦП для предотвращения потерь информации при выходе ЭКГ сигнала за пределы этого диапазона, вследствие воздействия помех.

Обычно, если предполагается анализ ST-сегмента, то разрядность АЦП должна быть не ниже 10 бит, как правило 12 бит и выше, если предусмотрено только мониторное наблюдение за параметрам сердечного ритма, то разрядность АЦП может 8 – 10 бит.

Использование современных сигма-дельта АЦП, имеющих разрядность 16 – 24 бита, очень низкую погрешность преобразования и высокую помехоустойчивость, позволяет решить проблему входного диапазона и относительно высокой постоянной составляющей неинформативной части ЭКГ сигнала. Использование сигма-дельта АЦП позволяет отказаться от фильтров верхних частот при построении аналоговых трактов регистрации ЭКГ сигналов, уменьшить число используемых усилителей, отказаться от использования автоматической регулировки усиления, аналоговых фильтров нижних частот, что приводит к значительному упрощению аппаратной реализации кардиомониторов, уменьшению их энергопотребления и массо-габаритных характеристик.

1.4.2. Предварительная обработка и фильтрация ЭКГ сигнала

Предварительная обработка как правило включает в себя цифровую фильтрацию и сжатие ЭКГ сигнала. В кардиомониторах можно выделить 3 основных этапа фильтрации, которые повышают эффективность остальных алгоритмов обработки ЭКГ сигнала:

- 1) фильтрация сетевой помехи (50 или 60 Гц в зависимости от национальных стандартов);
- 2) фильтрация нижних частот;
- 3) фильтрация верхних частот.

В свою очередь фильтры для подавления сетевых помех можно разделить на 3 основных типа:

- 1) режекторные фильтры или гребенчатые фильтры;
- 2) низкочастотные или полосовые фильтры с нулем на частоте помехи;
- 3) адаптивные режекторные фильтры.

Режекторные фильтры имеют выраженный провал в АЧХ на частоте помехи, основным препятствием их применения при оперативной обработке ЭКГ сигнала является их относительная сложность реализации.

Второй тип фильтров для подавления сетевой помехи позволяет решать несколько задач обработки ЭКГ сигнала помимо фильтрации сетевой помехи, к их достоинствам также можно отнести относительную простоту реализации.

Адаптивные режекторные фильтры отличаются от обычных тем, что в процессе работы могут подстраивать свою АЧХ и ФЧХ и тем самым полностью компенсировать сетевую помеху.

В качестве фильтров верхних и нижних частот могут использоваться как рекурсивные, так и нерекурсивные фильтры. К преимуществам рекурсивной реализации можно отнести простоту реализации, к недостаткам – нелинейную фазовую характеристику, приводящую к искажениям биосигнала, сложность обеспечения устойчивости фильтров при реализации на микроконтроллерах низкой разрядности (8/16 бит) из-за накопления ошибок.

Преимущества и недостатки рекурсивной реализации прямо противоположны рекурсивным фильтрам; особенно сложны в своей реализации нерекурсивные фильтры верхних частот. Нерекурсивные фильтры верхних частот можно также использовать для оценки степени зашумленности ЭКГ сигнала: если на выходе фильтра сигнал пре-

вышает установленное пороговое значение, то данный фрагмент сигнала нельзя использовать для дальнейшего анализа.

Наиболее часто в кардиомониторах используются рекурсивные фильтры Бесселя или Баттерворта, реализованные как в виде аналоговых фильтров по топологии Саллена-Ки или Рауха, так и в цифровом программном варианте с использованием вычислительных возможностей встроенных микроконтроллеров. К преимуществам цифрового программного варианта реализации по сравнению с аналоговым можно отнести возможность реализации фильтров более высоких порядков, высокая точность, гибкость настройки и стабильность функционирования.

1.4.3. Детектирование QRS-комплексов ЭКГ сигнала

В общем случае в независимости от реализации алгоритм детектирования включает в себя 3 этапа:

- 1) линейная фильтрация;
- 2) нелинейное преобразование;
- 3) сравнение с порогом, уровень которого может быть как постоянным, так и меняющимся во времени.

Алгоритм обнаружения QRS-комплексов ЭКГ сигнала решает 2 задачи: собственно обнаружение комплекса и определения его характерных точек с возможностью измерения их амплитудно-временных характеристик.

Методы обнаружения QRS-комплексов ЭКГ сигнала можно разделить на следующие основные группы:

- 1) простейшие пороговые методы;
- 2) структурные методы;
- 3) методы сравнения с образцом или корреляционные методы;
- 4) методы на основе цифровой фильтрации.

Простейшие пороговые методы основываются на применении простых логических правил по отношению к исходному ЭКГ сигналу или к его первой производной. Факт обнаружения QRS-комплекса фиксируется при превышении сигналом порогового уровня. К достоинствам такого подхода можно отнести простоту реализации, к недо-

статкам – низкую помехоустойчивость и высокую чувствительность к изменению морфологии QRS-комплексов ЭКГ сигнала.

Структурные методы (структурно-лингвистические методы) основаны на предварительной сегментации ЭКГ сигнала в ходе которой входной сигнал представляется в виде простейших элементов (полиномы второй или третьей степени, горизонтальные или вертикальные отрезки прямых). Сегментированный сигнал далее подвергается грамматическому разбору в основу которого положены эвристические представления о структуре ЭКГ сигнала, когда ЭКГ сигнал заменяется символьной строкой, составленной из некоторого представительного алфавита (одинаковые отрезки ЭКГ сигнала обозначаются одинаковыми буквами алфавита, т.е. определённые одинаковые слова в цепочке будут соответствовать появлению QRS-комплексов ЭКГ сигнала).

Структурные методы отличаются наглядностью, удобством для программирования, универсальностью, а также возможностью снижения избыточности, описывающей ЭКГ сигнал. К недостаткам данных методов можно отнести потерю части информации о сигнале при его сегментации, невозможность учета всех встречающихся вариантов структуры желудочковых комплексов; подверженность скачкообразному изменению результатов анализа при незначительных отклонениях в форме сигнала.

Суть корреляционных методов обработки ЭКГ сигнала заключается в вычислении взаимно-корреляционной функции между фрагментом обрабатываемого сигнала и неким эталонным образцом данного сигнала, свободного от проявления искажающих помех и шумов. Корреляционные фильтры (согласованные фильтры) используются для обнаружения скрытых в шумах сигналов с известными характеристиками. Выходной сигнал согласованного фильтра достигает своего максимума в момент появления сигнала, являющегося копией эталонного образца сигнала.

К преимуществам корреляционных методов можно отнести высокое качество обнаружения при значительном уровне присутствующих помех; возможность одновременно с обнаружением классифици-

ровать QRS-комплексы; возможность адаптации к форме QRS-комплексов каждого отдельного пациента. К недостаткам данных методов можно отнести высокие требования к вычислительным возможностям аппаратной части кардиомониторов.

Методы обработки на основе цифровой фильтрации являются по сути упрощенным вариантом корреляционной обработки. Детектирование QRS-комплексов можно реализовать различными способами комбинирования основных этапов: полосовая частотная фильтрация, детектирование сигнала, нелинейное преобразование сигнала (возведение в квадрат, взятие модуля) и использование пороговых методов с постоянным или адаптивным значением порога. Некоторые из перечисленных этапов могут выполняться как аппаратно в аналоговом варианте, так и программным способом. Оптимальное распределение операций между аппаратным и программным способом реализации определяется сферой применения кардиомонитора, требуемой точностью и гибкостью используемых методов и алгоритмов.

1.5. Структурное построение кардиомониторов

Структурное построение типового варианта кардиомонитора приведено на рисунке 1. На рисунке показано: 1 – электроды, 2 – нейтральный электрод, 3 – дифференциальный усилитель, 4 – драйвер нейтрального электрода, 5 – усилитель напряжения, 6 – модулятор, 7 – оптронная развязка, 8 – демодулятор, 9 – регулируемый усилитель, 10 – аналого-цифровой преобразователь, 11 – дисплей, 12 – контроллер дисплея, 13 – клавиатура, 14 – порт ввода-вывода, 15 – цифро-аналоговый преобразователь, 16 – центральный процессор, 17 – таймер, 18 – ОЗУ, 19 – ПЗУ, 20 – источник питания.

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

С выхода дифференциального усилителя 3 сигнал поступает на усилитель переменного напряжения 5, где производится усиление ЭКГ до уровня, необходимого для нормальной работы модулятора 6. Модулятор преобразует ЭКГ в импульсный сигнал, который через оптронную развязку 7 поступает на демодулятор 8, где происходит детектирование ЭКГ сигнала.

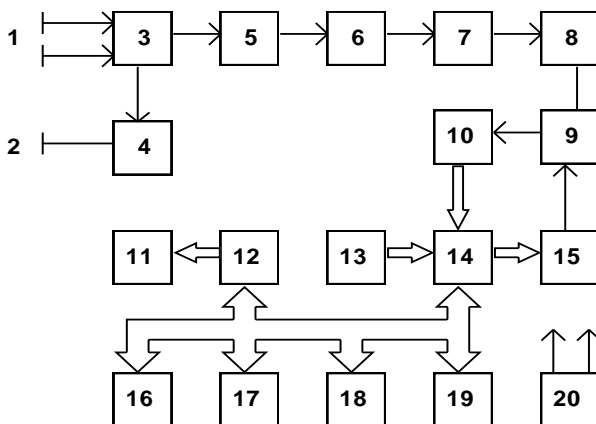


Рисунок 1 – Типовая структурная схема современного кардиомонитора

Оптронная развязка обеспечивает требуемую электробезопасность прибора, а также повышает помехоустойчивость. С выхода демодулятора ЭКС поступает на регулируемый усилитель 9, обеспечивающий необходимый динамический диапазон. Далее ЭКГ сигнал поступает на аналого-цифровой преобразователь 10, где преобразуется в двоичный код. После преобразования в цифровую форму ЭКГ вводится в микропроцессорное устройство через порт ввода-вывода 14. Микропроцессорное устройство содержит центральный процессор 16, работающий под управлением программы, размещенной в ПЗУ 19, а также ОЗУ 18 и ряд периферийных устройств.

Порт ввода-вывода 14 служит также для установки коэффициента усиления регулируемого усилителя, ввода данных с клавиатуры, для подключения принтера. Таймер 17 формирует необходимые временные интервалы для тактирования АЦП, а также для формирования звуковых сигналов. Контроллер дисплея 12 управляет работой графического жидкокристаллического дисплея 11. Источник питания 20

обеспечивает все напряжения, необходимые для питания узлов прибора.

Для обеспечения высокой надежности и точности работы в современных кардиомониторах используются методы цифровой обработки ЭКГ, включающие фильтрацию сигнала от случайных помех и шумов, алгоритмы коррекции дрейфа изоэлектрической линии биосигнала, методы автоматизированного обнаружения характеристических точек.

Для регистрации ЭКГ сигнала наиболее часто используются слабополяризующиеся электрокардиографические электроды с твердым электролитом типа ЭСК-03, характеризующиеся большой стабильностью потенциалов и малым переходным сопротивлением, при этом электродные параметры не изменяются в течение длительного времени.

Рассмотренный пример описывает структурное построение кардиомонитора, выполняющего только одну функцию – регистрация ЭКГ сигнала в нескольких отведениях и контроль за параметрами сердечного ритма. Как было сказано ранее большинство современных кардиомониторов обладают универсальностью и способны мониторировать два и более биомедицинских сигналов. К такому примеру можно отнести отечественную разработку анестезиологический монитор пациента “КОРОС-300” («Новые приборы», г. Самара).

Монитор пациента “КОРОС-300” предназначен для непрерывного измерения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом (SaO_2) и частоты сердечных сокращений (ЧСС), регистрации электрокардиограммы (ЭКГ) в одном из стандартных отведений и фотоплетизмограммы периферического пульса (ФПП), а также для анализа ритма сердца методом вариационной пульсометрии, позволяющим позволяющих в реальном масштабе времени оценивать активность симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы.

Монитор пациента имеет 4 режима отображения информации:

- 1) Режим ЭКГ – отображение электрокардиограммы;
- 2) Режим пульсоксиметрии – отображение фотоплетизмограммы;

3) Режим трендов – отображение трендов SaO_2 , ЧСС, показателей активности симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы за 20 мин., 1 час или 4 часа;

4) Режим анализа сердечного ритма – отображение гистограммы распределения длительностей R-R интервалов, статистических показателей распределения, диагностических показателей.

Одновременно на экране может присутствовать два любых режима. В любом из режимов на дисплее индицируются значения SaO_2 , ЧСС, установленные значения порогов срабатывания сигнализации, текущее время, а также предупреждения о неподключенных датчиках, отсутствии пульсовой волны и др. Дополнительно прибор позволяет осуществлять вывод регистрируемой информации на внешний принтер.

Анализ сердечного ритма включает определение длительностей R-R интервалов (кардиоинтервалов) ЭКГ сигнала, построение гистограммы распределения кардиоинтервалов методом скользящей выборки, вычисление статистических параметров распределения (мода, амплитуда моды, вариационный размах), вычисление диагностических показателей индекса активности симпатического (СИМ) и парасимпатического (ПАР) отделов вегетативной нервной системы, индекса напряжения по методике Р.М.Баевского (ИБ).

Прибор используется для оперативного контроля состояния пациента во время проведения хирургических операций, в послеоперационном периоде, при проведении интенсивной терапии. Структурная схема прибора приведена на рисунке 2. Прибор состоит из трех взаимосвязанных блоков: аналоговый тракт регистрации ЭКГ сигнала, аналоговый тракт регистрации ФПГ сигнала и цифровая часть управления.

Излучатель 1 первичного преобразователя 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 первичного преобразователя. Полученный фототок усиливается предварительным усилителем 3 и регулируемым

усилителем 5, коэффициент усиления которого устанавливается микропроцессорным устройством через порт ввода-вывода 11.

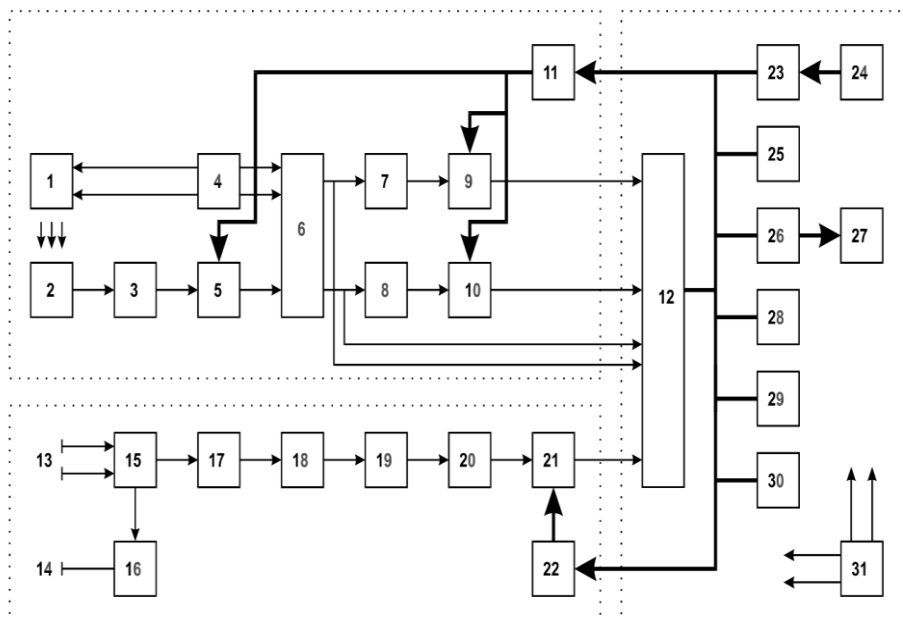


Рисунок 2 – Структурная схема анестезиологического монитора пациента КОРОС-300

1. Излучатель	17. Усилитель напряжения
2. Фотоприемник	18. Модулятор
3. Предварительный усилитель	19. Оптронная развязка
4. Устройство синхронизации	20. Демодулятор
5. Регулируемый усилитель	21. Регулируемый усилитель
6. Синхронный демодулятор	22. Порт ввода-вывода
7, 8. Фильтры верхних частот	23. Порт ввода с клавиатуры
9, 10 Регулируемый усилитель	24. Клавиатура
11. Порт ввода-вывода	25. Центральный процессор
12. АЦП	26. Контроллер дисплея
13. Электроды	27. Графический дисплей
14. Нейтральный электрод	28. ОЗУ
15. Дифференциальный усилитель	29. ПЗУ
16. Драйвер нейтрального электрода	30. Часы реального времени
	31. Источник питания

Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор 6, где происходит определение амплитуды импульсов раздельно красного и инфракрасного каналов. Полученные напряжения, пропорциональные коэффициенту пропускания биологических тканей на соответствующих длинах волн, поступают на аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 12, 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 12.

Канал ЭКГ работает следующим образом. ЭКГ сигнал с электродов 13 поступает на дифференциальный усилитель 15, обеспечивающий усиление разностного сигнала и подавление синфазной составляющей помехи. Синфазная составляющая помехи подается на драйвер нейтрального электрода 16, и далее в противофазе на нейтральный электрод 14. Это позволяет существенно снизить помеху от сети переменного тока. С выхода дифференциального усилителя 15 сигнал поступает на усилитель переменного напряжения 17, где производится усиление ЭКС до уровня, необходимого для нормальной работы модулятора 18. Модулятор преобразует ЭКС в импульсный сигнал, который через оптронную развязку 19 поступает на демодулятор 20, где происходит восстановление ЭКС. Оптонная развязка обеспечивает требуемую электробезопасность, а также повышает помехоустойчивость прибора. С выхода демодулятора ЭКС поступает на регулируемый усилитель 21, обеспечивающий необходимый динамический диапазон. Коэффициент усиления этого усилителя устанавливается микропроцессорным устройством через порт ввода-вывода 22.

Далее ЭКС подается на АЦП 12. Данные с АЦП поступают в микропроцессорное устройство, содержащее центральный процессор 25, работающий под управлением программы, размещенной в ПЗУ 29, а также ОЗУ 28 и ряд периферийных устройств. Контроллер дисплея 26 управляет работой графического жидкокристаллического дисплея 27. Порт ввода 23 служит для подключения клавиатуры 24. Источник питания 31 обеспечивает все напряжения, необходимые для питания узлов прибора.

Для повышения помехоустойчивости, точности и надежности работы прибора используется цифровая обработка ЭКС и сигнала с канала SaO₂. Цифровой фильтр низких частот устраняет сетевую помеху. Для обнаружения QRS-комплекса используется корреляционный метод, обеспечивающий высокую точность и надежность обнаружения даже в условиях сильных помех. Специальные алгоритмы использованы для устранения дрейфа изолинии (для канала ЭКГ) и влияния артефактов движения (для канала SaO₂). Основные технические характеристики монитора КОРОС-300 приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Основные технические характеристик монитора пациента КОРОС-300

Диапазон входных напряжений канала регистрации ЭКГ, мВ	0,03...5
Входной импеданс канала ЭКГ, МОм, не менее	15
Коэффициент ослабления синфазных сигналов канала ЭКГ, не менее	28'000
Напряжение внутренних шумов канала ЭКГ, мкВ, не более	20
Неравномерность АЧХ канала ЭКГ в диапазоне 0,5 – 60 Гц, %	85...105
Диапазон измерения ЧСС, 1/мин	30...250
Пределы допускаемой значения абсолютной погрешности измерения ЧСС, 1/мин в диапазоне 30...99 1/мин в диапазоне 100...250 1/мин	±2 ±3
Минимальная амплитуда R-зубца, необходимая для определения ЧСС, мВ, не более	0,2
Диапазон измерения степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SaO ₂), %	50...100
Пределы допускаемой погрешности измерения SaO ₂ , % в диапазоне 80...100 % в диапазоне 50...79 %	±2 ±4
Масса прибора, не более, кг	2,5
Потребляемая мощность, Вт, не более	12

2. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Ознакомиться с руководством по эксплуатации монитора пациента «КОРОС-300».

2. Включить прибор, подсоединить электроды и датчик фотоплетизмограммы. Произвести регистрацию биосигналов в состоянии покоя, записать значения диагностических показателей в состоянии покоя.
3. Зарисовать эпюры регистрируемых биосигналов.
4. Изучить реакции диагностических показателей на следующие функциональные пробы:
 - а) глубокий вдох, выдох, максимальная задержка дыхания;
 - б) физическая нагрузка (10 приседаний);
- 5 Записать изменения показателей, определенные на фоне проведения проб по сравнению с состоянием покоя.

3. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Эпюры зарегистрированных фрагментов биосигналов в состоянии покоя.
3. Таблица изменения диагностических показателей в ответ на проведение функциональных проб.
4. Структурная схема прибора «КОРОС-300», основные технические данные.
5. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

4. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Основные понятия о кардиомониторах, классификация кардиомониторов.
2. Технические параметры и характеристики кардиомониторов.
3. Методы фильтрации ЭКГ сигнала в кардиомониторах.
4. Методы обнаружения QRS-комплексов ЭКГ сигнала в кардиомониторах.
5. Структурное построение кардиомониторов, типовые блоки и узлы.

5. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

1. Ознакомиться с методами корреляционной обработки биомедицинских сигналов на примере обработки ЭКГ сигнала. Обосновать пре-

имущества использования корреляционного фильтра в условиях присутствия помех и шумов высокой интенсивности.

2. Ознакомится с топологией проектирования аналоговых фильтров высокого порядка типа Саллена-Ки. Разработать полосовой фильтр второго порядка для обработки ЭКГ сигнала. Обосновать выбор полосы пропускания фильтра.

3. Ознакомится с топологией проектирования аналоговых фильтров высокого порядка типа Рауха. Разработать полосовой фильтр второго порядка для обработки ЭКГ сигнала. Обосновать выбор полосы пропускания фильтра.

4. Изучить особенность разработки цифровых фильтров типа Баттерворт в задачах фильтрации ЭКГ сигнала. Произвести расчет коэффициентов полосового фильтра 4-го порядка. Обосновать выбор полосы пропускания фильтра.

5. Изучить особенность разработки цифровых фильтров типа Бесселя в задачах фильтрации ЭКГ сигнала. Произвести расчет коэффициентов полосового фильтра 4-го порядка. Обосновать выбор полосы пропускания фильтра.

6. Разработать подробную структурную схему кардиомонитора, включающего канал регистрации ЭКГ сигнала, канал мониторинга внешнего дыхания и фотоплетизмографический канал. Обосновать принцип действия и целесообразность используемых решений.

7. Разработать принципиальную схему входного каскада усилителя ЭКГ сигнала, содержащего инструментальный усилитель и драйвер нейтрального электрода, произвести расчёт номиналов элементов, обосновать выбор элементной базы.

8. Разработать канал регистрации ЭКГ сигнала с использованием сигма-дельта АЦП, сравнить полученный вариант с предложенной реализацией в мониторе пациента КОРОС-300, сделать выводы.

9. Предложить варианты упрощения аналогового тракта регистрации ЭКГ сигнала, используемого в мониторе пациента КОРОС-300, без снижения качества регистрации и обработки биосигнала.

10. Предложить варианты упрощения аналогового тракта регистрации фотоплетизмографического сигнала, используемого в мониторе паци-

ента КОРОС-300, без снижения качества регистрации и обработки биосигнала.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
2. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.
3. Сергиенко, А.Б. Цифровая обработка сигналов: Учебное пособие для ВУЗов. [Текст] / А.Б. Сергиенко. – М.: Питер, 2003. – 603 с.
4. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ / Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
5. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
6. Корневский, Н.А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителев. – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 688 с.
7. Корневский, Н.А. Узлы и элементы биотехнических систем [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителев. – Старый Оскол: ТНТ, 2013. – 448 с.

Учебное издание

СИСТЕМЫ КАРДИОМОНИТОРИНГА

Методические указания

Составители: Федотов Александр Александрович

Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева
443086 Самара, Московское шоссе, 34