



МИНОБРНАУКИ РОССИИ

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

БИОЛОГИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

**Электронные методические указания
к интерактивной практической работе “Методики детектирования
характерных точек биомедицинских сигналов”**

**САМАРА
2013**

УДК 57.087

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

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

Биологические системы и технологии [Электронный ресурс]: электрон. метод. указания к интерактив. практ. работе / Минобрнауки России, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т); сост. А. А. Федотов, С. А. Акулов – Электрон. текстовые и граф. дан. (288 Кбайт). – Самара, 2013. – 1 эл. опт. диск (CD-ROM).

В электронных методических указаниях изложены основные сведения о методиках обработки биомедицинских сигналов, посвященных детектированию характеристических точек ЭКГ сигнала и сигнала артериальной пульсации крови. Методические указания содержат порядок выполнения работы и требования к отчету.

Электронные методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлению 201000.68 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих интерактивные практические работы по курсу «Биологические системы и технологии» в 9 семестре.

Разработано на кафедре лазерных и биотехнических систем.

СОДЕРЖАНИЕ

<u>1 Теоретические основы работы.....</u>	4
<u>1.1 Основные сведения о методах обнаружения характерных точек биомедицинских сигналов.....</u>	4
<u>1.2 Обнаружитель R-зубцов ЭКГ сигнала.....</u>	10
<u>1.3 Обнаружение опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.....</u>	13
<u>2 Порядок выполнения работы.....</u>	16
<u>3 Содержание работы.....</u>	16
<u>4 Контрольные вопросы.....</u>	17
<u>Библиографический список.....</u>	17

Цель работы: изучение основных методов детектированию характеристических точек биомедицинских сигналов в среде вычислений MATLAB.

СОДЕРЖАНИЕ

1 ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

1.1 Основные сведения о методах обнаружения характерных точек биомедицинских сигналов

Биомедицинские сигналы содержат информацию о физиологических событиях. Фрагмент сигнала, связанный с каким-либо изучаемым событием, часто называют эпохой. Анализ биосигналов для мониторингового наблюдения или диагностики требует идентификации эпох и исследование соответствующих событий. После идентификации физиологических событий осуществляется сегментация и анализ соответствующего фрагмента сигнала с использованием таких характеристик, как амплитуда, форма сигнала (морфологические признаки), длительность, интервалы между идентичными событиями, распределение энергии, спектральный состав и т.д. Таким образом, обнаружение событий является одним из наиболее важных этапов в анализе биомедицинских сигналов.

В методических указаниях будут рассмотрены методы обнаружения событий, связанных с сократительной работой сердечной мышцы, на основе анализа биосигналов, содержащих информацию о параметрах сердечного ритма. К такому роду биосигналов в клинической практике относятся сигнал биоэлектрической активности сердца (ЭКГ сигнал) и сигнал периферических артериальных пульсаций крови.

Для определения диагностического показателя на основе математического анализа параметров сердечного ритма необходимо сформировать временную последовательность длительностей кардиоинтервалов (КИ), определяемых как временные интервалы между двумя последовательными характеристическими точками биосигналов сердечного ритма, характеризующих наступление физиологического события, связанного с сокращением сердечной мышцы в момент систолы. Для ЭКГ сигнала такой характеристической точкой является R-зубец, определяющий наивысшую степень биоэлектрической активности миокарда во время фазы деполяризации желудочков. Для сигнала периферической артериальной пульсации крови

опорной точкой, характеризующей наступление момента сокращения сердечной мышцы, является систолический максимум – точка, соответствующая уровню максимального артериального давления (систолическое давление).

Зачастую выбор опорной точки продиктован необходимостью обеспечения наилучшего детектирования фрагмента биосигнала, в связи с этим характеристическая точка может не соответствовать моменту наступления физиологического события. Например, в качестве опорной точки биосигналов часто выбирают точку максимума первой производной биосигнала.

Как правило, схема обнаружения характеристических точек биомедицинских сигналов формирует выходной импульсный сигнал, положение максимума или фронта которого соответствует положению опорной точки во времени. Процессу обнаружения опорных точек часто предшествует их выделение на фоне помех и шумов. В качестве опорных точек биосигналов выбираются наиболее различимые на фоне помех и шумов. Основным требованием, предъявляемым к средствам обнаружения опорных точек, является возможность эффективной работы в условиях помех высокой интенсивности и изменчивости формы биомедицинских сигналов.

В общем случае схема обнаружения опорной точки биомедицинских сигналов включает в себя последовательно соединенные блок предварительной обработки и пороговый детектор.

Первичная обработка биосигналов представляет собой различные этапы цифровой фильтрации для устранения шумов и помех, а также набор амплитудно-временных преобразований исходного биосигнала в форму наиболее пригодную для последующего анализа пороговым устройством.

На стадии предварительной обработки биосигналов наиболее часто используются:

- методы частотной фильтрации;
- фильтрация во временной области,
- методы, основанные на первой производной и нелинейных преобразованиях.

Реже применяются методы, основанные на корреляционной обработке, применении вейвлет-преобразований и использовании нейронных сетей.

Применение полосовой частотной фильтрации на этапе предварительной обработки биомедицинских сигналов позволяет уменьшить влияние

различного рода помех, как физического, так и биологического происхождения.

Основными видами помех физического происхождения являются помехи электрической природы, обусловленные воздействием электрических сетей питания, шумами аналоговых элементов измерительного преобразователя биомедицинских сигналов, шумами квантования аналого-цифрового преобразования биосигналов. К артефактам физиологического 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. Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала. Двигательные артефакты носят случайный характер и приводят к наибольшим искажениям биосигнала. Обработка сигнала артериальной пульсации крови на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются с основной полосой частот сигнала артериальной пульсации крови.

В основе принципа линейной частотной фильтрации лежит различие в спектральных характеристиках биосигналов и различного вида помех.

Наличие низкочастотных помех, обусловленных дыханием человека во время регистрации биосигналов, обуславливает необходимость предварительной фильтрации биосигналов цифровыми фильтрами верхних частот (ФВЧ). Дыхательные тренды, присутствующие в большинстве биомедицинских сигналов, искажают изолинию и форму сигнала, что может приводить к неточностям в определении временного положения опорной точки. В силу того, что максимальная частота дыхания человека не может превышать 0,5 Гц, то одним из способов борьбы с дыхательными помехами является применение цифровой фильтрации с помощью фильтров верхних частот с частотой среза не более 0,5 – 0,7 Гц.

Применение фильтров нижней частоты (ФНЧ) позволяет уменьшить или полностью исключить влияние помех от электрической сети, с основ-

ной частотой 50 Гц. Для относительно высокочастотных биосигналов (ЭКГ, ЭМГ сигналы) применения ФНЧ с частотой среза менее 50 Гц может привести к значительному искажению за счет избыточного сглаживанию биосигнала, поэтому в таком случае наиболее целесообразным является режекторная фильтрация, при которой частота среза фильтра точно настраивается на частоту присутствующей в биосигнале помехи электрического происхождения.

Ряд схем обнаружения опорных точек биосигналов содержат в себе этапы дифференцирования сигнала. Известно, что дифференцирование сигналов приводит к усилению содержащихся в них высокочастотных шумов и помех, которые могут быть обусловлены шумами квантования, а также помехами от электрической сети питания. Таким образом, на предварительной стадии обработки сигналов необходимо подавление такого рода помех с помощью цифровых фильтров нижних частот (ФНЧ). Последовательно соединенные ФВЧ и ФНЧ образуют полосовой фильтр, частоты среза которого зависят от частотных характеристик исследуемых биосигналов. Применение методов частотной полосовой на начальном этапе предварительной обработки биосигналов обеспечивает снижение погрешностей детектирования опорных точек.

В качестве цифровых фильтров для предварительной обработки биосигналов наиболее целесообразно использовать фильтр Баттерворта, к преимуществам которого можно отнести максимально плоскую частотную характеристику в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности, что позволяет разработать фильтр высокого порядка, что в свою очередь обеспечивает достаточную крутизну спектральной характеристики.

Для реализации фильтрации во временной области часто используют фильтр скользящего среднего:

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x(n-j)$$

где: $x(n)$ – входной сигнал, N – ширина скользящего окна, $y(n)$ – выходной сигнал.

Применение фильтра скользящего среднего приводит к сглаживанию исходного сигнала, и обычно, используется для устранения ошибок кванто-

вания и для устранения высокочастотных шумов в сигнале. Свойства такого рода фильтров полностью определяются шириной окна N .

Фильтр скользящего среднего также находит применение для преобразования рассматриваемого биосигнала в более простой сигнал, максимально подходящий для детектирования пороговым устройством. Фильтр скользящего среднего успешно используется для преобразования сигнала артериальной пульсации крови в квазигармонический сигнал, максимумы которого соответствуют временному положению систолического пика с задержкой равной ширине окна N . Исследования эффективности использования фильтрации скользящего среднего в задачах обнаружения характеристических точек сигнала артериальной пульсации крови показали, что максимальная эффективность преобразования сигнала достигается при ширине окна равной $\frac{1}{4}$ части от частоты дискретизации биосигнала.

Применение оператора первой производной к биосигналам позволяет выделить “среднюю” точку переднего фронта сигнала. Как правило, методы, основанные на первой производной, сочетаются с комбинацией различных нелинейных преобразований, после применения оператора первой производной, результат возводится в квадрат, что позволяет улучшить соотношение сигнал/шум и упростить последующий поиск максимумов пороговым устройством в обработанном сигнале.

Пороговые устройства выделяют из обработанного сигнала опорные точки исходного биосигнала. Наибольшее распространение получили адаптивные пороговые детекторы, у которых абсолютное значение порога зависит от амплитуды входного сигнала, благодаря чему происходит адаптация к нестационарному характеру биосигналов. В частности, значение порога адаптивно определяется как доля от среднего значения амплитуд двух предыдущих обнаруженных пиков.

Существуют методы детектирования опорной точки с помощью скользящего окна фиксированной длительности, в течение которого происходит обнаружение опорной точки с помощью пороговой схемы, при этом значение порога обычно устанавливается как доля от максимального значения сигнала в данном окне. Длительность скользящего окна выбирается таким образом, чтобы в течение этого времени в сигнале присутствовала, как минимум одна эпоха физиологического события, например, для биосигналов сердечного ритма ширина окна определяется минимально возможной

частотой пульса и обычно составляет 1500–2000 мс. В качестве порога также используются квантильные оценки на основе непараметрических описательных статистик.

Существуют также дополнительные алгоритмы пороговых устройств обнаружения опорных точек биосигналов, использующие априорную информацию о временных характеристиках исследуемых физиологических процессов. Например, при обработке биосигналов сердечного ритма можно использовать информацию об априорно известных частотных характеристиках сердечного ритма, в частности, наличие рефрактерного периода сократимости сердечной мышцы. После успешного обнаружения опорной точки биосигнала сердечного ритма, устанавливается период релаксации, в течение которого детектирование следующей опорной точки не осуществляется. Длительность периода релаксации определяется максимально возможной частотой пульса человека и составляет, как правило, 250–300 мс.

С целью повышения эффективности обнаружения опорных точек биосигналов могут применяться специальные методы коррекции, позволяющие исключать ложно обнаруженные опорные точки. Наиболее простой реализацией такого метода коррекции является исключение опорных точек, имеющих аномальные амплитудно-временные характеристики. Например, пропуск очередной опорной точки биосигналов сердечного ритма приводит к появлению аномального значения длительности текущего сердечного цикла, которое необходимо будет исключить из дальнейшего анализа.

Одним из вариантов построения порогового устройства обнаружения опорной точки биосигналов является одновременная регистрация и совместная обработка двух или более биосигналов, что позволяет увеличить достоверность результатов детектирования физиологических событий. Например, в диагностических системах анализа сердечного ритма синхронная регистрация ЭКГ сигнала и сигнала артериальной пульсации, с последующим определением временного положения опорной точки сигнала артериальной пульсации относительно положения соответствующего R-зубца ЭКГ сигнала. Данный метод основан на использовании априорной информации о существовании доверительного временного интервала относительно положения соответствующего R-зубца ЭКГ сигнала, в пределах которого находится опорная точка сигнала артериальной пульсации. На основе имеющихся физиологических данных, а также эмпирических исследований взаимного рас-

положения различных опорных точек сигнала артериальной пульсации и R-зубца ЭКГ сигнала можно предложить доверительный интервал, относительно временного положения R-зубца ЭКГ сигнала, в котором с вероятностью близкой к 1 будет находиться опорная точка сигнала артериальной пульсации. Преимуществом данного способа построения схемы обнаружения является высокая точность и эффективность детектирования при малой вероятности ложного обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

1.2 Обнаружитель R-зубцов ЭКГ сигнала

В настоящее время было проведено достаточно большое количество исследований, посвященных построению эффективных схем обнаружения R-зубцов сигнала биоэлектрической активности сердца. С целью обеспечения эффективного обнаружения R-зубца было разработано множество различных алгоритмов, основанных на применении первой и второй производной, методов цифровой фильтрации, применении вейвлет-преобразований, согласованных фильтров и нейронных сетей. Одним из наиболее эффективных методов обнаружения R-зубцов по критерию минимизации погрешности определения временного положения R-зубца является метод Пана-Томпкинса.

В данных методических указаниях предлагается рассмотреть обнаружитель R-зубцов ЭКГ сигнала, на основе модифицированного метода Пана-Томпкинса, включающий в себя стадии полосовой фильтрации, предварительной обработки и последующего сглаживания сигнала биоэлектрической активности сердца с помощью фильтра скользящего среднего.

На рисунке 1 изображена структурная схема обнаружителя R-зубцов сигнала биоэлектрической активности сердца (1 – блок полосовой фильтрации, 2 – блок предварительной обработки, 3 – фильтр скользящего среднего, 4 – блок формирования скользящего окна, 5 – блок формирования порогового уровня, 6 – пороговое устройство, 7 – детектор максимума).

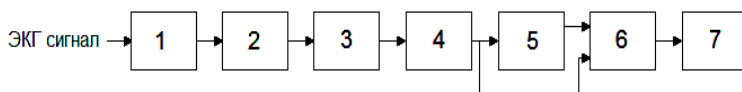


Рисунок 1 – Структурная схема обнаружителя R-зубцов ЭКГ сигнала

Полосовая фильтрация сигнала биоэлектрической активности сердца позволяет улучшить соотношение сигнал/шум и повысить достоверность обнаружения R-зубца. Оптимальной полосой пропускания для полосового фильтра при цифровой обработке сигнала биоэлектрической активности сердца в системах мониторинга диагностики состояния сердечно-сосудистой системы на основе определения параметров сердечного ритма является полоса 2 – 20 Гц. В качестве полосового фильтра наиболее целесообразно использовать фильтр Баттерворта высокого порядка (8-12), к преимуществам фильтров данного типа относится плоская частотная характеристика в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности, а к недостаткам – нелинейная фазовая характеристика и невысокая крутизна частотной характеристики. Первый недостаток компенсируется на стадии разработки фильтра: сигнал после прохождения фильтра пропускается через него повторно, но в обратном по времени направлении. Второй недостаток нивелируется выбором порядка фильтра, как правило, фильтры Баттерворта 8-12 порядка обладают достаточной крутизной частотной характеристики, что позволяет эффективно подавлять сигнал помехи и не искажать характеристики полезного сигнала.

Сигнал после применения процедур предварительной обработки определяется следующим образом:

$$g(k) = \sum_{i=1}^N [x(k-i+1) - x(k-i)]^2 (N-i+1)$$

где: $x(k)$ – сигнала биоэлектрической активности сердца после прохождения полосового фильтра, N – ширина окна, $g(k)$ – сигнал на выходе блока 2.

На стадии предварительной обработки происходит подавление низкочастотных компонентов сигнала биоэлектрической активности сердца, обеспечивается достаточный коэффициент усиления для высокочастотных компонент, появляющихся из-за крутых склонов QRS комплекса. Операция возведения в квадрат делает результат положительным и дополнительно усиливает большие разности, возникающие из-за QRS комплекса, а меньшие разности, обусловленные низкочастотными компонентами сигнала биоэлектрической активности сердца, подавляются.

Дальнейшее сглаживание сигнала выполняется с использованием фильтра скользящего среднего по M точкам:

$$Y(k) = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} g(k-j)$$

Выбор ширины окон N и M определяется частотой дискретизации и влияет на величину задержки выходного сигнала относительно исходного сигнала биоэлектрической активности сердца. При выборе слишком большой ширины окна выходные сигналы, связанные с QRS комплексом и низкочастотными компонентами сигнала биоэлектрической активности сердца будут сливаться, в то время как слишком маленькая ширина окна приведет к появлению нескольких максимумов для единственного QRS комплекса, что ухудшит эффективность детектирования R-зубца пороговым устройством.

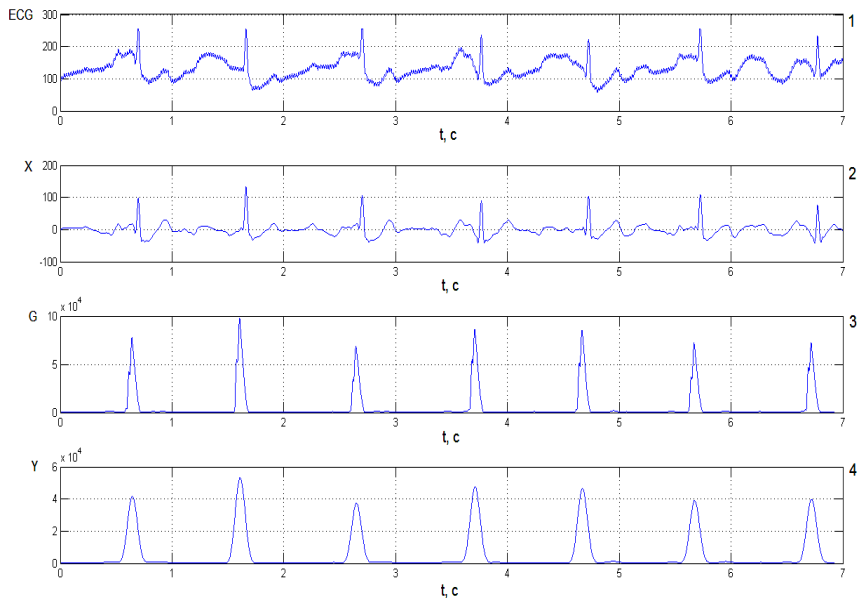


Рисунок 2 – Зависимости изменения сигнала от времени на различных этапах работы обнаружителя R-зубца (1 – исходный ЭКГ сигнал; 2 – сигнал после прохождения полосового фильтра; 3 – сигнал после процедур предварительной обработки; 4 – сигнал после сглаживания фильтром скользящего среднего)

На последующих этапах происходит определение временного положения максимумов сигнала Y . Для этого формируется скользящее окно длительностью 2 секунды, для каждого окна пороговым устройством определя-

ется величина порога (Lev), как $1/5$ часть от максимального значения сигнала в окне, на выход порогового устройства проходят только те отсчеты сигнала, для которых соблюдается условие: $Y(k) > Lev$

На рисунке 2 приведены зависимости изменения сигнала сигнала биоэлектрической активности сердца от времени на различных этапах работы обнаружителя R-зубца.

Максимум сигнала Y фиксируется детектором при одновременном выполнении следующих условий:

$$Y(k) > Y(k+1) \ \& \ Y(k) > Y(k-1)$$

В случае выполнения указанных условий номер отсчета k определяет временное положение R зубца с учетом внесенной временной задержки. Подобным образом, происходит определение временного положения всех R зубцов анализируемого сигнала биоэлектрической активности сердца и формируется массив временного положения R зубцов.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

1.3 Обнаружение опорной точки сигнала артериальной пульсации крови

Задача построения эффективной схемы обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови является в настоящее время актуальной проблемой.

Для обеспечения эффективного детектирования опорной точки сигнала артериальной пульсации крови предлагается рассмотреть следующий амплитудно-временной обнаружитель. На стадии предварительной обработки сигнала артериальной пульсации крови применяется операции дифференцирования и нелинейного преобразования сигнала. В данном амплитудно-временном обнаружителе в качестве опорной точки предложено использовать максимум первой производной сигнала артериальной пульсации крови. Обнаружение максимума первой производной сигнала происходит на основе трехточечной схемы детектирования на интервале поиска, формируемого временным положением соответствующего R-зубца сигнала биоэлектрической активности сердца. Границы интервала поиска определяются на основе априорных физиологических данных о взаимоположении соответствующих биосигналов, что обеспечивает высокую эффективность детектирования. В том случае, если одновременная регистрация ЭКГ сигнала

ла невозможна или при обработке сигнала артериальной пульсации отсутствует информация о временном положении соответствующих R-зубцов ЭКГ сигнала, то в качестве схемы порогового детектирования можно использовать схему аналогичную рассмотренной ранее для детектирования R-зубцов ЭКГ сигнала.

На рисунке 3 приведена структурная схема предлагаемого амплитудно-временного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови (1 – блок полосовой фильтрации, 2 - блок дифференцирования сигнала, 3 – блок возведения сигнала в третью степень, 4 – блок выделения положительных отсчетов, 5 – блок формирования интервала поиска опорной точки, 6 – детектор максимума сигнала, 7 – блок измерения длительностей межпульсовых интервалов, 8 – детектор R-зубцов ЭКГ сигнала).

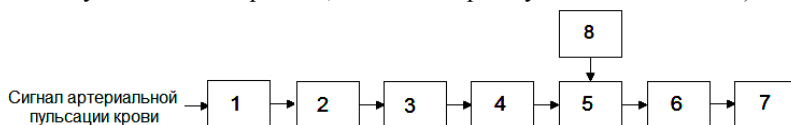


Рисунок 3 – Структурная схема амплитудно-временного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови

На первом этапе к исходному сигналу артериальной пульсации крови применяется оператор дифференцирования:

$$P(n) = \frac{1}{\Delta_0} [Ppg(n-1) - Ppg(n)]$$

где: n – номер отсчета сигнала, Δ_0 – интервал дискретизации сигнала, $Ppg(n)$ – исходный сигнал артериальной пульсации крови,

Далее полученный после дифференцирования сигнал возводится в третью степень, затем из сигнала удаляются отсчеты с отрицательным значением амплитуды.

На рисунке 4 приведены зависимости изменения сигнала артериальной пульсации крови от времени на различных этапах работы обнаружителя опорной точки: 1 – сигнал артериальной пульсации крови после полосовой фильтрации, 2 – сигнал после дифференцирования, 3 – сигнал после возведения в третью степень, 4 – сигнал после выделения положительных отсчетов.

Выходной сигнал после прохождения всех этапов предварительной обработки попадает на вход схемы детектирования опорной точки, состоя-

щей из блока формирования интервала поиска опорной точки сигнала артериальной пульсации крови, детектора максимума.

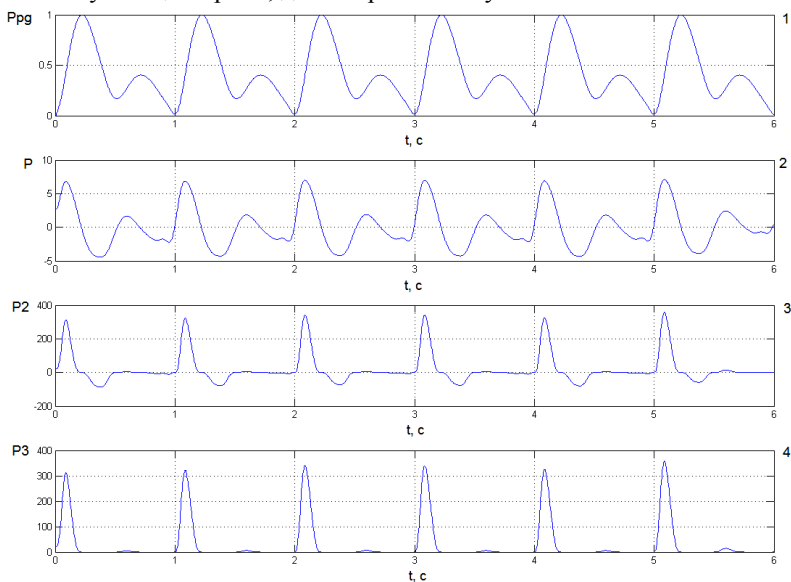


Рисунок 4 – Зависимости изменения сигналов от времени на различных этапах работы обнаружителя опорной точки

Опорная точка сигнала артериальной пульсации крови детектируется на фиксированном временном интервале от положения соответствующего R-зубца: $(t_r+100 \text{ мс} \div t_r+450 \text{ мс})$, где t_r – временное положение R-зубца. Длительность интервала поиска опорной точки сигнала артериальной пульсации крови определяется на основе априорной физиологической информации о взаимоположении R-зубца ЭКГ сигнала и опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

Детектор максимума производит определение временного положения максимума первой производной сигнала артериальной пульсации крови на временном интервале поиска при соблюдении следующих условий:

$$P_3(n) > P_3(n+1) \ \& \ P_3(n) > P_3(n-1)$$

При соблюдении указанных условий номер отсчета n определяет временное положение максимума производной сигнала артериальной пульсации крови, принимаемого за опорную точку сигнала.

Длительность межпульсового интервала определяется как разность между временным положением двух последовательных опорных точек сигнала артериальной пульсации крови.

$$PP(j) = \Delta_\delta \cdot [\max(j+1) - \max(j)],$$

где: $PP(j)$ – длительность j -го межпульсового интервала, Δ_δ – интервал дискретизации сигнала, \max – номер отсчета, являющегося максимумом первой производной сигнала артериальной пульсации крови.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

2 ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Загрузите файл `ecgX.txt`, где X – номер Вашего варианта. Частота дискретизации ЭКГ сигнала составляет 500 Гц. Используйте различные методы предварительной обработки ЭКГ сигнала для формирования вторичного сигнала подходящего для порогового обнаружения R-зубцов ЭКГ сигнала.
2. Используя различные методы порогового обнаружения, обеспечьте детектирование всех R-зубцов в составе рассматриваемого ЭКГ сигнала.
3. Загрузите файл `ppgX.txt`, где X – номер Вашего варианта. Частота дискретизации сигнала артериальной пульсации крови составляет 500 Гц. Разработайте эффективную схему обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

3 СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Листинги написанных программ (М-файлов) в среде MATLAB для каждого пункта задания.
3. Сводная таблица результатов, содержащая полученные в результате проведенных исследований зависимости изменения фрагментов биосигналов от времени на различных этапах реализации методики детектирования характеристических точек.
4. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

4 КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Обнаружение физиологических событий в биомедицинских сигналах.
2. Общее структурное построение схем обнаружения опорных точек биосигналов.
3. Методы предварительной обработки биосигналов с целью обнаружения опорных точек сигнала.
4. Методы построения пороговых обнаружителей опорных точек биомедицинских сигналов.
5. Основные принципы построения обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.
6. Основные принципы построения обнаружителей опорной точки ЭКГ сигнала.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.
2. Patent US 2005/000479 A1, USA, A61B 5/02. Location features in a photoplethysmograph signal [Текст] / N.W. Townsend, R.B. Germuska; 6.01.2005. – 19 p.
3. Friesen, G.M. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms [Текст] / G.M. Friesen et al // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1990. – Vol. 37 (1). – p. 85-98.
4. Pan, J. A real time QRS detection algorithm [Текст] / J. Pan, W.J. Tompkins // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1985. – V.32 – p.230-236.
5. Theis, F.J. Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications [Текст] / F.J. Theis, A. Meyer-Base – The MIT Press, 2010 – 423 p.
6. Алексеев, Е.Р. MATLAB 7 [Текст] / Алексеев Е.Р., Чеснокова О.В. – М.: NT Press, 2006. – 464 с.

Существенным недостатком сплайновой интерполяции является невозможность получения аналитической формы аппроксимирующей функции.

[СОДЕРЖАНИЕ](#)

2 ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Загрузите входной массив значений длительностей КИ, сформированный в результате обработки 5-минутной записи ЭКГ сигнала. Значения отсчетов приведены в мс и содержатся в текстовом файле RRx.txt, где x – номер Вашего варианта. Рассчитайте любые три статистических показателя ВСР.
2. Постройте гистограммы для сформированной последовательности длительностей КИ при различных значениях шага группирования (8 мс, 20 мс, 100 мс). Для полученных гистограмм определите геометрические показатели ВСР.
3. Постройте амплитудный спектр временной последовательности длительностей КИ, постройте график зависимости спектральной плотности мощности временной последовательности длительностей КИ от частоты. Постройте периодограмму временной последовательности длительностей КИ с помощью метода Уэлча.
4. Сделайте выводы о полученных результатах.

3 СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Листинги написанных программ (М-файлов) в среде MATLAB для каждого задания.
3. Результаты расчета показателей сердечного ритма, полученные гистограммы и зависимости изменения спектральной плотности мощности последовательности длительностей кардиоинтервалов от частоты.
4. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

4 КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Основные определения и понятия о вариабельности сердечного ритма.
2. Статистические показатели ВСР.
3. Гистограммные оценки показателей ВСР.
4. Спектральный анализ сердечного ритма.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use [Текст] // *Circulation*. – 1996. – Vol. 93 (5) – p. 1043-1065.
2. Баевский, Р.М. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения [Текст] / Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов – М.: Медицина, 2000. – 295с.
3. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.
4. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
5. Timo H. Prediction of Sudden Cardiac Death by Fractal Analysis of Heart Rate Variability in Elderly Subjects // *Journal of the American College of Cardiology*. – 2001. – Vol. 37 (5) – P. 1395–1402.
6. Timo H. Fractal Analysis and Time- and Frequency-Domain Measures of Heart Rate Variability as Predictors of Mortality in Patients With Heart Failure // *American Journal of Cardiology*. – 2001. – Vol. 87. – P. 178–182.
7. Peng C. K. Mosaic organization of DNA nucleotides // *Physiology Review E*. – 1994. – Vol. 49. – P. 1685–1689.
8. Алексеев, Е.Р. MATLAB 7 [Текст] / Алексеев Е.Р., Чеснокова О.В. – М.: NT Press, 2006. – 464 с.