

5. Давыдов Ю.А., Ларичев А.Б. Вакуумтерапия ран и раневой процесс. – М., 1999.
6. Белых С.И., Воленко А.В., Давыдов А.Б. Полимерная композиция для покрытия операционных и раневых поверхностей / Патент РФ № 2 202 352.
7. Белых С.И., Полоус Ю.М., Сардак В.Г. Применение антимикробных полимерных пленок в легочной хирургии // Грудная хирургия. 1986. № 5. С. 48-50.
8. Воленко А.Б. Белых С.И., Фирсовы Е.В. и др. Полимерная биосовместимая композиция для местной антибиотикотерапии // Медицинская техника. 1994. № 4. С. 37-40.
9. Сидельковская Ф.П. Химия винилпирролидона. – М.: Наука, 1972. С. 2-148.
10. Клочихин А.Л., Чистяков А.Л., Белых С.И. и др. Использование отечественной полимерной композиции с содержанием йода для ведения послеоперационных ран в хирургии опухолей головы и шеи / Материалы IV Российского научного форума «Хирургия 2002». – М., 2002. С. 107-108.
11. Марков Г.И., Клочихин А.Л., Чистяков А.Л., Чернов Н.В. Использование специальной полимерной композиции для ведения послеоперационных ран опухолей головы и шеи // Вестник оториноларингологии. 2002. № 6. 2002. С. 349-350.

*Анатолий Борисович Давыдов,
д-р техн. наук, зав. лабораторией,
Сергей Иванович Белых,
д-р фармацевт. наук, профессор,
зав. сектором,
Вениамин Владимирович Кравец,
ст. научный сотрудник,
ООО «Интолмед В»,
г. Москва,
e-mail: inpolymedAO@yandex.ru*

А.А. Федотов

АМПЛИТУДНО-ВРЕМЕННОЙ МЕТОД ДЕТЕКТИРОВАНИЯ ХАРАКТЕРНЫХ ТОЧЕК СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Аннотация

Рассмотрены различные методы обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови. Предложен амплитудно-временной пороговый обнаружитель опорной точки сигнала артериальной пульсации крови, основанный на применении оператора первой производной и набора нелинейных преобразований сигнала артериальной пульсации крови. Исследована эффективность различных схем обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови в условиях действия помех различной природы и интенсивности. Установлено, что предложенный амплитудно-временной обнаружитель позволяет получить наименьшую погрешность определения временного положения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

Регистрация и обработка сигнала артериальной пульсации крови находят широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле [1], [2]. В настоящее время вопросы минимизации погрешностей, обусловленных ошибками обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови, остаются недостаточно исследованными. Основным требованием, которое предъявляется к средствам обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови, является возможность эффективной работы в условиях помех высокой интенсивности и сильной изменчивости формы сигнала. В качестве опорных точек сигнала артериальной пульсации выбираются наиболее различимые на фоне помех и шумов систолический максимум сигнала, минимум сигнала артериальной пульсации, максимум сигнала первой производной [1], [3].

Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью плетизмографических или сфигмографических датчиков сопровождается наличием помех физической и физиологической природы: Помехи электрической природы возникают в усилительном тракте систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых главным образом электрической сетью питания [2], [4]. Помехи физиологического происхождения можно разделить на две группы: артефакты, обусловленные движениями пациента, и помехи, создаваемые дыханием пациента. Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала. Двигательные артефакты носят случайный характер и приводят к наибольшему искажением 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.

Схема обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови формирует выходной импульсный сигнал, положение фронта которого соответствует положению опорной точки во времени. Процессу обнаружения опорных точек часто предшествует их выделение на фоне помех и шумов. В общем случае обнаружитель опорной точки сигнала артериальной пульсации включает в себя последовательно соединенные блок предварительной обработки и пороговый детектор. Первичная обработка биосигнала артериальной пульсации крови включает в себя 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 артериальной пульсации крови наиболее часто используются: методы частотной фильтрации [5], [6]; фильтрация во временной области [7], [8]; методы, основанные на первой производной и нелинейных преобразованиях [3]. Реже применяются методы, основанные на корреляционной обработке, применении вейвлет-преобразований и использовании нейронных сетей [8].

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 сигнала артериальной пульсации. 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. Также применяются дополнительные алгоритмы пороговых устройств схем обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации, использующие априорную информацию о частотных характеристиках сердечного ритма, например, наличие рефрактерного периода сократимости сердечной мышцы.

Одним из возможных путей исследования методов и средств обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации является моделирование процессов обнаружения и присутствующих возмущающих воздействий [9]. Для исследования средств обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови будем использовать сигналы, полученные на основе математической модели гемодинамических процессов распространения пульсовых волн по артериальному руслу [10]. Кроме модельных сигналов артериальной пульсации крови, необходимо создать модели сигналов помех, при-

сутствующих при регистрации и обработке биосигналов в практических условиях. Помехи электрической природы, возникающие в результате влияния внешних электромагнитных полей, а также помехи физиологического происхождения, обусловленные дыханием пациента, могут быть описаны гармоническими функциями. Для моделирования влияния артефактов физиологического происхождения, обусловленных движением пациента, предлагается использовать гармонический сигнал с основной частотой 4 Гц, сглаженный окном Хемминга длительностью 10 с, что позволяет имитировать переходные процессы, возникающие в усилительном тракте ИП во время резких движений человека при регистрации биосигналов [9].

Обнаружение временного положения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови осуществляется с некоторой ошибкой, обусловленной искажением сигнала помехами и шумами. В качестве одного из критериев оценки эффективности схемы обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови может быть выбрана методическая погрешность определения временного положения опорной точки от истинного значения. Для оценки погрешности определения временного положения опорной точки использовались квантильные характеристики погрешностей, при которых значение погрешности с заданной доверительной вероятностью P находится внутри интервала неопределенности $\pm \Delta_p$. Погрешность определения рассматривалась при доверительной вероятности $P = 0,9$, так как только в этом случае для широкого класса наиболее распространенных законов распределения вероятностей она имеет однозначное соотношение со среднеквадратичным отклонением вне зависимости от вида закона распределения [11]. При $P = 0,9$ абсолютная погрешность определяется как

$$\Delta_u = 1,6 \cdot \sigma_u,$$

где Δ_u – методическая погрешность измерения длительности межпульсовых интервалов; σ_u – среднеквадратичное отклонение длительности межпульсовых интервалов от истинного значения, определяемое как

$$\sigma_u = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [t'_{on}(i) - t_{on}(i)]^2}{N}},$$

где $t_{on}(i)$ – истинное значение временного положения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови; $t'_{on}(i)$ – измеренное значение временного положения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови; N – общее количество опорных точек сигнала артериальной пульсации крови.

В состав известных схем обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови входит полосовой фильтр, задачей которого является выделение полезного сигнала на фоне помех и шумов. В задачах регистрации и обработки сигналов

артериальной пульсации крови полосовой фильтр необходим для минимизации высокочастотных помех, обусловленных воздействием электрической сети питания на усилительный тракт ИП, и низкочастотных помех физиологической природы, вызванных влиянием дыхания на форму регистрируемого сигнала. Критерием эффективности применяемого полосового фильтра может служить соотношение амплитуд сигнала и помехи на выходе фильтра. В качестве цифровых фильтров для предварительной обработки сигналов артериальной пульсации крови 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 для обеспечения достаточной крутизны спектральной характеристики [12], [13].

Для определения значений нижней и верхней частот среза полосового фильтра будем использовать аддитивный сигнал, состоящий из модельного сигнала артериальной пульсации крови и сигналов помех. Рассмотрим изменение амплитуд сигнала и помехи при изменении параметров полосового фильтра. Для количественной оценки степени фильтрации сигнала или помехи будем использовать коэффициент фильтрации, определяемый как

$$k_{\phi} = \frac{A'}{A},$$

где A' – амплитуда сигнала или помехи на выходе полосового фильтра; A – амплитуда сигнала или помехи на входе полосового фильтра.

На рис. 1 и 2 приведены зависимости изменения величины коэффициента фильтрации сигнала и помехи от величины нижней и верхней частот среза полосового фильтра соответственно при различных порядках фильтра.

Полученные зависимости показывают, что увеличение нижней частоты среза полосового фильтра приводит, с одной стороны, к снижению амплитуды сигнала, а с другой стороны – к более значительному снижению амплитуды помехи, обусловленной дыханием человека при регистрации биосигналов. Чрезмерное увеличение нижней частоты среза полосового фильтра может привести к искажениям формы сигнала артериальной пульсации крови. Увеличение верхней частоты среза полосового фильтра приводит к значительному снижению амплитуды помехи электромагнитной природы, вызванной воздействием электрической сети питания на усилительный тракт блока регистрации сигнала.

Таким образом, на основе анализа полученных зависимостей в качестве величины нижней частоты среза полосового фильтра выберем значение 0,5 Гц, в качестве верхней частоты среза – 15 Гц. При данной полосе частот фильтрации наблюдается значительное ослабление присутствующих помех (не менее 40 дБ ослабления для помех от электрической

сети питания и не менее 30 дБ ослабления дыхательных помех) и незначительное ослабление сигнала артериальной пульсации крови (не более 1 дБ).

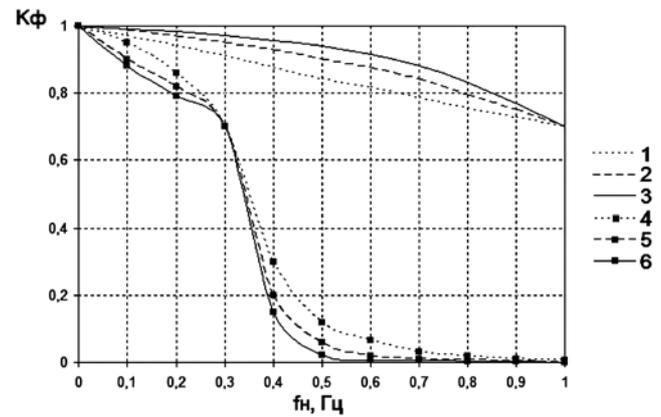


Рис. 1

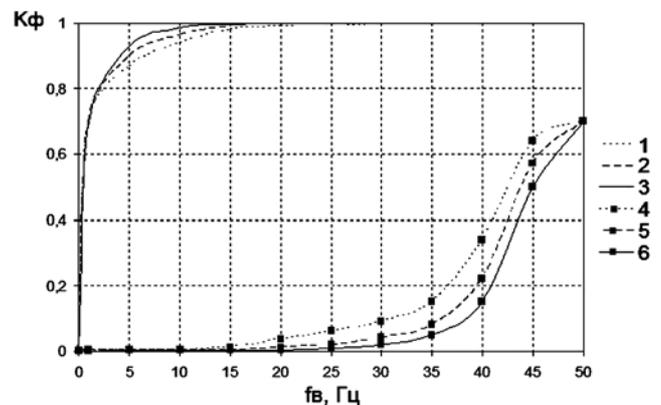


Рис. 2

Исследуем эффективность обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови для различных вариантов построения схемы обнаружения:

1) ФСС – обнаружитель на основе применения фильтра скользящего среднего [7]. На стадии предварительной обработки исходный сигнал артериальной пульсации крови проходит через 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 квантования и для устранения высокочастотных шумов в сигнале. Свойства такого рода фильтров полностью определяются шириной окна N . В [8] приведено исследование точности обнаружения систолических максимумов сигнала артериальной пульсации крови в зависимости от ширины окна N . Было показано, что максимальная эффективность достигается при ширине окна, равной $1/4$ частоты дискретиза-

ции. В [7] ширина окна определялась как $1/4$ частоты дискретизации, опорная точка сигнала артериальной пульсации крови соответствует максимуму выходного сигнала фильтра скользящего среднего, который определяется по трехточечной схеме [7]:

$$\max = x(k): x(k) > x(k+1) \& x(k) > x(k-1).$$

2) ПФ – обнаружитель на основе полосовой частотной фильтрации [5]. При этом на стадии предварительной обработки исходный биосигнал проходит через полосовой фильтр Баттерворта 8-го порядка с полосой пропускания $0,7...10$ Гц, опорная точка детектируется с помощью порогового метода как максимум выходного сигнала полосового фильтра по трехточечной схеме. Значение порога определяется как 70-й перцентиль от выборки сигнала в скользящем окне длительностью 10 с [5].

3) ПП – обнаружитель на основе применения оператора первой производной [3]. На стадии предварительной обработки к исходному сигналу артериальной пульсации крови применяется оператор первой производной, определяемой как

$$y(n) = \frac{1}{8}[2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)],$$

где $x(n)$ – исходный сигнал артериальной пульсации крови; $y(n)$ – выходной сигнал.

Далее отсчеты полученного сигнала $y(n)$ возводятся в квадрат. В качестве алгоритма поиска максимумов используется пороговый метод с адаптивным порогом, значение которого зависит от амплитуды двух предшествующих успешно обнаруженных пиков следующим образом:

$$Lev(k) = \frac{A(k+1) + A(k)}{5},$$

где $A(k)$, $A(k+1)$ – амплитуды двух соседних успешно обнаруженных пиков; $Lev(k)$ – адаптивный порог.

Если при данном значении порога в течение 2 с не было обнаружено ни одного пика, то значение порога уменьшается по экспоненциальному закону до такого значения, когда будет обнаружен хотя бы один пик на этом участке [3].

4) АВО – предлагаемый в данной работе амплитудно-временной обнаружитель опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

Для обеспечения эффективного детектирования опорной точки сигнала артериальной пульсации крови предлагается амплитудно-временная схема обнаружения. На стадии предварительной обработки сигнала артериальной пульсации крови применяется операция дифференцирования и нелинейного преобразования сигнала. В данной амплитудно-временной схеме обнаружения опорная точка сигнала артериальной пульсации крови представляет собой максимум первой производной исходного сигнала артериальной пульсации крови. В качестве схемы порогового детектирования опорной точки используется метод синхронизации сигнала артериальной пульсации крови и ЭКГ сигнала на ос-

нове использования априорной информации о положении опорной точки сигнала артериальной пульсации относительно положения соответствующего R-зубца ЭКГ-сигнала.

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 рис. 3 приведены зависимости изменения сигнала артериальной пульсации крови от времени на различных этапах обработки алгоритмом детектирования опорной точки.



Рис. 3

Выходной сигнал после прохождения всех этапов предварительной обработки попадает на вход схемы детектирования опорной точки, состоящей из блока формирования интервала поиска опорной точки сигнала артериальной пульсации крови, детектора максимума. Опорная точка сигнала артериальной пульсации крови детектируется на фиксированном временном интервале от положения соответствующего R-зубца: $(t_r + 100 \text{ мс} \dots t_r + 450 \text{ мс})$, 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 [14], [15].

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

$$P(n) > P(n+1); P(n) > P(n-1).$$

В настоящее время существует множество различных алгоритмов детектирования R-зубца ЭКГ-сигнала, основанных на применении первой и второй производных, методов цифровой фильтрации, применении вейвлет-преобразований, согласованных фильтров и нейронных сетей [16]. Одним из наиболее эффективных обнаружителей R-зубца ЭКГ-сигнала является алгоритм Пана-Томпкинса [17]; при этом большинство современных детекторов являются, по сути, модифицированными вариантами этого обнаружителя [18]. С целью обеспечения помехоустойчивого детектирования R-зубца ЭКГ-сигнала в данной работе использовался метод обнаружения R-зубца ЭКГ-сигнала на основе одной из вариаций алгоритма Пана-Томпкинса, включающий в себя стадии полосовой фильтрации, вычисления первой производной, возведения в квадрат и последующего сглаживания сигнала с помощью фильтра скользящего среднего [18].

Сравним эффективность описанных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови на модельном сигнале в условиях действия физиологических (дыхательных) помех различной интенсивности. Критерием оценки эффективности обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия дыхательных помех может являться коэффициент отношения амплитуд

$$K_a = 20 \lg \frac{A}{A_2},$$

где K_a – коэффициент отношения амплитуд, характеризующий соотношение амплитуд сигнала и дыхательной помехи, выраженный в децибелах (дБ); A_2 – нормированная амплитуда сигнала помехи $n_2(t)$; A – нормированная амплитуда модельного сигнала артериальной пульсации.

На рис. 4 приведены зависимости погрешности определения временного положения опорной точки от изменения коэффициента отношения амплитуд K_a для различных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

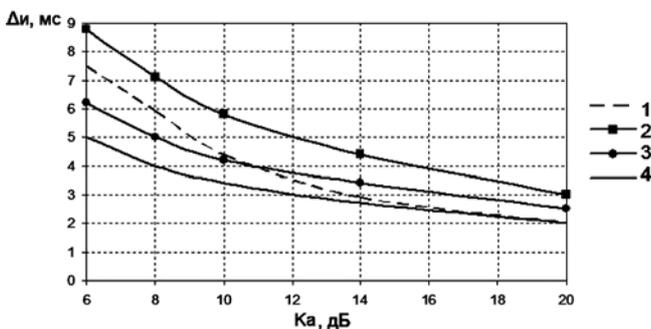


Рис. 4

Как следует из полученных зависимостей, уменьшение коэффициента отношения амплитуд приводит к повышению погрешности определения временного положения опорной точки. При этом наименьшей погрешностью в условиях действия дыха-

тельных помех различной интенсивности обладает разработанный амплитудно-временной обнаружитель на основе синхронной обработки сигналов ЭКГ и артериальной пульсации крови.

Исследуем влияние погрешности определения временного положения опорной точки описанными схемами обнаружения в случае предварительной обработки биосигнала полосовым фильтром. Полоса пропускания полосового фильтра 0,5...15 Гц; тип фильтра – фильтр Баттерворта 12-го порядка. На рис. 5 приведены зависимости погрешности определения временного положения опорной точки от изменения коэффициента отношения амплитуд K_a для различных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови при использовании полосовой фильтрации на стадии предварительной обработки сигнала. Анализ полученных зависимостей позволяет сделать вывод о том, что применение полосовой фильтрации на предварительной стадии обработки биосигнала приводит к уменьшению погрешности определения временного положения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови для всех обнаружителей. При этом наименьшая погрешность по-прежнему достигается при использовании алгоритма обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови на основе синхронной обработки сигналов ЭКГ и артериальной пульсации крови. Исследуем эффективность схем обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях одновременного присутствия двигательных артефактов и дыхательных помех в исходном биосигнале. Для моделирования сигнала помехи будем использовать аддитивный сигнал, состоящий из сигнала дыхательной помехи и сигнала двигательных артефактов.

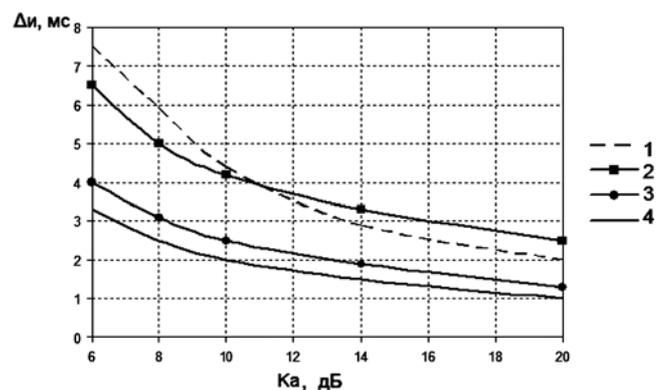


Рис. 5

На рис. 6 приведены зависимости погрешности определения временного положения опорной точки от изменения коэффициента отношения амплитуд K_a для различных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях одновременного присутствия двигательных артефактов и дыхательных помех.

Полученные зависимости показывают, что присутствие артефактов движения при регистрации

биосигналов приводит к значительному увеличению погрешности определения временного положения опорной точки. Наибольшей помехоустойчивостью к данному типу помех обладают схема обнаружения на основе применения оператора первой производной (ПП) и разработанный амплитудно-временной обнаружитель на основе синхронной обработки сигналов ЭКГ и артериальной пульсации крови.

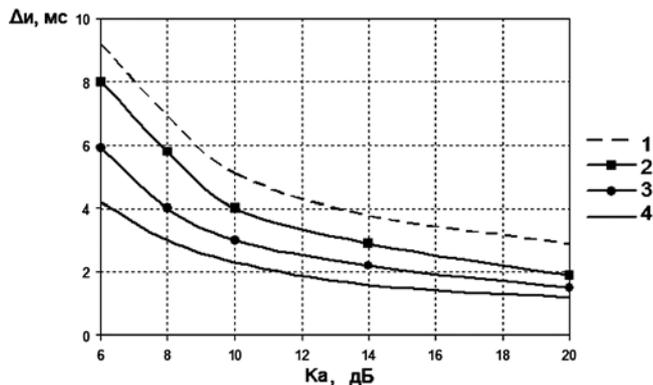


Рис. 6

Таким образом, среди рассмотренных средств обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови выделяется предложенный амплитудно-временной обнаружитель на основе синхронной обработки сигналов ЭКГ и артериальной пульсации крови, обладающий наибольшей эффективностью по сравнению с другими рассмотренными схемами обнаружения.

Список литературы:

- Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28. PP. 1-39.
- Webster J.G. Design of Pulse Oximeters. – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997. 260 p.
- Townsend N.W., Germuska R.B. Location features in a photoplethysmograph signal / Patent US 2005/000479 A1, USA, A61B 5/02. 6.01.2005. 19 p.
- Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга. Уч. пособие. – Самара: СГАУ, 1999. 160 с.
- Aboy M. et al. An automatic beat detection algorithm for pressure signals // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2005. Vol. 52 (10). PP. 1662-1670.
- Aboy M., Crespo C., McNames J., Goldstein B. Automatic detection algorithm for physiologic pressure signal components / *Proceedings of 24th International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and Biomedical Engineering Society*. 2002. Vol. 1. PP. 196-197.

- Aboy M., McNames J., Goldstein B. Automatic detection algorithm of intracranial pressure waveform components / *Proceedings of 23th International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2001. Vol. 3. PP. 2231-2234.
- Fu T.H. et al. Heart rate extraction from photoplethysmogram waveform using wavelet multi-resolution analysis // *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2008. Vol. 28 (4). PP. 229-232.
- Clifford G.D., McSharry P.E. A realistic coupled nonlinear artificial ECG, BP and respiratory signal generator for assessing noise performance of biomedical signal processing algorithms // *Proceedings of the SPIE*. 2004. Vol. 5467. PP. 290-301.
- Калакутский Л.И., Федотов А.А. Диагностика дисфункции сосудистого эндотелия методом контурного анализа пульсовой волны. – Таганрог: Известия ЮФУ. Технические науки, 2009. № 9. С. 93-98.
- Новицкий П.В., Зограф И.А. Оценка погрешностей результатов измерений. – Л.: Энергоатомиздат, 1991. 304 с.
- Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. – М.: Физматлит, 2007. 440 с.
- Theis F.J., Meyer-Base A. Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications. – The MIT Press, 2010. 423 p.
- Lee C.K. et al. A Study on Comparison PPG Variability with Heart Rate Variability in the Sitting Position During Paced Respiration / *IFMBE Proceedings*. 2009. Vol. 25 (4). PP. 1703-1705.
- Шмидт Р. Физиология человека. В 3-х томах. Т. 3. – М.: Мир, 1996. 313 с.
- Friesen G.M. et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1990. Vol. 37 (1). PP. 85-98.
- Pan J., Tompkins W.J. A real time QRS detection algorithm // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1985. Vol. 32. PP. 230-236.
- Rangaraj M.R., Murthy I.S. New concepts for PVC detection // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1979. Vol. 26 (7). PP. 409-416.

Александр Александрович Федотов,
канд. техн. наук, ассистент,
кафедра радиотехники и медицинских
диагностических систем,
Самарский государственный аэрокосмический
университет им. акад. С.П. Королева
(национальный исследовательский университет),
г. Самара,
e-mail: fedoaleks@yandex.ru