

УДК 629.735

Д.Ю. РОЗЗУВАЙЛО

Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского "ХАИ", Украина

**МЕТОД ЭКСПРЕСС - ДИАГНОСТИКИ
СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО - СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ
ПО КОСВЕННЫМ ОЦЕНКАМ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ
ПУТЕМ ЕЕ АППРОКСИМАЦИИ СМЕСЬЮ ФУНКЦИЙ ГАУССА**

Разработан метод экспресс-диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по результатам цифровой обработки электрокардиограммы (ЭКГ). Метод основан на аппроксимации выделенного периода ЭКГ высокого разрешения линейной комбинацией гауссоид с последующим пересчетом оптимальных оценок параметров смеси в оценки диагностических параметров ЭКГ (амплитуды и длительности зубцов). Процедура автоматической постановки диагноза сводится к сравнению полученных оценок с их допустимыми величинами, принятыми в медицинской практике, что позволяет выявить наличие патологических отклонений в работе сердца.

Ключевые слова: электрокардиограмма, аппроксимация, функция Гаусса, оценка параметров смеси, целевая функция, диагностика.

Введение

Болезни сердца и сосудов занимают одно из первых мест в структуре смертности, и только своевременная диагностика состояния сердечно-сосудистой системы может предотвратить нежелательные последствия для здоровья человека [1]. Наиболее эффективным и доступным неинвазивным методом диагностики является электрокардиография – это регистрация электрической активности сердца, которая графически изображается в виде кривой. Запись электрокардиограммы (ЭКГ) проводится с помощью анализатора, регистрирующего длинные участки колебаний биопотенциалов. Для диагностики используются наиболее показательные фрагменты, позволяющие врачу оценить работу сердечно-сосудистой системы человека. С помощью ЭКГ можно определить частоту и регулярность сердечных сокращений, выявить острое или хроническое повреждение миокарда, нарушения внутрисердечной проводимости, нарушения обмена калия, кальция, магния и других электролитов, получить информацию о физическом состоянии сердца и о внесердечных заболеваниях, таких как тромбоэмболия лёгочной артерии.

Процедура электрокардиографии является достаточно простым и доступным методом диагностики, не требующим специальной подготовки пациента. Во время исследования в определенных местах на поверхности тела фиксируются одноразовые липкие электроды, через которые данные передаются на электрокардиограф. В результате можно получить достоверную информацию для точной постановки диагноза. Благодаря тому, что ЭКГ совер-

шенно безвредна для человеческого организма, кардиологи широко применяют данный вид диагностики для определения ишемических изменений, нарушений проводимости и ритма сердца [2].

На сегодняшний день существует ряд систем автоматической диагностики состояния сердечно-сосудистой системы (ССС) человека (МИТКАРД, Кардиовизор-6С и другие), однако все они предназначены для работы в клиничко-диагностических и научно-исследовательских лабораториях, сложны в эксплуатации и имеют высокую стоимость, например, система Кардиовизор-6С стоит примерно 30 тысяч гривен [3]. В большой степени это обусловлено наличием дорогого и сложного программного обеспечения (ПО) с множеством настроек и функций, для работы с которым необходим высококвалифицированный персонал.

Относительно новое направление развития дистанционной диагностики – телемедицина и, в частности, кардиотелеметрия. С помощью персонального электрокардиографа, или кардиопейджера пациент может самостоятельно снять себе ЭКГ в домашних условиях и посредством мобильного или стационарного телефона передать данные в отделение функциональной диагностики. Врач отделения видит реальную ЭКГ на экране компьютера, расшифровывает ее, оценивает ситуацию и дает подробные рекомендации по дальнейшим действиям. Все полученные кардиограммы сохраняются в компьютерной базе данных и, при необходимости, позволяют проследить динамику изменений на ЭКГ.

Таким образом, как показал обзор современных кардиосистем и технических средств кардиодиагностики, проблема выявления нарушений в деятельности

сти сердца в амбулаторных условиях и без привлечения квалифицированных специалистов продолжает оставаться актуальной.

Целью работы является разработка метода автоматического оценивания параметров ЭКГ и создание программы для диагностики ССС, которая позволяла бы по данным портативного электрокардиографа выявить сердечную патологию.

1. Методы ЭКГ анализа

На сегодняшний день, из наиболее диагностически значимых неинвазивных ЭКГ методов обследования, можно выделить следующие [4, 5]:

- анализ электрокардиограммы 12-ти общепринятых стандартных отведений. Распространенность данного исследования объясняется относительно невысокими запросами к регистрирующей аппаратуре и возможностью постановки диагнозов по внешнему виду графика и небольшому количеству измерений на нем. При кажущейся простоте анализа именно автоматизированная "расшифровка" 12-ти канальной ЭКГ представляет большие затруднения из-за проблем в формализации рассуждения кардиолога при постановке диагноза;

- анализ variability ритма сердца (BCP). Метод основан на выделении из ЭКГ сердечного ритма (R-R интервалов) и последующего его анализа во временной и частотной областях;

- ЭКГ картирование. Это синхронная многоканальная регистрация сердечных потенциалов и визуализация карты распределения потенциалов по поверхности грудной клетки (поверхностное картирование). При решении обратной задачи (сердце - как электрический генератор, тело - как объемный проводник) возможно построение карты распределения потенциалов непосредственно по поверхности сердца (эпикардальное картирование). При использовании дипольных моделей электрической активности сердечной ткани можно локализовать источники возбуждения в каждый момент времени;

- суточное мониторирование ЭКГ (Холтеровское мониторирование) – длительная (24 – 48 часов) регистрация на носимый накопитель 2 – 3 отведений ЭКГ с последующим анализом на центральной станции. В современных системах в роли последней практически повсеместно используется персональный компьютер. Обработка записи сводится к выявлению и классификации эктопических ритмов и комплексов, анализу BCP, а также для анализа динамики изменений интервалов QT и ST;

- ЭКГ высокого разрешения. При регистрации используется одна из ортогональных схем отведений. Метод основан на цифровом усреднении ЭКГ сигнала. В результате получается один сердечный

цикл с высоким отношением сигнал - шум. Проведя дальнейшую частотную фильтрацию и нормализацию, получают кривую, пригодную для количественного анализа на предмет наличия в сердце зон повреждения по методу Симсона (Simpson). Альтернативный метод с более высокой чувствительностью – преобразование сигнала для анализа в частотно-временной области, например, на основе волнового преобразования (Wavelet transformation).

В данной работе в качестве метода диагностики был выбран метод ЭКГ высокого разрешения. Усреднение множественных идентичных кардиоциклов, которое положено в основу данного метода, позволяет выделять низкоамплитудные полезные сигналы из «остаточных шумов». Наиболее распространенным подходом является т.н. временное усреднение – усреднение последовательных кардиоциклов (до 200 – 500). Далее полученный усредненный ЭКГ- сигнал усиливается и подвергается частотному разложению и фильтрации. К недостаткам метода усреднения сигнала следует отнести вероятность привнесения ошибки вследствие «сглаживания» сигналов высокой частоты в случае их непериодичности, изменений продолжительности и форме от цикла к циклу. Последующее применение фильтров может исказить сигнал, создавая дополнительный шум или скрадывая полезный сигнал.

Идеализированное представление нормального вида ЭКГ после регистрации дано на рис. 1.

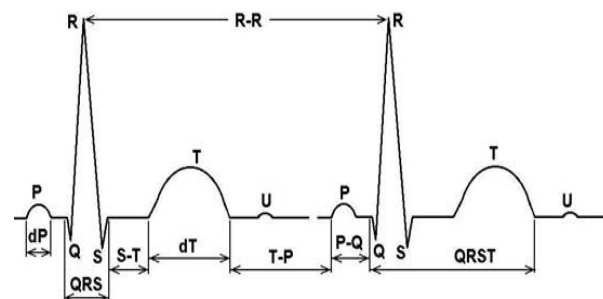


Рис. 1. Зубцы, сегменты и интервалы на нормальной ЭКГ записи II отведения

Обычно на ЭКГ можно выделить 5 зубцов: P, Q, R, S, T. Иногда можно увидеть малозаметную волну U. Зубец P отображает процесс охвата возбуждением миокарда предсердий, комплекс QRST – электрическую систолу желудочков, сегмент ST и зубец T отражают процессы реполяризации миокарда желудочков – фазу, во время которой восстанавливается исходный потенциал покоя мембраны клетки после прохождения через нее потенциала действия. Во время прохождения импульса происходит временное изменение молекулярной структуры мембраны, в результате которого ионы могут свободно проходить через нее. Во время реполяризации ионы диффундируют в обратном направлении

для восстановления прежнего электрического заряда мембраны, после чего клетка готова к дальнейшей электрической активности.

По ЭКГ можно оценить источник (водитель) ритма, регулярность сердечных сокращений, их частоту. Все это имеет большое значение для диагностики различных аритмий. По продолжительности различных интервалов и зубцов ЭКГ можно судить об изменениях сердечной проводимости. Изменения конечной части желудочкового комплекса (интервал ST и зубец T) позволяют определить наличие или отсутствие ишемических изменений в сердце (нарушение кровоснабжения). Важным показателем ЭКГ является амплитуда зубцов. Увеличение ее говорит о гипертрофии соответствующих отделов сердца, которая наблюдается при некоторых заболеваниях сердца и при гипертонической болезни.

Таким образом, оцениваемыми и анализируемыми диагностическими признаками ЭКГ являются амплитуды и длительности ее зубцов и интервалов. Для того, чтобы с точностью, достаточной для достоверной диагностики, найти значения этих параметров, необходимо уменьшить искажения формы ЭКГ-сигнала, обусловленные воздействием физиологических и аппаратурных шумов и помех.

Источниками шумов являются электромиографические потенциалы скелетных мышц, артефакты взаимодействия электродов с прилегающей тканью, электронный шум усилителей и фоновый (сетевой) шум. В современных технических средствах при соответствующем заземлении последние два источника шума практически незначительны по сравнению с физиологическими шумами. Поэтому очень важно, чтобы пациент был в удобном положении и полностью расслаблен. Обработка кожи пациента на месте наложения электродов спиртом или другим раствором и использование электродов с хлорсеребряным покрытием позволяет уменьшить электрическое сопротивление ткани. Применяемые в современных электрокардиографах фильтры сигнала позволяют получать более высокое качество электрокардиограммы, внося при этом некоторые искажения в форму полученного сигнала. Низкочастотные фильтры 0,5 – 1 Гц позволяют уменьшать эффект плавающей изолинии, внося при этом искажения в форму сегмента ST. Режекторный фильтр 50 – 60 Гц нивелирует сетевые наводки. Антитреморный фильтр низкой частоты (35 Гц) подавляет артефакты, связанные с активностью мышц.

2. Предварительная обработка ЭКГ

В качестве исходных данных для цифровой обработки были использованы записи ЭКГ из базы данных PhysioBank [6].

Первичная обработка ЭКГ-сигнала осуществлялась в такой последовательности:

- формирование цикла ЭКГ с высоким отношением сигнал-шум (ЭКГ высокого разрешения);
- фильтрация сигнала.

2.1 Формирование кардиоцикла с высоким отношением сигнал-шум

Суть этого этапа состоит в цифровом усреднении сигнала по времени, в результате получается один сердечный цикл с высоким отношением сигнал-шум. Величина снижения шума зависит от числа усредненных циклов, фонового уровня помех, а также характеристик фильтров, используемых при дальнейшей обработке. Выделенный кардиоцикл в дальнейшем будет использоваться для оценки параметров ЭКГ и, соответственно, для выявления патологических (за пределами нормы) отклонений в работе сердечнососудистой системы. В этом случае для когерентного усреднения необходимо применение различных методов синхронизации суммируемых сигналов, например, метода оценивания временной задержки на основе нормализованных интегралов, метода согласованной фильтрации.

На рис. 2 приведен фрагмент реальной электрокардиограммы в виде последовательности кардиоциклов. Путем отслеживания положения зубца R по максимальным амплитудным значениям ЭКГ-сигнала (синхронизация по R волне) выделялись участки записи (массивы данных), соответствующие отдельным сердечным циклам. Результаты усреднения по 11 циклам показаны на рис. 3.

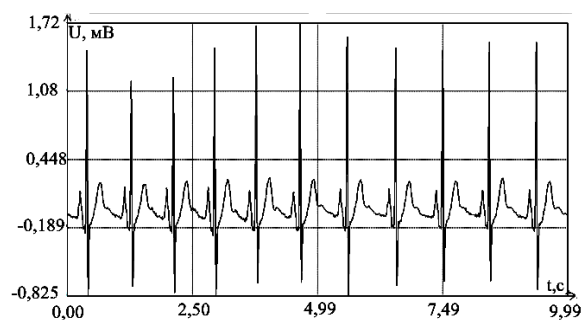


Рис. 2. Реальная ЭКГ

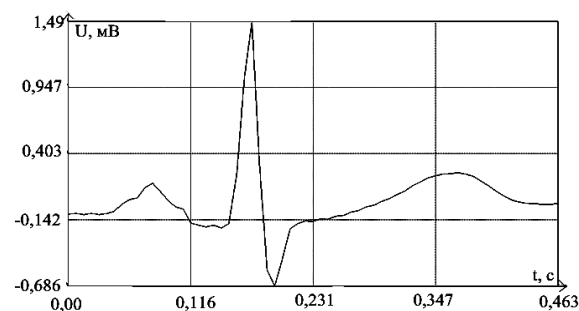


Рис. 3. Цикл ЭКГ высокого разрешения

2.2 Фильтрация ЭКГ-сигнала

По источнику возникновения помехи можно разделить на три вида.

К первому виду относятся помехи, наводимые извне на тело человека, провода передачи сигнала и электронные схемы кардиомонитора. Примером может служить наводка от проводов электрической сети частотой 50 Гц или шум амплитудой несколько мВ в полосе кардиосигнала.

Второй вид — это помехи, появляющиеся в результате недостаточного качества передачи ЭКГ-сигнала от тела человека к АЦП, например, плохой контакт электрода с кожей или очень большая длина соединительных проводов.

К третьему виду относятся помехи, источником которых является организм человека, например, разность потенциалов, возникающая в результате мышечной активности во время движений. Такие помехи устранить очень сложно, обычно эта задача возлагается на устройства вторичной обработки.

Применяемые в современных электрокардиографах фильтры сигнала позволяют получать более высокое качество электрокардиограммы, но при этом они могут оказывать различное влияние на амплитуды, длительности зубцов и смещение интервалов ЭКГ. Низкочастотные фильтры 0,5 – 1 Гц позволяют уменьшать эффект плавающей изолинии, внося при этом искажения в форму сегмента ST. Режекторный фильтр 50 – 60 Гц нивелирует сетевые наводки. Антитреморный фильтр низкой частоты (35 Гц) подавляет артефакты, связанные с активностью мышц. При недостаточной полосе в области высоких частот наблюдаются высокочастотные искажения, при которых острые пики сглаживаются, а амплитуда QRS-комплекса уменьшается. Если полюсу ограничить снизу (например, установив рабочий диапазон частот 1 – 70 Гц), то становятся заметны низкочастотные искажения (например, переходные процессы после пиков). При этом однополярные (монофазные) волны начинают выглядеть как двухполярные (двухфазные). Наиболее часто используемые фильтры нижних частот уменьшают амплитуду зубцов Q, R и S и в разной степени увеличивают их продолжительность.

Применяемые в электрокардиографии цифровые фильтры можно разделить на 3 основные группы – это нерекурсивные фильтры с конечной импульсной характеристикой (КИХ), рекурсивные фильтры с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ), адаптивные фильтры, а также частотные фильтры, производящие фильтрацию сигнала в определенной области частот с использованием преобразования Фурье. Фильтры проектируют исходя из желаемой АЧХ, с учетом ограничений на воз-

можную амплитуду осцилляции в полосе пропускания и ширину переходной области между полосой пропускания и подавления.

В данной работе был применен цифровой рекурсивный фильтр низких частот – фильтр Баттерворта 4-го порядка. Алгоритм работы данного фильтра с частотой среза 100 Гц:

$$y_k = 0,203(x_k + 2x_{k-1} + x_{k-2}) + 0,681y_{k-1} - 0,492y_{k-2}. \quad (1)$$

Вид нефильтрованной ЭКГ показан на рис. 4., а результаты фильтрации – на рис. 5.

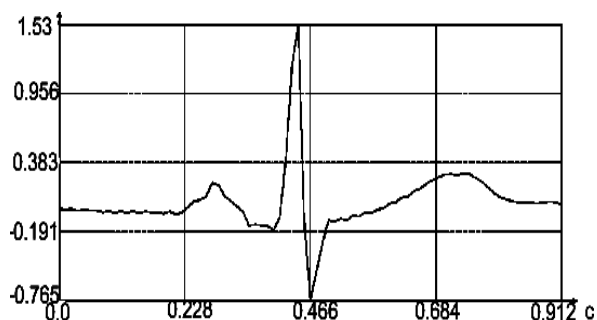


Рис. 4. Нефильтрованный кардиоцикл

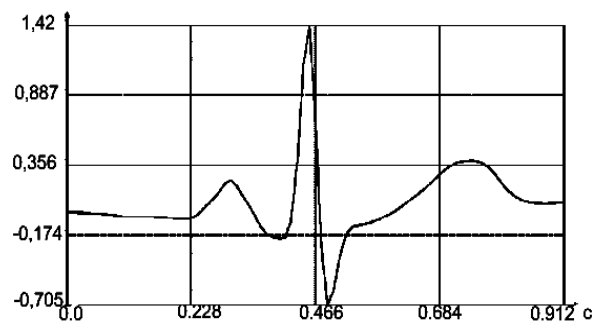


Рис. 5. Кардиоцикл после цифрового ФНЧ

3. Основная обработка ЭКГ

Идея метода основной обработки ЭКГ данных заключается в описании формы кривой кардиоцикла математической моделью, нахождении оценок параметров модели и пересчет полученных оценок в значения диагностических параметров ЭКГ. В качестве аппроксимирующей модели была выбрана смесь функций Гаусса:

$$f(x) = \sum_{k=1}^M p_k \varphi_k(x) = \sum_{k=1}^M \frac{p_k}{\sqrt{2\pi}\sigma_k} \exp\left(-\frac{(x - m_k)^2}{2\sigma_k^2}\right) \quad (2)$$

где M – количество компонент смеси (количество зубцов), $M=5$;

$\varphi_k(x)$ – плотность нормального закона распределения k -й компоненты;

m_k, σ_k – параметры распределения k -й компоненты – математическое ожидание (МО) и среднеквадратическое отклонение (СКО);

p_k – весовые коэффициенты.

Для построения модели эталонной ЭКГ справочные значения высоты и ширины каждого зубца [4] были пересчитаны в параметры нормальных законов, описывающих конкретный зубец, по следующим формулам:

– оценка k-го весового коэффициента:

$$p_k = h_k / (\sqrt{2\pi}\sigma_k),$$

где h_k – высота k-го зубца ЭКГ (см. табл. 1);

– оценка МО по данным о ширине зубца и его положении на оси времени:

$$m_k = T_{k \min} + (T_{k \max} - T_{k \min})/2,$$

где $T_{k \min}$ и $T_{k \max}$ – точки по оси времени, определяющие положение k-го зубца (см. табл. 1);

– оценка СКО (по правилу «3σ»: вероятность того, что нормальная случайная величина находится в диапазоне $m \pm 3\sigma$, составляет 0,9973):

$$\sigma_k = (T_{k \max} - T_{k \min})/6.$$

Вид эталонного кардиоцикла, полученного по модели (2), приведен на рис. 6.

Таблица 1

Параметры для формирования эталонной ЭКГ

Зубец	Параметры		
	h_k , В/мм	$T_{k \min}$, с	$T_{k \max}$, с
P	0,2	0,0	0,1
Q	-0,3	0,20	0,22
R	1,5	0,22	0,27
S	-0,4	0,27	0,29
T	0,3	0,34	0,44



Рис. 6. Эталонная ЭКГ

Процедура нахождения оценок параметров модели (2) m_k , σ_k , p_k основывается на минимизации среднеквадратической ошибки аппроксимации, т. е., суммы квадратов отклонений значений модели (2) от фактических значений сигнала в фиксированные моменты времени t_i :

$$\Phi(\bar{\theta}) = \sum_i [f(t_i|\bar{\theta}) - x(t_i)]^2 \rightarrow \min_{\bar{\theta}} |_{\sigma_k > 0, \forall k=1:M}, \quad (3)$$

где $\bar{\theta} = \{\bar{m}, \bar{\sigma}, \bar{p}\}$ – вектор параметров модели (2);

$f(t_i|\bar{\theta})$ – значения модели (2) в точках t_i ;

$x(t_i)$ – значения амплитуды ЭКГ-сигнала в со-

ответствующие моменты времени.

Для решения задачи многомерной минимизации целевой функции (3) был выбран метод Хука-Дживса [7]. Достоинствами этого метода являются:

- простота стратегии поиска;
- вычисление только значений функции;
- небольшой объём требуемой памяти ЭВМ.

Поиск состоит из последовательности шагов исследующего поиска вокруг базисной точки, за которой в случае успеха следует поиск по образцу:

$$x_{i,0}^{k+1} = x_i^{k+1} + \alpha(x_i^{k+1} - x_i^k),$$

где $\alpha \geq 1$ – коэффициент усиления;

$x_{i,0}^{k+1}$ – новая временная базовая точка или «точка роста».

Если в установленном направлении не удаётся найти точку с меньшим значением функции, то размер шага h уменьшают. После нескольких сокращений шага от принятого направления отказываются и предпринимают новое исследование окрестности. Поиск прекращается, если $h \leq \epsilon$, где ϵ – точность вычислений. Ограничения на допустимые значения параметров ($\sigma_k > 0$) можно учитывать с помощью штрафной функции, обеспечивающей поиск оптимальных оценок параметров только в области допустимых значений СКО.

На рис. 7 показана ЭКГ после цифрового усреднения и фильтрации, и модель, параметры которой были найдены путем оптимизации по методу Хука-Дживса.

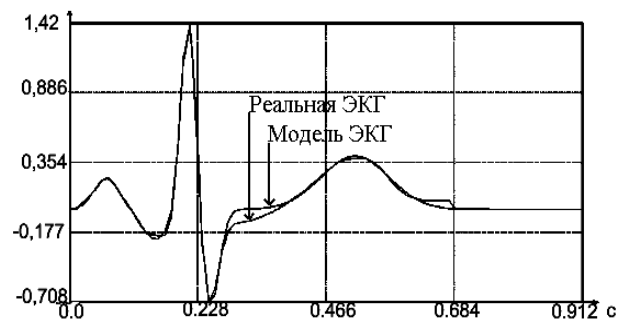


Рис. 7. Сравнение ЭКГ после усреднения и фильтрации и модели ЭКГ

4. Алгоритм диагностики

Принятие решения о состоянии сердечно-сосудистой системы основано на сравнении амплитуд и длительностей зубцов ЭКГ с их допустимыми значениями. Как уже отмечалось выше, для автоматической оценки параметров ЭКГ предложен косвенный метод, основанный на аппроксимации реального кардиосигнала моделью (2). Оптимальные оценки параметров модели (2) m_k^* , σ_k^* , p_k^* надо пересчитать в параметры ЭКГ. Для пересчета были

использованы следующие соотношения:

– h_k – высота (амплитуда) зубца ЭКГ:

$$h_k = p_k \sqrt{2\pi} \sigma_k;$$

– W_k – длительность зубца ЭКГ:

$$W_k = 6\sigma_k.$$

Если полученные величины попадают в диапазон допустимых отклонений (см. табл. 2), то принимается решение, что ЭКГ в норме, в противном случае диагностируется наличие патологических отклонений в работе сердечно-сосудистой системы.

Таблица 2

Значения нормальных параметров ЭКГ для II отведения

Зубец	Параметры			
	$h_{k \min}$, В/мм	$h_{k \max}$, В/мм	$W_{k \min}$, с	$W_{k \max}$, с
P	0,03	0,25	0,08	0,1
Q	-0,4	0,0	0,0	0,04
R	0,2	1,7	0,01	0,05
S	-0,5	0,0	0,0	0,04
T	0,1	0,65	0,1	0,25

5. Оценка точности диагностики

Для оценки точности результатов работы алгоритма кардиодиагностики определялись абсолютная ($\Delta_{\text{расч}}$) и относительная ($\delta_{\text{расч}}$) погрешности автоматического оценивания диагностических параметров ЭКГ предлагаемым косвенным методом. В качестве предельно допустимых величин погрешностей были приняты $\Delta_{3A} = 0,1$ мВ, $\delta_{3A} = 5\%$ (по амплитуде) и $\Delta_{3B} = 0,1$ с, $\delta_{3B} = 5\%$ (по длительности).

Оценка погрешностей осуществлялась по следующему алгоритму:

- 1) выделение фильтрованной ЭКГ длительностью 10 секунд;
- 2) нанесение на нее размерной сетки с шагом по амплитуде 0,05 мВ и по времени – 0,01 с;
- 3) определение ручным подсчетом по размерной сетке амплитуд и длительностей зубцов в каждом цикле ЭКГ;
- 4) усреднение полученных параметров ЭКГ ($X_{\text{руч}}$) (см. табл. 3);
- 5) автоматическая оценка параметров ЭКГ ($X_{\text{авт}}$), выполняемая программой кардиодиагностики (см. табл. 3);
- 6) расчет абсолютной и относительной погрешности по каждому параметру (см. табл. 4) по формулам:

$$\Delta_{\text{расч}} = |X_{\text{руч}} - X_{\text{авт}}|;$$

$$\delta_{\text{расч}} = (\Delta_{\text{расч}} / X_{\text{руч}}) \cdot 100\%;$$

- 7) нахождение максимальных и средних значе-

ний оценок погрешностей (см. табл. 4).

Таблица 3

Оценки параметров ЭКГ, найденные ручным подсчетом и автоматическим методом

Зубцы	Амплитуда, мВ	Длительность, с
	Ручн. / Авт.	Ручн. / Авт.
P	0,2413 / 0,2388	0,0991 / 0,1010
Q	0,2093 / 0,2153	0,1030 / 0,1015
R	1,433 / 1,4253	0,0640 / 0,0654
S	0,6294 / 0,6208	0,081 / 0,083
T	0,3804 / 0,3942	0,3115 / 0,3059

Таблица 4

Оценки погрешностей определения параметров ЭКГ

Зубцы	$\Delta_{\text{расчA}}$, мВ	$\Delta_{\text{расчB}}$, с	$\delta_{\text{расчA}}$, %	$\delta_{\text{расчB}}$, %
P	0,0025	0,0019	1	1,9
Q	0,006	0,0015	2,8	1,4
R	0,0077	0,0014	0,53	2,18
S	0,0086	0,0020	1,36	2,46
T	0,0138	0,0056	3,62	1,79
Средняя	0,00772	0,00248	1,862	1,946
Максимальная	0,0138	0,0056	3,62	2,46

Полученные результаты свидетельствуют о приемлемой точности оценивания параметров ЭКГ предлагаемым методом.

Заключение

Классический метод анализа ЭКГ, вследствие доступности и методической завершенности, остается наиболее распространенным и широко используемым во всех звеньях кардиодиагностики. Однако, он проводится ручным образом и, следовательно, полностью зависит от квалификации и опыта врача. В данной работе предложен метод цифровой обработки ЭКГ-сигнала, позволяющий обнаружить наличие патологических отклонений в работе сердца – метод косвенной оценки диагностических параметров ЭКГ, базирующийся на аппроксимации усредненного по времени кардиоцикла смесью гауссоид. Оптимальные оценки параметров смеси (весовые коэффициенты, математические ожидания и среднеквадратичные отклонения компонент) пересчитываются в параметры ЭКГ (амплитуды и длительности зубцов). Как показали результаты исследований, максимальные относительные ошибки автоматических оценок параметров не превышают 4%. Процедура диагностики заключается в сравнении полученных оценок диагностических параметров ЭКГ с их предельно допустимыми величинами. Выход какого-либо параметра за пределы нормы свидетельствует о наличии патологии.

Предлагаемый метод экспресс - диагностики

сердечно-сосудистой системы может быть взят за основу при разработке программного обеспечения для кардиологических систем мониторинга деятельности сердца, предназначенных для работы, как в стационарных, так и в амбулаторных условиях.

Литература

1. Значение диагностики сердечно-сосудистых заболеваний в промышленном здравоохранении [Текст] / О. Цека, П. Стручков, Р. Баранова, Е. Миронова, Н. Рудникова, А. Катыева, К. Голованев. – КБ № 85 ФМБА России // Современные медицинские технологии. – 2010. – № 5. – С. 24 – 26.

2. ЭКГ [Электронный источник]. – Режим доступа: <http://www.mzspb.ru/czentr-kardiologii/diagnostika/126-ekg.html> – 01.09.2012.

3. Кардиовизор и компьютерная ЭКГ для медицины [Электронный источник]. – Режим доступа: <http://mks.ru/price/prices/> – 02.09.2012.

4. Мурашко, В.В. Электрокардиография [Текст] / В.В. Мурашко, А.В. Струтенский. – М.: МЕДпресс-информ, 2007. – 320 с.

5. Техника ЭКГ [Электронный источник]. – Режим доступа: <http://www.feldsher.ru/news-view-1151.html> – 01.09.2012.

6. ECG Databases [Электронный источник]. – Режим доступа: <http://physionet.org/physiobank/database/#ecg> – 22.09.2011.

7. Многомерная (многомерная) оптимизация [Электронный источник]. – Режим доступа: <http://www.intuit.ru/department/mathematics/mathprog>. – 23.01.2012.

Поступила в редакцию 10.09.2012

Рецензент: д-р техн. наук, проф., с.н.с отдела Дистанционного зондирования Земли Р.Э. Пашенко, Институт радиофизики и электроники им. А.Я. Усикова ИРЭ НАН Украины, Харьков.

МЕТОД ЕКСПРЕС - ДІАГНОСТИКИ СТАНУ СЕРЦЕВО - СУДИННОЇ СИСТЕМИ ЗА НЕПРЯМИМИ ОЦІНКАМИ ПАРАМЕТРІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ШЛЯХОМ ЇЇ АПРОКСИМАЦІЇ СУМІШО ФУНКЦІЙ ГАУСА

Д.Ю. Роззувайло

Розроблено метод експрес-діагностики стану серцево-судинної системи за результатами цифрової обробки електрокардіограми (ЕКГ). Метод заснований на апроксимації виділеного періоду ЕКГ високого розрізнення лінійною комбінацією гаусоїд з подальшим перерахунком оптимальних оцінок параметрів суміші в оцінки діагностичних параметрів ЕКГ (амплітуди і тривалості зубців). Процедура автоматичної постановки діагнозу зводиться до порівняння отриманих оцінок з їх допустимими величинами, прийнятими в медичній практиці, що дозволяє виявити наявність патологічних відхилень у роботі серця.

Ключові слова: електрокардіограма, апроксимація, функція Гауса, оцінка параметрів суміші, цільова функція, діагностика.

EXPRESS - DIAGNOSTIC METHOD OF CARDIO - VASCULAR SYSTEM BY INDIRECT ESTIMATIONS OF ELECTROCARDIOGRAM PARAMETERS BY APPROXIMATING AS THE MIX OF GAUSSIAN FUNCTIONS

D.Y. Rozzuvaylo

The method of express diagnostics of a condition of cardiovascular system by results of digital processing of electrocardiogram (ECG) is developed. The method is based on approximation of the allocated period of high-res ECG by linear combination functions of Gauss with the subsequent recalculation of optimal estimates of parameters of the mix to estimates of the ECG diagnostic parameters (amplitude and duration of waves). Procedure of automatic statement of the diagnosis is reduced to comparison of the received estimates with their admissible sizes accepted in medical practice that allows revealing existence of pathological deviations in heart work.

Keywords: electrocardiogram, approximation, functions of Gauss, estimate of parameters of a mix, target function, diagnostics.

Роззувайло Дмитрій Юрьевич – магістрант кафедри виробництва радіоелектронних систем летальних апаратів, Національний аерокосмічний університет ім. Н.Е. Жуковського «ХАІ», Харьков, Україна, e-mail: dmitriyrozuvaylo@gmail.com.