

АНАЛИЗ НИЗКОАМПЛИТУДНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ В КОМПЬЮТЕРНЫХ СИСТЕМАХ ЭКГ-ДИАГНОСТИКИ

Мельникова Е.В.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел.(057) 702-13-64, E-mail: mel_hel2002@yahoo.com

Modern computer systems of high resolution electrocardiography (HR ECG) allow to analyse ECG on a new qualitative level. Present HR ECG methods don't allow to extract and analyse ECG low-amplitude components (late ventricular potentials (LVP)) immediately. The method, allowing to extract and analyse LVP without averaging is offered. It is based on scale-time representation of ECG- signal in the form of wavelet-spectrogram. The analysis of extremum scale and time localization enables to determine correctly the QRS-complex time parameters. It also gives an opportunity to extract LVP, to analyse LVP characteristics, to detect nonstationary LVP. The application of this method allows to extend HR ECG resources, to raise diagnostic and research value of HR ECG in cardiology.

Современные компьютерные системы ЭКГ-диагностики позволяют проводить анализ ЭКГ-сигнала на качественно новом уровне, что открыло новые возможности в диагностике кардиологической патологии. Это особенно актуально при выявлении электрической нестабильности миокарда и диагностике жизнеугрожающих нарушений ритма и развития внезапной сердечной смерти (ВСС).

В настоящее время в качестве предикторов ВСС рассматривают поздние потенциалы желудочков (ППЖ), представляющие собой высокочастотные низкоамплитудные сигналы в пределах сегмента ST ЭКГ продолжительностью несколько десятков миллисекунд и отражающие наличие замедленной и фрагментированной активации морфологически и электрически неоднородных участков миокарда, граничащих с рубцовыми или фиброзно-измененными тканями.

Не смотря на использование новых методов диагностики и профилактики, общая частота ВСС за последние два десятилетия, существенно не изменилась и составляет приблизительно 20-25% всех случаев острых сердечных приступов [1]. Поэтому актуальным является повышение информативности ЭКГ-данных путем разработки новых методов анализа тонкой структуры ЭКС и выявления новых диагностических показателей.

Целью данного исследования является разработка нового метода анализа низкоамплитудных составляющих ЭКГ-сигнала (ППЖ), позволяющего непосредственно оценивать характер неоднородностей в миокарде.

ЭКГ-системы 3-го и 4-го поколения базируются на современных методах математического описания, обработки данных и графического представления полученных результатов [2]. Для анализа тонкой структуры ЭКГ-сигнала применяют электрокардиографию высокого разрешения (ЭКГ ВР). В системах ЭКГ ВР используются методы временного (метод Симсона) и спектрального анализа (спектральный, спектрально-турбулентный анализ, спектрально-временное картирование). При всех своих достоинствах они имеют ряд недостатков.

В качестве недостатков усреднения сигнала следует указать «сглаживание» сигналов высокой частоты в случае их неперIODичности, изменений продолжительности и формы от цикла к циклу, а также при преобразовании в модуль, искажение сигнала при фильтрации шумов, необходимость синхронизации усредняемых сигналов.

Спектральные (frequency-domain) методы анализа (основанные на использовании метода БПФ) отличаются более низкой воспроизводимостью. Это объясняется трудностью корректного определения конца комплекса QRS, отсутствием учета вклада прямых электрических составляющих ЭКГ, влиянием уровня шума на показатели спектрального анализа

Большинство указанных недостатков связаны с особенностями математического аппарата преобразования Фурье, лежащего в основе данных методов. В отличие от преобразования Фурье, вейвлет-преобразование позволяет представлять нестационарные сигналы, легко выявлять их локальные особенности, а также непосредственно определять временную локализацию частотных составляющих сигнала [3].

Результатом вейвлет-преобразования одномерного ряда является двумерный массив амплитуд вейвлет-преобразования – значений коэффициентов $W(a,b)$:

$$W(a,b) = |a|^{-1/2} \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (1)$$

Распределение этих значений в пространстве (a,b) =(временной масштаб, временная локализация) дает информацию об эволюции относительного вклада компонент разного масштаба во времени и называется масштабно-временным или вейвлет-спектром (рис.1).

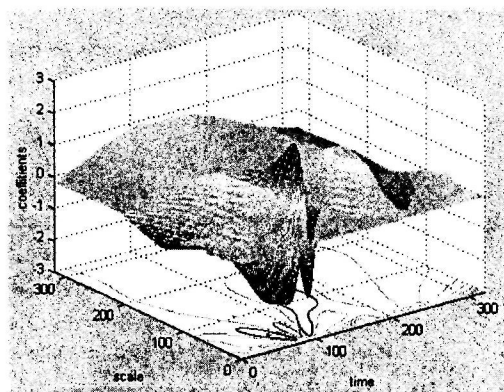


Рис. 1.

Элементом базиса вейвлет-преобразования является хорошо локализованная функция, быстро стремящаяся к нулю вне небольшого интервала, что позволяет провести локализованный спектральный анализ. Таким образом, вейвлет-преобразование автоматически обладает подвижным частотно-временным окном

Центр t^* и радиус Δ_ψ оконной функции определяются формулами:

$$t^* = \frac{1}{\|\psi\|_2^2} \int_{-\infty}^{\infty} t |\psi(t)|^2 dt, \quad (2)$$

$$\Delta_\psi = \frac{1}{\|\psi\|_2} \left[\int_{-\infty}^{\infty} (t - t^*)^2 |\psi(t)|^2 dt \right]^{1/2} \quad (3)$$

Тогда вейвлет-преобразование ограничено «временным окном»

$$[\text{win}_t] = [b + at^* - 2a\Delta_\psi, b + at^* + 2a\Delta_\psi],$$

а частотная локализация происходит около центра окна в ω^*/a с шириной окна, равной $2\Delta_\psi/a$:

$$[\text{win}_\omega] = \left[\frac{\omega^*}{a} - \frac{1}{a} \Delta_\psi, \frac{\omega^*}{a} + \frac{1}{a} \Delta_\psi \right],$$

где ω^* и Δ_ψ определяются из выражений (2) и (3) для Фурье-образа оконной функции $\tilde{\psi}$.

Спектр $W(a,b)$ одномерного сигнала представляет собой поверхность в трехмерном пространстве (рис.1), и способы её визуализации могут быть различными. Одним из них является вейвлет-спектрограмма. На рис.2 представлена вейвлет-

спектрограмма сигнала ЭКГ. Темные области на ней соответствуют отрицательным, а светлые – положительным значениям $W(a,b)$.

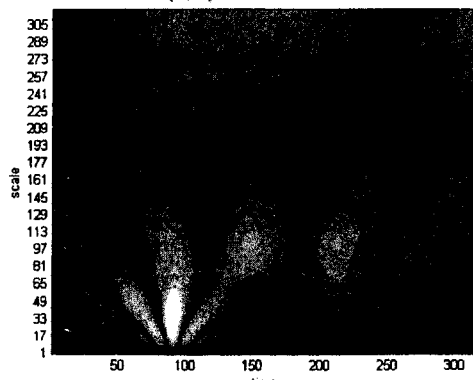


Рис.2

Более четко структуру анализируемого сигнала выявляют линии локальных экстремумов поверхности (рис.3).

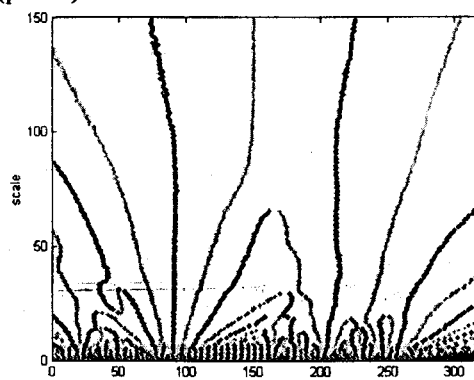


Рис. 3.

Так как ППЖ проявляются в конце комплекса QRS и сегменте ST, то следует рассматривать не весь период сигнала, а только его часть. В литературе приводятся различные временные интервалы существования ППЖ, но большинство авторов рекомендуют рассматривать сигнал ЭКГ между точками, расположенными за 25 мс до конца QRS и 125 мс после. Момент времени окончания QRS-комплекса $t_{QRS,k}$ определяется из картины линий локальных экстремумов ЭКГ-сигнала. Тогда временной интервал анализа $[t_n, t_k] = [t_{QRS,k} - 25\text{мс}, t_{QRS,k} + 125\text{мс}]$ (рис.4).

Так как частота ППЖ лежит в диапазоне (40-100)Гц, то подвергать анализу следует масштабы, соответствующие данному частотному диапазону. Значения границ масштабного диапазона $[a_n, a_k]$ определяются из следующего выражения для конкретного базисного вейвлета:

$$F_a = \frac{F_c}{a} \cdot f_d, \quad (4)$$

где F_a – частота вейвлет-преобразования в Гц; F_c – частота базисного вейвлета; a – масштаб; f_d – частота дискретизации сигнала.

Был исследован сигнал ЭКГ во II-м отведении с частотой дискретизации 500 Гц. В качестве базового вейвлета при разложении ЭКГ-сигнала был выбран вейвлет Койфлета 5-го порядка [4]. Центральная частота данного вейвлета – 0.6897 Гц. При частоте дискретизации ЭКГ-сигнала 500 Гц значение параметра масштаба $a=3$ на вейвлет-спектрограмме соответствует частоте 114 Гц, а значение $a=9$ – частоте 38 Гц. В указанный диапазон попадают несколько уровней масштабирования. Изменение компонент этих масштабов во времени для сигнала ЭКГ представлено на рис.5.

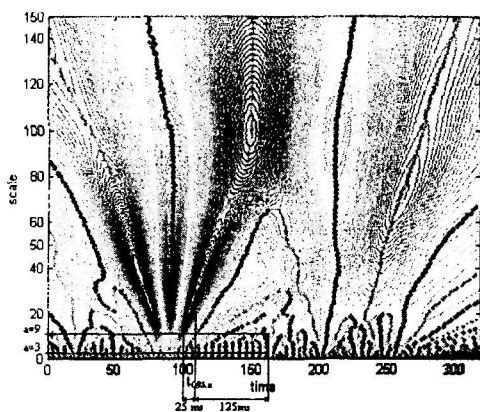


Рис.4

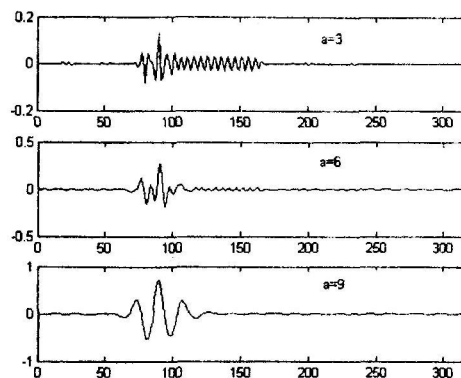


Рис.5

Полученная область (рис.4) является областью возможного наличия ППЖ. Вывод о наличии в ней ППЖ был сделан на основании оценки меры локальной перемежаемости [5]. Коэффициенты данной области несут информацию не только о наличии поздних потенциалов, но и об их характере. В результате обратного вейвлет-преобразования выделенной области, можно выделить непосредственно ППЖ.

Распределение коэффициентов по масштабам (рис.5) дает представление о вкладе различных частотных составляющих и их поведении во времени. По количеству частотных составляющих, их значениям и длительности проявления можно судить о количестве и размерах неоднородностей в миокарде. Это объясняется современными представлениями о механизме re-entry, лежащем в основе возникновения ППЖ [1].

Сравнение участков ППЖ нескольких соседних кардиоциклов позволяет определить стационарные и нестационарные колебания. Тип колебания связан с характером неоднородности, вызвавшей его. Так, стационарные колебания чаще связывают с морфологическими изменениями (некротическими, рубцовыми) миокарда. А нестационарные – с электрическими (аномальная пейсмерная активность) нарушениями [1].

В результате проведенных исследований был разработан следующий алгоритм анализа низкоамплитудных элементов ЭКГ (ППЖ):

1. Выполнить прямое вейвлет-преобразование сигнала ЭКГ.
2. Выделить область возможного наличия ППЖ (как было описано выше).
3. Для выделенной области построить поверхность $W^2(a,b)$.
4. Определить максимумы функции $W^2(a,b)$.
5. Для каждого i -го максимума найти значения a_i и b_i .
6. Определить набор значений a_k , на которых существуют максимумы $W^2(a,b)$.
7. По формуле (4) вычислить значения частот F_k , соответствующих масштабам a_k .
8. Для каждого k -го масштаба определить длительность проявления колебаний данной частоты как разность максимального и минимального b_i на данном масштабе.
9. Провести наложение карт максимумов нескольких соседних кардиоциклов для выявления стационарных и нестационарных колебаний.

В работе получены следующие основные результаты:

1. Проведенный анализ показал, что современные методы, используемые в компьютерных ЭКГ-системах, не позволяют анализировать непосредственно ППЖ, а лишь дают заключение о их наличии.

2. На основе метода идентификации поздних желудочковых потенциалов [5] предложен новый метод анализа низкоамплитудных элементов ЭКГ. Следует отметить, что он позволяет не только делать выводы о наличии либо отсутствии ППЖ, но и определять количество, размеры и характер неоднородностей в миокарде их вызвавших.

3. Разработан алгоритм, реализующий данный метод, для использования в компьютерных электрокардиографических системах.

Полученные результаты могут быть использованы в компьютерных системах ЭКГ-диагностики, что позволит улучшить уровень современной электрокардиографической диагностики и качество оказания кардиологической помощи.

Литература

1. Пархоменко О.М., Перепелиця М.В. Значення електрокардіографії високого підсилення у діагностиці загрозливих для життя аритмій та розвитку раптової серцевої смерті// Український медичний часопис, 2000. – №1. – С. 39-44.

2. Электрокардиография высокого разрешения/Под ред. Г.Г.Иванова, С.В. Грачева, А.Л. Сыркина. М.:Триада-Х, 2003. – 304 с.

3. Чуи Ч. Введение в вейвлеты: Пер. с англ./ Под ред. Я.М. Жилейкина. – М.: Мир, 2001. – 412 с.: ил.

4. Мельникова Е.В. Первичная обработка электрокардиосигнала с использованием вейвлет-технологий// Восточно-Европейский журнал передовых технологий, 2003. – №6. – С.49-50.

5. Мустецов Н.П., Мельникова Е.В. Идентификация поздних потенциалов желудочков на основе вейвлет-технологий// Электроника и связь, Киев, 2004. – №21. – С.124-127.