

УДК 616.12- 073.7

Е.О. Иванько, Н.Г. Иванушкина, канд. техн. наук, Ю.С. Синекоп, канд. техн. наук

Многоуровневый анализ электрокардиограмм для выявления поздних потенциалов предсердий

В статье рассматривается возможность неинвазивного выявления поздних потенциалов предсердий при помощи вейвлет-анализа электрокардиосигналов. С использованием моделей кардиоциклов без патологий и с наличием микропотенциалов в конце зубца Р получены различные картины вейвлет-коэффициентов. Выделен диапазон масштабов непрерывного вейвлет-преобразования с локализацией поздних потенциалов предсердий, а также показана возможность анализа низкоамплитудных высокочастотных составляющих ЭКГ на детализирующих уровнях дискретного вейвлет-преобразования.

The possibility of atrial late potentials' noninvasive detection by means of wavelet analysis was considered. The various patterns of wavelet coefficients were acquired for different ECG models without pathology and with late potentials in terminal part of P wave. The scales range of continuous wavelet tranformation with atrial late potentials localisation was determined as well as discrete wavelet analysis for high-frequency ECG components with low-amplitude was applied.

Введение

Электрокардиография является неинвазивным методом регистрации электрической активности миокарда и используется в клинической практике уже не одно десятилетие. Стремительное развитие информационных технологий позволяет расширить границы традиционных подходов к анализу электрокардиосигналов.

Особенностью электрофизиологических сигналов является отражение сложной взаимосвязи процессов различной природы, которые часто бывает невозможно отделить друг от друга и от помех. Помимо записи электрической активности сердца сигнал ЭКГ содержит шумовую составляющую, которая включает в себя наводки напряжения промышленной частоты (сетевая помеха), колебания, вызванные мышечными сокращениями (электрофизиологические помехи), артефакты смещения электродов [1]. Содержащуюся в низкоамплитудной структуре ЭКГ сигнала диагностическую информацию в виде мик-

ровсплесков амплитудой 5-20 мкВ и небольших колебаний потенциала невозможно выявить при визуальном анализе без дополнительных преобразований цифрового сигнала. При исследовании тонкой структуры кардиосигналов применяется метод электрокардиографии высокого разрешения (ЭКГ ВР), основанный на усилении, фильтрации и усреднении множественных кардиоциклов [2]. Но такой подход позволяет выявлять потенциалы замедленной деполяризации миокарда только в случае стационарности их проявления. Сложности при идентификации микросоставляющих биосигналов обуславливают необходимость перехода от привычного амплитудно-временного анализа к другим базисам представления ЭКГ сигнала.

Преобразование Фурье даёт возможность получить частотный спектр, определяющийся морфологией сигнала. Так, основная мощность QRS-комплекса сосредоточена в области частот 2-30 Гц с наличием максимума на частоте около 15 Гц [1], зубцы Р и Т являются более низкочастотными, а наличие поздних потенциалов предсердий или желудочков проявится в виде высокочастотных составляющих в диапазоне 40–140 Гц. Такие ВЧ всплески могут быть представлены достаточно слабыми гармониками на фоне остального спектра, что затрудняет их выявление. К тому же ограничением данного метода является невозможность определения точной локализации конкретной частотной составляющей во времени, что является принципиально важным при ранней диагностике нарушения электрофизиологических свойств миокарда.

Вейвлет преобразование электрокардиосигналов

Вейвлет-преобразование является многоуровневым анализом, эффективным для исследования сигналов, содержащих высокочастотные компоненты короткой длительности и протяженные низкочастотные компоненты. Данная особенность оптимально подходит для задачи выявления низкоамплитудных высокочастотных составляющих кардиосигнала и их анализа независимо от высокоамплитудных низкочастотных зубцов.

Непрерывное вейвлет-преобразование (НВП) определяется как [3,4]:

$$\text{CWT}^\Psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^* \left[\frac{t-\tau}{s} \right] dt \quad (1),$$

где s – масштабный коэффициент, τ – параметр сдвига, $f(t)$ — исследуемый сигнал, $\psi(t)$ – вейвлет-функция. Большие значения s соответствуют низким частотам, малые – высоким [3].

Реконструкция сигнала выполняется по формуле [3]:

$$f(t) = \frac{1}{C_\Psi^2} \iint \Psi_s(t, s) \frac{1}{s^2} \psi \left[\frac{t-\tau}{s} \right] d\tau ds \quad (2),$$

где c – константа, зависящая от используемого вейвлета.

НВП вычисляется путем изменения масштаба окна анализа, сдвига окна во времени, умножения на сигнал, интегрирования по всей временной шкале. Коэффициенты непрерывного вейвлет-преобразования содержат информацию об энергии отдельных компонент сигнала ЭКГ и времени их появления.

Дискретное вейвлет-преобразование позволяет избежать избыточного количества операций и вычисленных коэффициентов. Для анализа сигнала на разных масштабах используются фильтры с различными частотами среза. Электрокардиосигнал пропускается через древовидно соединенные ВЧ и НЧ фильтры. Фильтрация сигнала соответствует математической операции свертки ЭКГ сигнала $f[n]$ и импульсной характеристики фильтра $h[n]$. Операция свертки для дискретного времени определяется как [3]:

$$f[n] * h[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} f[k] * h[n-k] \quad (3)$$

Такое многоуровневое разложение ЭКГ позволяет отделить вейвлет-коэффициенты, соответствующие компонентам шума, и восстановить сигнал без этих компонент [5].

Разностный сигнал между исходной и фильтрованной ЭКГ представляет собой удаленную высокочастотную компоненту, которая помимо шумовых составляющих может содержать диагностически важные микропотенциалы. Для их выявления необходимо исследование статистических характеристик высокочастотной части сигнала [5]. На рис.1 представлены графики аппроксимации для 3 уровней разложения и детализирующих компонент реального ЭКГ сигнала.

Модельный эксперимент

При проведении модельного эксперимента в системе MATLAB была построена модель кардиосигнала с наличием поздних потенциалов предсердий (ППП) в конце зубца Р. В качестве ППП к идеальному сигналу ЭКГ добавлены 5 потенциалов действия, полученных в процессе решения системы дифференциальных уравнений для модели с проводящим сердечником и обобщенной модели Ходжкина-Хаксли.

Поздние потенциалы предсердий являются высокочастотными низкоамплитудными компонентами ЭКГ сигнала, локализованными в

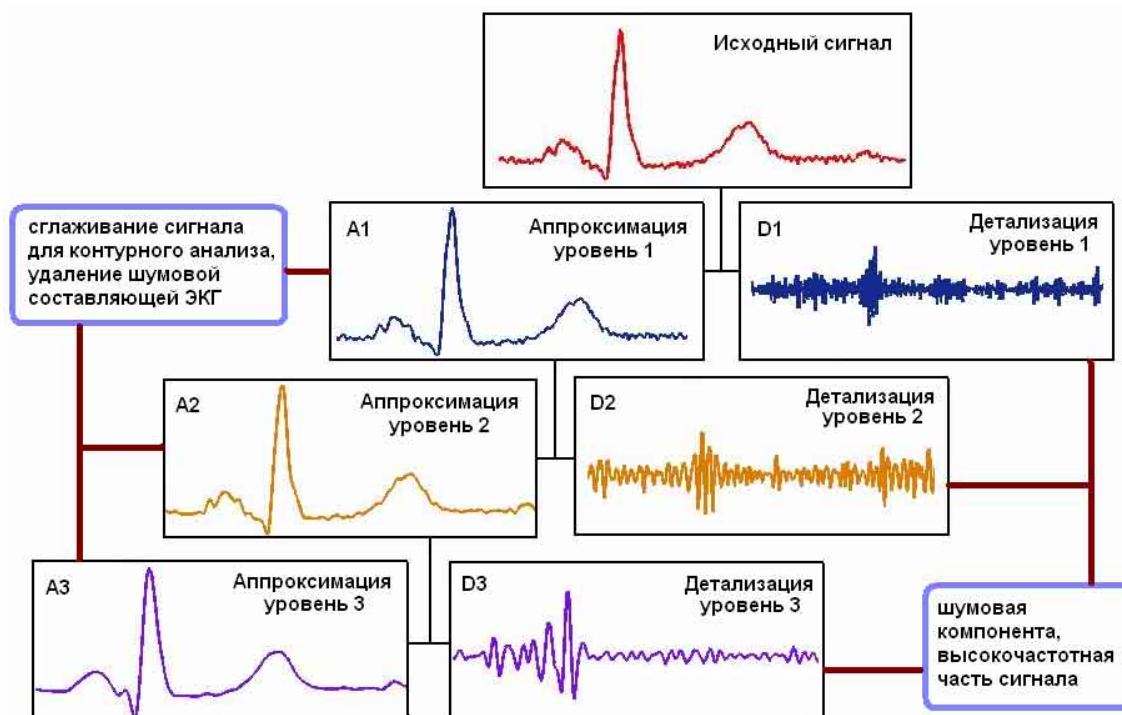


Рис. 1. Дискретное вейвлет-разложение ЭКГ сигнала до 3-го уровня

диапазоне 40-140 Гц [2]. Для точного выявления ППП необходимо выбрать такую материнскую функцию вейвлет-преобразования, которая внешне подобна к предполагаемой форме искомым потенциалов и позволяет наиболее наглядно определить присутствие поздних потенциалов предсердий в конце волны Р. При построении вейвлет-спектрограмм смоделированного ЭКГ сигнала наилучшие результаты были получены при использовании таких вейвлет-функций как функции Мейера, Гаусса 4 порядка, Морли и Коифлета 5 порядка (meyr, gaus4, morl, coif5).

Для оценки диапазона масштабов непрерывного вейвлет-преобразования, на которых следует искать присутствие высокочастотных микропотенциалов, необходимо учитывать длину исследуемого сигнала и центральную частоту вейвлета [5]. Так, длина смоделированного сигнала составляет 1000 отсчётов, а вейвлет Коифлета 5 порядка имеет центральную частоту $F_c=0.6897$ Гц. Тогда центральная частота вейвлета, используемого для первого уровня разложения, составляет $F_1=0.6897 \cdot 1000=689,7$

Гц. Для каждого следующего уровня частота вейвлета будет в 2 раза меньше, чем для предыдущего, т.е. $F_2=344,8$ Гц, $F_3=172,4$ Гц. Такое неравномерное изменение частот при переходе с одной строки масштабов на другую приводит к тому, что высокие частоты диапазона, характерного для ППП, представлены на спектрограмме несколькими уровнями и практически не заметны. Логарифмическая шкала позволяет растянуть ВЧ диапазон [4].

На рис.2 представлены модели сигнала ЭКГ в норме и с ППП в конце зубца Р, а также вейвлет-спектрограммы этих сигналов в логарифмическом масштабе при инвертированной цветовой гамме шкалы вейвлет-коэффициентов. На рис.2б в диапазоне масштабов $a=3,8-17,5$ во временном промежутке 90-180 мс, представляющем область локализации смоделированных ППП, чётко видно наличие 5 отдельно расположенных компонент, являющихся искомыми микропотенциалами. Данному диапазону масштабов соответствует диапазон частот 40-180 Гц, что подтверждает соответствие модельного

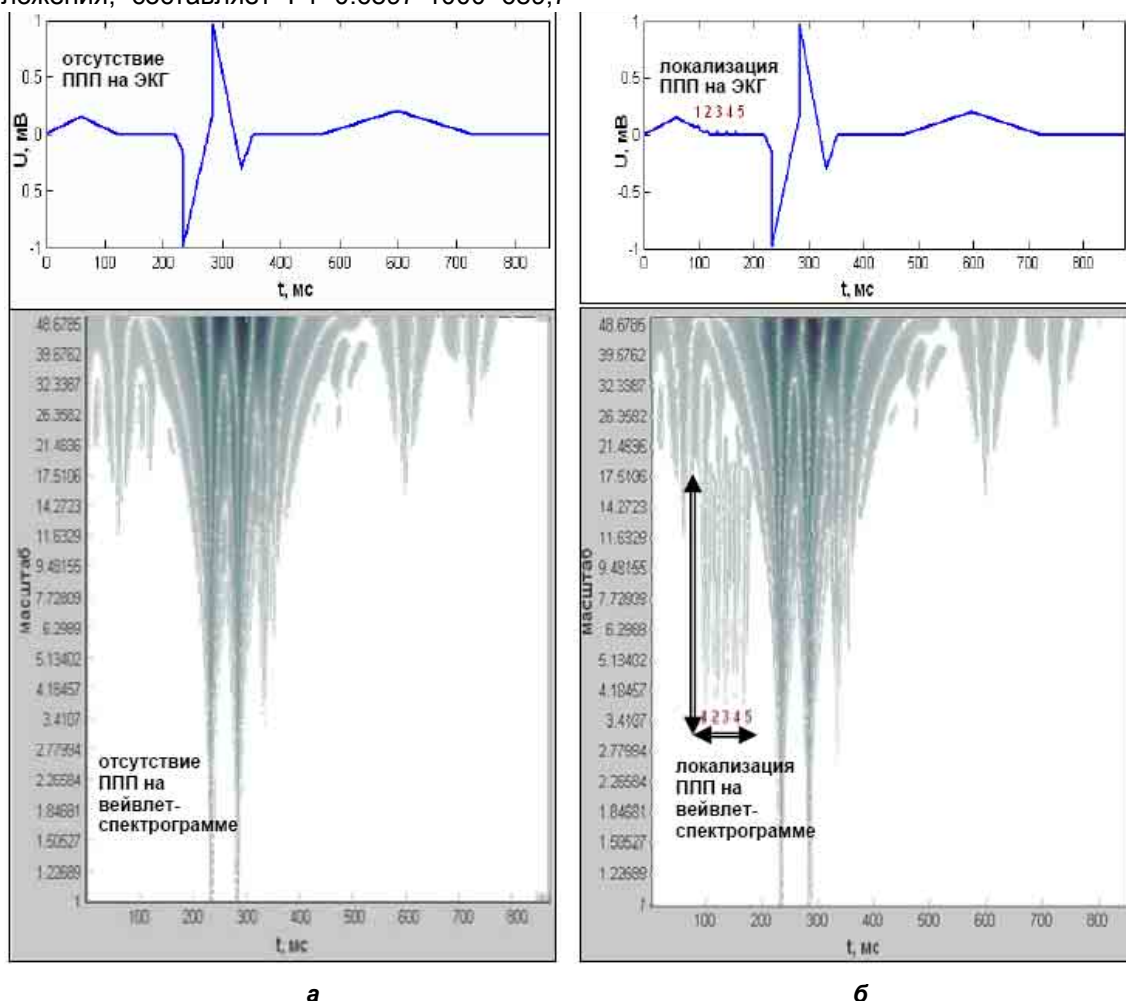


Рис. 2. Модели ЭКГ сигнала и вейвлет-спектрограммы в логарифмическом масштабе: а) при отсутствии микропотенциалов; б) при наличии 5 микропотенциалов в конце зубца Р

эксперимента и теоретических данных о высокочастотной природе ППП.

На рис.3 представлены результаты многоуровневого анализа модели ЭКГ сигнала с наличием ППП: график аппроксимации 4-го уровня (a4) и детализирующие компоненты сигнала (d1-d4).

На рис.4 производится сравнение дискретного вейвлет-разложения увеличенного участка Р зубца с ППП и без ППП. Микропотенциалы в терминальной части Р зубца проявляются на детализирующих уровнях d2-d4 в виде всплесков на общем фоне данных компонент сигнала. В случае отсутствия ППП в модели кардиосигнала детализирующие компоненты сигнала d1-d3 представляют собой нулевую изолинию и не содержат никакой информации, указывающей на наличие микропотенциалов.

Выводы

В ходе численного эксперимента в среде MATLAB был проведен вейвлет-анализ моделей электрокардиосигналов с отсутствием и наличием низкоамплитудных высокочастотных составляющих ЭКГ – поздних потенциалов

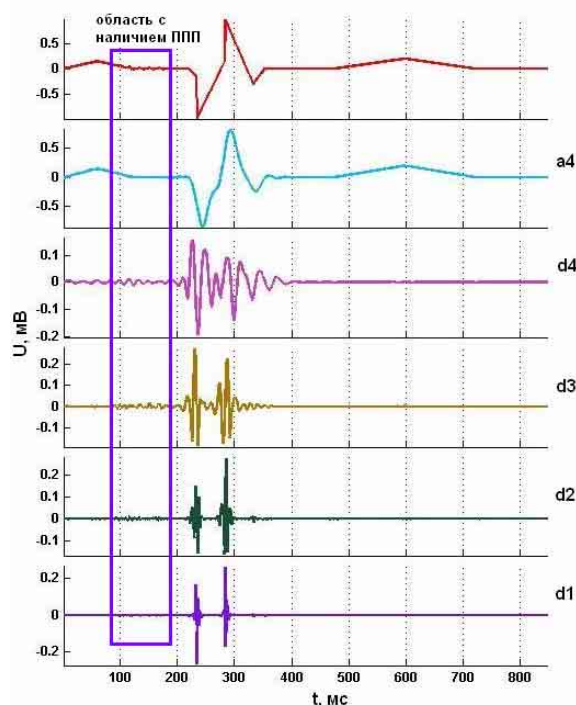


Рис. 3. Модель ЭКГ сигнала с ППП, график аппроксимации 4-го уровня (a4) и детализирующие компоненты сигнала (d1-d4)

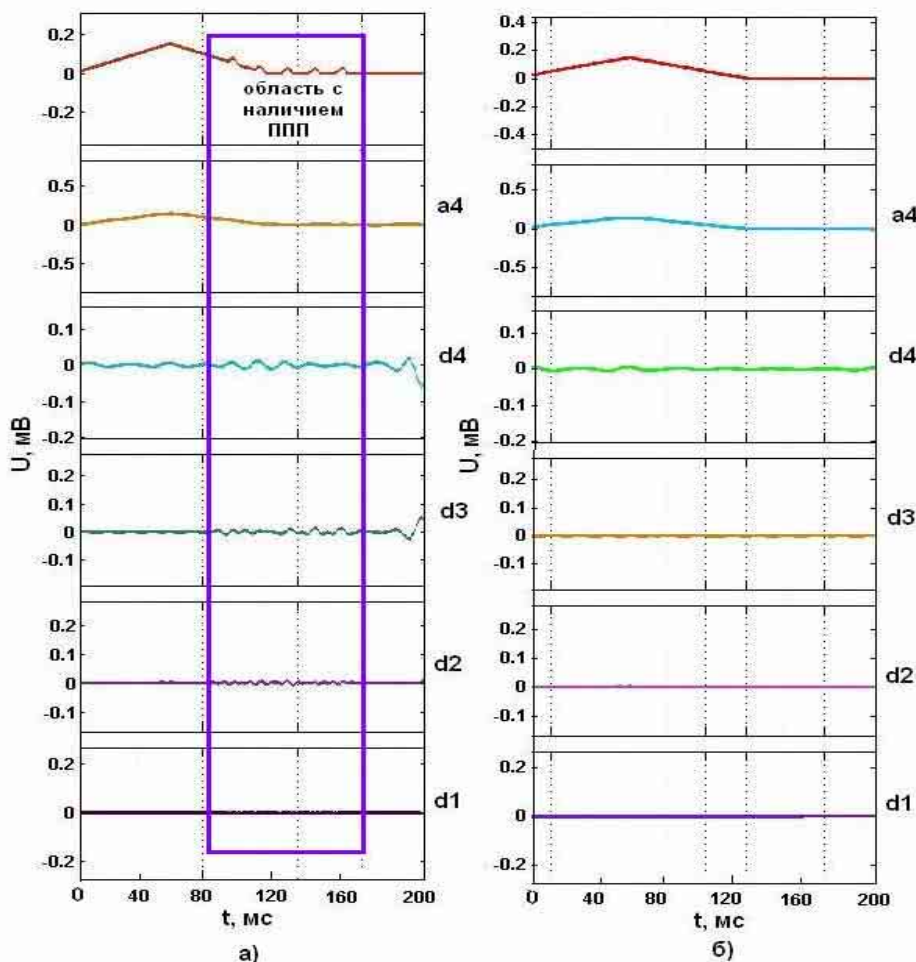


Рис. 4. Дискретное вейвлет разложение зубца Р: а) модель зубца Р с ППП; б) модель зубца Р без ППП

предсердий. Использование логарифмической шкалы масштабов при построении спектрограмм непрерывного вейвлет-преобразования позволило выделить из общего диапазона масштабов область локализации ППП.

При дискретном анализе ЭКГ получен сглаженный контур Р зубца в виде аппроксимации 4-го уровня (a4) и детализирующие компоненты сигнала (d1-d4), указывающие на наличие или отсутствие микропотенциалов в исследуемом временном диапазоне.

Литература

1. *Зайченко К.В., О.О. Жаринов, А.Н. Кулин.* Съём и обработка биоэлектрических сигналов – СПб.: РИО ГУАП, 2001. – 140 с.
2. *Н.Г. Іванушкіна, В.О.Фесечко.* Технології високого розрізнення в електрокардіографії.: Навч.посіб. – К.:НТУУ "КПІ", 2007. – 116с.
3. *Поликар Р.* Введение в вейвлет-преобразование/ Пер. с англ. Грибунина В.Г. – СПб.: АВТЭКС, 2001.
4. *Воробьев В.И., Грибунин В.Г.* Теория и практика вейвлет-преобразования. – СПб.: ВУС, 1999. – 204 с.
5. *Смоленцев Н.К.* Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – М.: ДМК Пресс, 2005.— 304 с.