

Щапов П. Ф.¹, Коваль С. Н.², Король Е. И.³, Томашевский Р. С.⁴, Магдалиц Т. И.⁵¹Д-р техн. наук, профессор кафедры промышленной и биомедицинской электроники национального технического университета «Харьковский политехнический институт», Харьков, Украина²Д-р мед. наук, профессор, заведующий отделением артериальной гипертензии ГУ «Национальный институт терапии им. Л. Т. Малой НАМНУ», Харьков, Украина³Канд. техн. наук, доцент кафедры промышленной и биомедицинской электроники национального технического университета «Харьковский политехнический институт», Харьков, Украина⁴Канд. техн. наук, доцент кафедры промышленной и биомедицинской электроники национального технического университета «Харьковский политехнический институт», Харьков, Украина⁵Канд. мед. наук, Харьковской медицинской академии последипломного образования, кафедры терапии, нефрологии и семейной медицины, Харьков, Украина

ИНФОРМАТИВНЫЕ ПАРАМЕТРЫ ДИНАМИЧЕСКОЙ НЕСТАЦИОНАРНОСТИ КАРДИОСИГНАЛОВ

Актуальность. Современная электрокардиография, несмотря на качественное улучшение в аппаратном обеспечении и возможности обработки данных, на сегодняшний день практически исчерпала ресурс получения дополнительной диагностической информации. В статье сделана попытка создания нового метода обработки электрокардиограмм на основе использования модели ЭКГ-сигнала, которая учитывает пьезоэлектрический эффект в некоторых биологических тканях и клеточных соединениях (кровь, стенки сосудов).

Цель работы. Вероятностное обоснование возможности формирования принципиально новых информативных диагностических признаков, использующих частотно-временную корреляцию между двумя вейвлет-спектрами ЭКГ-сигнала и его линейного преобразования.

Метод. В качестве экспериментальной модели используется аддитивная модель потенциала сердечной мышцы (наведенного электрического поля) и пьезоэлектрического потенциала системы «кровь-сосуды», вызванного сокращением миокарда. Для выделения влияния вызванного потенциала в работе предложен метод линейного преобразования ЭКГ-сигнала, обладающий высокой чувствительностью к локальной спектральной нестационарности. Для реализации этого метода использовано вейвлет-преобразование и предложен количественный показатель спектральной нестационарности ЭКГ-сигнала – коэффициент нормированной межспектральной корреляции (КНМК). Разработанный математический аппарат в работе использован для анализа двух электрокардиографических сигналов, условной нормы и с последствием инфаркта миокарда.

Результаты. В результате рассчитанных КНМК показана возможность количественного различия этих состояний с достаточно высокой статистической достоверностью. Базовым результатом работы является вероятностное обоснование возможности формирования принципиально новых информативных диагностических признаков, использующих частотно-временную корреляцию между двумя вейвлет-спектрами ЭКГ-сигнала и его линейного преобразования. Высокая чувствительность и информационная значимость корреляционных диагностических признаков подтверждены примерами дискриминации параметрически неоднородных ЭКГ-сигналов.

Выводы. Теоретически и экспериментально подтверждена спектральная нестационарность кардиосигнала; получена функциональная связь спектральной нестационарности ЭКГ-сигнала с эффектами квантованности скорости его изменения; разработан метод параметрического определения коэффициента межспектральной корреляции, позволяющий количественно описать динамику локально-спектральных изменений кардиосигнала для задач автоматического экспресс контроля и диагностики кардиосостояний и проведена его апробация.

Ключевые слова: квантованность скорости кардиосигнала, спектральная нестационарность, вейвлет-преобразование, преобразование кардиосигнала, корреляция вейвлет-спектров.

НОМЕНКЛАТУРА

$E(t)$ – электрофизиологический сигнал, соответствующий активности миокарда за время наблюдения;

$e(t)$ – наведенный суммарный пьезопотенциал клеточных структур системы «кровь-сосуды», меняющийся скачкообразно;

λ – интенсивность потока дискретных изменений процесса $e(t)$;

$U(t)$ – ЭКГ-сигнал;

$S(\omega)$ – спектральная плотность сигнала;

T – интервал времени наблюдения сигнала $U(t)$;

$\xi(t)$ – линейное преобразование сигнала $U(t)$;

$v(a, b)$ – результат вейвлет-преобразования сигнала $U(t)$;

$v(a, b)$ – результат вейвлет-преобразования сигнала

$\xi(t)$;

R_{vv} – нормированный совместный момент второго порядка случайных величин $v(a, b)$ и $v(a, b)$;

$X1_j$ и $X2_j$ – выборки ЭКГ-сигналов $U_{i,j}$ группированные по двум состояниям S_1 – норма (отсутствие сердечной патологии) и S_2 – инфаркт;

$dX1_j$ и $dX2_j$ – массивы производных ЭКГ-сигналов $dU_{i,j}$.

ВВЕДЕНИЕ

Вопросы совершенствования информационных технологий электрокардиографической диагностики вряд ли будут сняты с повестки дня, особенно для задач неинва-

живной электрофизиологии. Такие технологии хорошо дополняют врачебную логику описания изменений при традиционном контурном анализе электрокардиограмм (ЭКГ), обеспечивая получение дополнительной, хотя и экономически затратной, диагностической информации. Такая дополнительная информация характерна для электрокардиографии 3-го и 4-го поколений, базирующихся на использовании программного обеспечения систем ЭКГ высокого разрешения [1], спектрально-временного [2], поверхностного и дисперсионного картирования [4], дипольной электрокардиографии [4], анализа дисперсии амплитудных и временных характеристик P-QRS-T (анализ «beat-to-beat») [5] и т.д. В основе всех современных технологий кардиографического обследования лежат биофизически обоснованные многофакторные модели математического описания кардиологических процессов.

Главный недостаток таких информационных технологий – отсутствие предпосылок их последующего развития и совершенствования на базе принципиально новых вероятностно-статистических подходов по выделению скрытой информации. Такая информация содержится в динамике локальных электропотенциальных переходных процессов, зависящих не только от состояния сердечно-сосудистой системы, но и от электрофизических свойств некоторых тканей организма (кровь, стенки сосудов). Такая скрытая информация может позволить количественно выделить параметры динамического расогласования в «системе управления» электрической активностью сердца. Это расогласование, для существующих информационных электрокардиографических технологий, статистически не значимо, поскольку является случайным факторным возмущением, неслучайная динамика которого скрыта в его остаточной дисперсии.

Цель работы – вероятностное обоснование возможности формирования принципиально новых информативных диагностических признаков, использующих частотно-временную корреляцию между двумя вейвлет-спектрами ЭКГ-сигнала и его линейного преобразования.

1 ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Пусть мы имеем выборки дискретизированных ЭКГ-сигналов $U_{i,j}$ группированные по K состояниям, где $i = 1, 2, \dots, K$ – номер состояния; $j = 1, 2, \dots, N$ – номер сигнала в массиве. Каждый сигнал $U_{i,j}$ может быть представлен аддитивной моделью мышечной активности миокарда $E(t)$ и наведенного суммарного пьезопотенциала $e(t)$ клеточных структур, меняющийся скачкообразно с интенсивностью потока скачков λ . Согласно предложенной модели известно, что выборки сигналов по состояниям K отличаются интенсивностью потоков λ .

Тогда задача работы заключается в поиске информативных параметров для достоверной классификации состояния кардиосигнала $U_{i,j}$, на основе корреляционно-спектральных функций.

2 ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР

В классическом представлении ЭКГ-сигнал является разностью электрических потенциалов, измеренных

на поверхности тела и являющихся следствием мышечной активности миокарда. При этом сердце рассматривается как источник электрического поля $E(t)$, наводящего электрический ток $i(t)$, который протекает через последовательность электрических сопротивлений R_A, R_B, R_{AB} (отделы грудной клетки, конечности) (см. рис. 1) [6]. ЭКГ-сигнал $U(t)$ контактно снимается с двух точек поверхности тела, и представляет собой разность потенциалов φ_A и φ_B . В норме ЭКГ-сигнал является квазистационарным и имеет строго определенную форму, условно разделенную на интервалы, по соответствию определенным функциональным этапам работы сердца.

В ряде работ представлены теоретические и экспериментальные доказательства пьезоэлектрического эффекта макробиологических структур [7, 8], в том числе и структур, входящих в гидравлическую систему кровообращения. Так как, в качестве генератора механической нагрузки в такой системе выступает сердце, а в качестве объекта воздействия – клеточные структуры системы «кровь-сосуды», то наведенный суммарный пьезопотенциал $e(t)$ теоретически несет информацию о функциональном состоянии всей системы кровообращения. В работе [9] экспериментально доказано существование такого потенциала и показано, что они имеют дискретный (квантовый) характер и малые значения амплитуды (порядка мкВ). Эквивалентная электрическая схема формирования ЭКГ-сигнала (рис. 1) с учетом этого пьезопотенциала будет иметь вид, представленный на рис. 2.

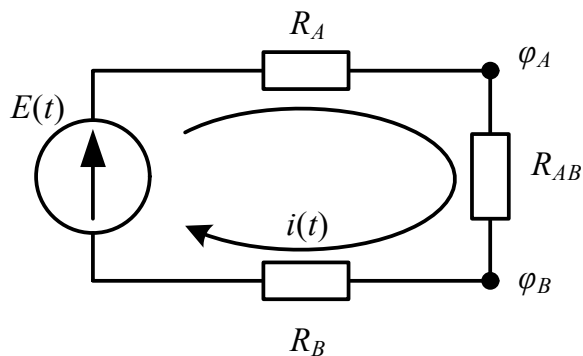


Рисунок 1 – Эквивалентная электрическая схема формирования ЭКГ-сигнала

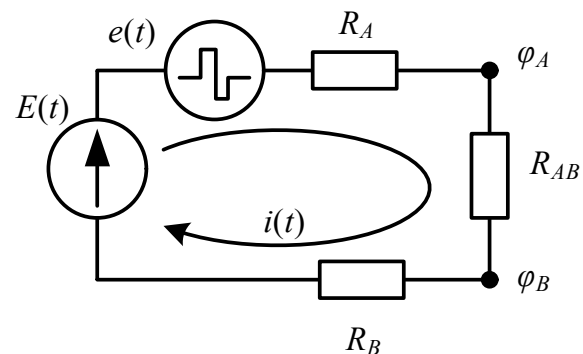


Рисунок 2 – Эквивалентная электрическая схема формирования ЭКГ-сигнала с учетом пьезопотенциала

При этом ЭКГ-сигнал может быть представлен в виде аддитивной модели

$$U(t) = E(t) + e(t), \quad (1)$$

где $E(t)$ – электрофизиологический сигнал, соответствующий активности миокарда за время наблюдения; $e(t)$ – наведенный суммарный пьезопотенциал клеточных структур системы «кровь-сосуды», меняющийся скачкообразно.

3 МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Аддитивная модель (1), как случайный процесс $U(t)$, нестационарность которого, определяет скачкообразный процесс $e(t)$, можно рассматривать, как случайный телеграфный сигнал [10]. Такой сигнал формируется на основе стационарного пуассоновского потока с интенсивностью λ упорядоченных временных точек $(t_k, k = 0, 1, 2, \dots, n)$. Будем считать, что $e(t) = m$, если n – четное, и $e(t) = -m$, если n – нечетное, $m = 0,5(e_{\max} - e_{\min})$.

Если начало отсчета – детерминировано ($e(t_0) = m$), что может быть обеспечено выбором детерминированного участка $E(t)$, например начало QRS-комплекса, то математическое ожидание процесса $e(t)$ является функцией времени t

$$M[e(t)] = m \cdot e^{-2\lambda t}.$$

Это указывает на априорную нестационарность процесса $e(t)$ на конечном интервале T времени наблюдения кардиосигнала, а следовательно, и всей аддитивной модели $U(t)$.

Спектральная плотность $e(t)$ имеет вид [11]

$$S_e(\omega) = \frac{m^2}{\pi} \cdot \frac{2\lambda}{4\lambda^2 + \omega^2}. \quad (2)$$

Считая процессы, $E(t)$ и $e(t)$ независимыми, что соответствует условию их аддитивности, спектр $U(t)$ определим, как сумму спектров составляющих процессов $E(t)$ и $e(t)$

$$S_U(\omega) = S_E(\omega) + S_e(\omega).$$

Случайный периодический нестационарный процесс $U(t)$ должен иметь спектр с изменяющейся мощностью гармоник в пределах интервала T времени его наблюдения. Это обусловлено случайностью пуассоновского потока временных точек $\{t_k\}_1^n$ и нестационарностью случайного процесса $e(t)$ по математическому ожиданию $M[e(t)]$. Это приводит, в свою очередь, и к изменению средней мощности гармоник для разных моментов времени внутри интервала T . Если рассматривать спектр процесса $U(t)$, т.е. спектр всего кардиосигнала в частот-

но-временной плоскости $[a, b]$ его вейвлет-преобразования (a – масштаб, b – временной сдвиг [12]) то имеет смысл рассматривать этот спектр как реализацию двумерной (зависящей от a и b) случайной величины. Информацию о неслучайных параметрах кардиосигнала будут нести не только средние значения (по a или b) спектра, но и отклонения от него отдельных гармоник. Для получения информации нужно подвергнуть процесс $U(t)$ безинерционному преобразованию $\xi(t) = L[u(t)]$, которое, не меняя вероятностной модели исходного процесса $U(t)$, внесет частотно-временные изменения в числовые характеристики (например, в среднее и дисперсию) гармоник спектра $v(a, b)$ преобразованного процесса. Информацию о свойствах спектральной нестационарности процесса $U(t)$ можно получить исследуя, например, функцию когерентности взаимосвязанных процессов $U(t)$ и $\xi(t)$. Такая функция используется для количественного описания стохастических связей периодически нестационарных случайных процессов [13], позволяя выявлять взаимокорреляционные и взаимоспектральные отличия таких процессов. Чаще всего функция когерентности конкретизируется для амплитудно- и фазомодулированных сигналов, при идентификации и локализации источников их искажения.

По отношению к спектрам $v(a, b)$ и $v(a, b)$ сигнала $U(t)$ и его преобразования $\xi(t)$, функция когерентности может быть трансформирована в коэффициент нормированной межспектральной корреляции (как аналога функции автокогерентности [14]):

$$R_{vv} = \frac{M \left[\overset{\circ}{v}(a, b) \cdot \overset{\circ}{v}(a, b) \right]}{M \left[\overset{\circ}{v}(a, b)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \cdot M \left[\overset{\circ}{v}(a, b)^2 \right]^{\frac{1}{2}}}. \quad (3)$$

Фактически, R_{vv} – это нормированный совместный момент второго порядка случайных величин $v(a, b)$ и $v(a, b)$.

Если в качестве процесса $\xi(t)$ рассматривать скорость $V_U(t)$, то корреляция R_{vv} между суммарной мощностью двух гармоник процесса $U(t)$ на частотах ω_1, ω_2 ($\omega_2 > \omega_1$)

$$v = S_e(\omega_1) + S_e(\omega_2) + S_E(\omega_1) + S_E(\omega_2) \cdot v = S$$

и мощностью v гармоник спектра процесса $V_U(t)$

$$v = \omega_1^2 \cdot S_e(\omega_1) + \omega_2^2 \cdot S_e(\omega_2) + \omega_1^2 \cdot S_E(\omega_1) + \omega_2^2 \cdot S_E(\omega_2),$$

будет определяться числовыми характеристиками двух случайных гармоник спектра $v(a, b)$ исходного процесса. К таким характеристикам следует отнести дисперсию σ_1^2 и σ_2^2 гармоник на частотах ω_1 , и ω_2 , а также нормированный коэффициент R их парной корреляции.

Если ввести обозначения

$$\begin{cases} \gamma_{\omega} = \frac{\omega_2}{\omega_1}; \\ \gamma_{\sigma} = \frac{\sigma_2}{\sigma_1}, \end{cases}$$

то правая часть уравнения (3) примет вид

$$R_{v\omega} = \frac{1 + \gamma_{\omega}^2 \gamma_{\sigma}^2 + (1 + \gamma_{\omega}^2) \cdot R \cdot \gamma_{\sigma}}{(1 + \gamma_{\sigma}^2 + 2R\gamma_{\sigma})^{1/2} \cdot (1 + \gamma_{\omega}^4 \gamma_{\sigma}^2 + 2R\gamma_{\omega}^2 \gamma_{\sigma})} \quad (4)$$

Отношение γ_{σ} с учетом математической модели (2) спектральной плотности $S_e(\omega)$ и асимптотическом стремлении дисперсий σ_1^2 и σ_2^2 к нулю, примет вид

$$\gamma_{\sigma} = \left[\frac{(2\lambda)^2 + \omega_1^2}{(2\lambda)^2 + \omega_2^2} \right] \quad (5)$$

Уравнения (4) и (5) показывают, что коэффициент $R_{v\omega}$ межспектральной корреляции зависит только от вероятностных свойств спектра $v(a, b)$ нестационарного процесса $e(t)$. Спектр $S_E(\omega)$ не участвует в формировании коэффициента $R_{v\omega}$. По сути, энергетически более слабый квантованный процесс $e(t)$ задает модель спектральной нестационарности всего кардиосигнала. Используя выражения (4) и (5), можно выделить следующие важные свойства коэффициента $R_{v\omega}$, как информативного параметра об энергетических особенностях спектра периодически нестационарного кардиосигнала.

1. При спектральной стационарности процесса $e(t)$ и отсутствии стохастической связи между гармониками спектра $S_e(\omega)$ (при $|R| = 1$), параметр $R_{v\omega} = 1$. (Связь между гармониками – детерминирована, функциональная).

2. Спектральная нестационарность процесса $e(t)$ в частотно-временной плоскости $[a, b]$ приводит к следующей модели управления знаком параметра $R_{v\omega}$:

$$\begin{cases} R_{v\omega} \geq 0, \text{ если } -\rho_0 \leq R < 1; \\ R_{v\omega} < 0, \text{ если } -1 \leq R < -\rho_0, \end{cases}$$

где
$$|\rho_0| = \frac{1 + \gamma_{\omega}^2 \cdot \gamma_{\sigma}^2}{(1 + \gamma_{\omega}^2) \cdot \gamma_{\sigma}} \quad (6)$$

причем всегда $|\rho_0| < 1$.

3. Отрицательные значение ($R < 0$) коэффициента парной корреляции (между соседними гармониками спектра квантованного процесса $e(t)$) свидетельствует о перераспределении мощности между этими гармониками. Если же $R \geq 0$, то имеет место инъекция дополнительной энергии в биоэлектрическую систему управле-

ния кардиопроецессом. Пороговое значение информативного параметра $R_{v\omega}^{(0)}$, соответствующее условию $R \geq 0$, описывается выражением

$$R_{v\omega}^{(0)} = \frac{1 + \gamma_{\omega}^2 \cdot \gamma_{\sigma}^2}{(1 + \gamma_{\sigma}^2)^{1/2} (1 + \gamma_{\omega}^4 \cdot \gamma_{\sigma}^2)^{1/2}} \quad (7)$$

С учетом (7), переход от этапа перераспределения полученной энергии между гармониками к этапу инъекции новой порции энергии определяется (по информативному параметру $R_{v\omega}$) условием:

$$R_{v\omega} \geq R_{v\omega}^{(0)} \quad (8)$$

4. Интенсивность λ потока дискретных изменений процесса $e(t)$ влияет на отношение γ_{σ} (следует из выражения (5)). Увеличение приводит к увеличению γ_{σ} , а следовательно, и к увеличению параметров $|\rho_0|$, (уравнение (6)) и параметра $R_{v\omega}^{(0)}$ (уравнение (7)). В этом случае, увеличивается вероятность события, когда $R_{v\omega} \geq 0$, а вероятность события противоположного ($R_{v\omega} < 0$) – снижается. Снижается и вероятность выполнения неравенства $R < 0$, что указывает на уменьшение интенсивности перераспределения мощности между соседними гармониками.

4 ЭКСПЕРИМЕНТЫ

Для проведения исследования были использованы 100 ЭКГ-сигналов, из которых были сформированы выборки $X1_j$ и $X2_j$ одинакового объема $N = 50$ по двум состояниям S_1 – норма (отсутствие сердечной патологии) и S_2 – инфаркт. Каждый ЭКГ-сигнал представлял собой вектор значений уровня U_j , которые следовали с дискретностью 1000 отсчетов за минуту, где $i = (0, 1 \dots n_j)$ – номер отсчета, а n_j – длина j -го ЭКГ-сигнала.

Каждый элемент выборок был подвергнут линейному преобразованию – дискретному дифференцированию $dU_{ij} = 60(U_{ij} - U_{i-1j})/1000$, в результате которого были сформированы два массива $dX1_j$ и $dX2_j$.

Выборки исходные кардиосигналов $X1_j$, $X2_j$ и массивы после процедуры дифференцирования $dX1_j$ и $dX2_j$ были подвергнуты вейвлет-преобразованию на основе гауссовского вейвлета высокого порядка. Масштабы вейвлет-преобразования выбирались из условия конечности интервала корреляции для оценок коэффициента R_{vU} , задаваемого вероятностной моделью (6). Образцы ЭКГ-сигналов $U(t)$, построенные на основании данных $X1_j$, $X2_j$ и их вейвлет-спектры представлены на рис. 3.

Вейвлеты массивов исходных ЭКГ-сигналов $v(a, b)$ и результатов их линейного преобразования $u(a, b)$ были использованы для определения коэффициента межспектральной корреляции (3).

5 РЕЗУЛЬТАТЫ

В результате проведенной серии экспериментов были получены значения коэффициентов межспектральной корреляции R_{VV} для каждой пары выборок и зависимость КМК в функции сдвига. На рисунке 4 представлены производная кардиограммы $V_U(t)$ и функциональная информационная модель $R_{VV} = F(b | a[0,2;80])$ для двух состояний.

Анализ рисунков 3 и 4 показывает, что информационная модель R_{VV} является одномерной функцией только

времени наблюдения кардиосигнала (сдвига b), а вейвлет-коэффициенты $W(a, b)$ – двумерной функцией масштаба a и сдвига b . Это от, что модель R_{VV} по сравнению с моделью $W(a, b)$ имеет принципиально иное информационное содержание и отражает реальную динамику спектральной нестационарности кардиосигнала.

6 ОБСУЖДЕНИЕ

Зависимость информативного параметра R_{VV} от сдвига в (рис. 4а, б) раскрывает динамику электропотен-

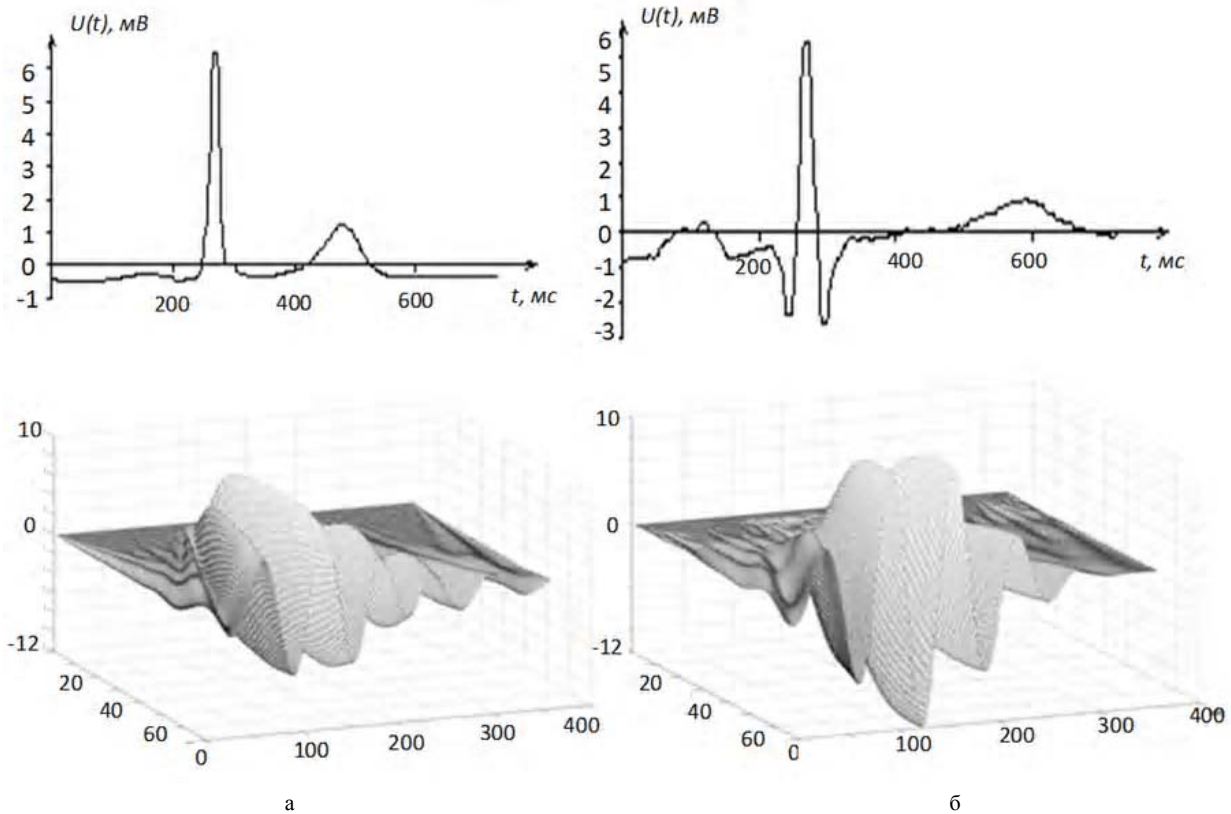


Рисунок 3 – ЭКГ-сигналы и их вейвлет-спектры для состояний: а – S_1 – норма, б – S_2 – инфаркт

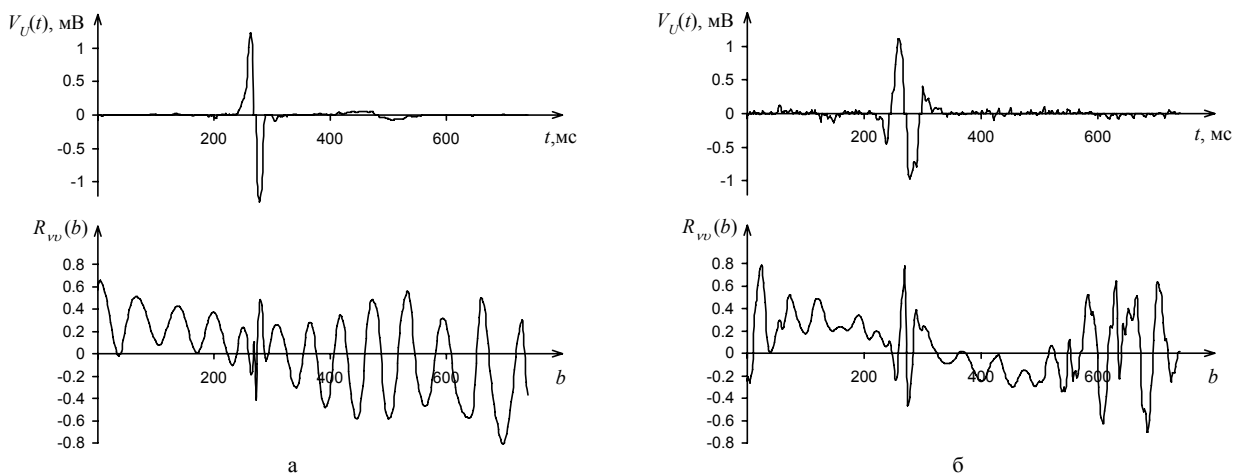


Рисунок 4 – Производные ЭКГ-сигналов $V_U(t)$ по времени и зависимость R_{VV} в функции сдвига для: а – S_1 – норма, б – S_2 – инфаркт

циальных энергетических изменений кардиосигнала для состояний S_1 и S_2 . Во-первых, для состояния S_1 характерна высокая ритмичность циклов модели перераспределения электропотенциальной энергии в пределах спектра мощности на всем периоде наблюдения кардиосигнала ($T = b_{\max} = 700$ мс.). Для состояния S_2 такая ритмичность отсутствует (зависимость $R_{VU}(b)$ – случайный процесс).

Во-вторых, для состояния S_1 количество практически синусоидальных циклов в зависимости $R_{VU}(b)$ соответствует числу n моментов времени электропотенциальной квантованности процесса $e(t)$, причем $n = n_1 = 15$. Для состояния S_2 количество циклов (хаотически несинусоидальных) увеличено ($n_2 = 26$). Последнее свидетельствует о повышенной ($n_2 > n_1$) спектральной нестационарности ЭКГ-сигнала для состояния S_2 – инфаркт.

В-третьих, из рисунка 4 а, б следует, что морфологический анализ кардиограмм можно заменить анализом их спектральной нестационарности, что позволяет автоматизировать процедуру вычисления количественных параметров нестационарности, нормированных в пределах от -1 до $+1$ (при сохранении адекватных различий в классифицируемых кардиосостояниях).

Для оценки дискриминирующих свойств коэффициента межспектральной корреляции $R_{VU}(b)$ была проведена линейная дискриминация [15, 16] состояний S_1 и S_2 по независимым выборкам ЭКГ-сигналов. Эквивалентные, геометрическим расстоянием между S_1 и S_2 , среднеквадратические расстояния составили значения от 8,45 до 12,27, что соответствует среднему риску распознавания менее, чем ($10^{-7} \div 10^{-10}$). Качество такой дискриминации не только подтверждает практически безошибочную традиционную кардиодиагностику инфаркта, но и указывает на высокую информационную значимость коэффициента R_{VU} . Такой коэффициент может быть использован, например, для создания метрических шкал кардиосостояний, обладающих высокой разрешающей способностью, поскольку модель R_{VU} имеет норму ($-1 \leq R_{VU} \leq 1$).

ВЫВОДЫ

В работе проведено вероятностное обоснование возможности формирования принципиально новых информативных диагностических признаков, использующих частотно-временную корреляцию между двумя вейвлет-спектрами ЭКГ-сигнала и его линейного преобразования. В качестве результатов исследования можно выделить следующее:

1. Теоретически и экспериментально подтверждена спектральная нестационарность кардиосигнала, которая была получена с использованием аддитивной модели ЭКГ-сигнала и обусловлена наличием эффектов квантованности скорости его изменения.

2. Проведен вероятностный анализ спектров аддитивной модели ЭКГ-сигнала, который позволил функционально связать спектральную нестационарность кардиосигнала с эффектами квантованности скорости его из-

менения, обусловленные пьезоэлектрическими эффектами в системе «кровь-сосуды».

3. Разработан метод параметрического определения метрически нормированного коэффициента межспектральной корреляции, позволяющий количественно описать динамику локально-спектральных изменений кардиосигнала для задач автоматического экспресс-контроля и диагностики кардиосостояний.

4. Проведена кардиодиагностика двух состояний (норма, инфаркт) на основе разработанного метода. Среднеквадратические расстояния для этих состояний составили значения от 8,45 до 12,27.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Karimipour Atiyeh Real-time electrocardiogram P-QRS-T detection – delineation algorithm based on quality-supported analysis of characteristic templates / Atiyeh Karimipour, Mohammad Reza Homaeinezhad // Computers in Biology and Medicine. – 2014. – P. 153–165. DOI: 10.1016/j.combiomed.2014.07.002.
2. Rudenko M. Y. New philosophy of validation and verification for cardiology: classical proof theory imported from natural sciences / M. Y. Rudenko, G. Krstačić // Cardiometry. – 2014. – № 4 – P. 16–30. DOI: 10.12710/cardiometry.2014.4.1630
3. Sur M. S. Wavelet-based Electrocardiogram signal compression methods and their performances: A prospective review-Biomedical Signal Processing and Control 14 / M. S. Sur, S. Dandapat. – 2014. – P. 73–107.
4. Chouakri S. A. Wavelet Denoising of the Electrocardiogram Signal Based on the Corrupted Noise Estimation / S. A. Chouakri, F. Bereksi-Reguig, S. Ahmandi, O. Fokapu. // IEEE 2005. – P. 1021–1024. DOI: 10.1109/CIC.2005.1588284
5. Sasikala P. Extraction of P wave and T wave in Electrocardiogram using Wavelet Transform / P. Sasikala, W. Banu // International Journal of Computer Science and Information Technologies. – 2011. – Vol. 2 (1). – P. 489–493.
6. Медицинские приборы : Разработка и применение / Авт. Кол. : Д. В. Кларк мл., М. Р. Ньюман, В. Х. Олсон и др., ред. Джон Г. Вебстер. – К. : Медторг, 2004. – 620 с.
7. Halperin C. Piezoelectric Effect in Human Bones Studied in Nanometer Scale / C. Halperin, S. Mutchnik, A. Agronin, M. Molotskii, P. Urenski, M. Salai, G. Rosenman. – Department of Orthopedic Surgery, Beilinson Campus, Rabin Medical Center, Petah-Tiqwa, 49100, Israel, and Department of Electrical Engineering-Physical Electronics, School of Engineering, Tel Aviv University, Ramat-Aviv. – Israel, 2004. – pp. 1253 – 1256. DOI: 10.1021/nl049453i
8. Two-Dimensional Nanoscale Structural and Functional Imaging in Individual Collagen Type I Fibrils / Catalin Harnagea, Martin Vallières, Christian P. Pfeffer, Dong Wu, Bjorn R. Olsen, Alain Pignolet, François Légaré, Alexei Gruverman. – Biophys J. 2010 Jun 16. – P. 3070–3077. DOI: 10.1016/j.bpj.2010.02.047.
9. Пьезобиосинтез: предпосылки, гипотезы, факты: моногр. – В 4-х т. – Т. 4 / [В. В. Бойко, Б. Б. Бандурян, Е. А. Булат и др. ; под общ. ред. В. В. Бойко, Е. И. Сокола, П. Н. Замятина] ; Харьков : Изд-во «Піручник НТУ «ХПР»», 2017. – 656 с. – На рус. яз.
10. Smith D. R. Random telegraph signals in charge coupled devices / D. R. Smith, A. D. Holland, I. B. Hutchinson // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. – 2004. – 15 p. DOI: org/10.1016/j.nima.2004.03.210
11. Karami M. A. Random Telegraph Signal in Single-Photon Avalanche Diodes / Mohammad Azim Karami, Cristiano Niclass, Edoardo Charbon // International Image Sensor Workshop. – Bergen, Norway, IISW, 2009. – P. 1–4.

12. Jun Li. A Wavelet Approach to Edge Detection: a thesis to The Department of Mathematics and Statistics in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in the subject of Mathematics / Li Jun. – Huntsville, Texas, 2003. – 80 p.
13. Hurd H. L. Periodically Correlated Random Sequences. Spectral Theory and Practice / H. L. Hurd, A. Miamer. – New Jersey : Wiley-Interscience, 2007. – 353 p.
14. Hinich M. J. A statistical theory of signal coherence / M. J. Hinich. – IEEE J. Oceanic Engineering. – Apr. 2000. – Vol. 25, №. 2. – P. 256–261. DOI: 10.1109/48.838988.
15. Fraley Chris. Model-Based Clustering, Discriminant Analysis, and Density Estimation / Fraley Chris., E. Raftery Adrian // Journal of the American Statistical Association. – 2002. – № 458, Vol. 97. – P. 611–631.
16. Georg H. Estimating Continuous Distributions in Bayesian Classifiers / H. George, P. Langley // Proceedings of the Eleventh Conference on Uncertainty in Artificial Intelligence. San Mateo : Morgan Kaufmann. – 1995. – P. 338–345.

Статья поступила в редакцию 14.08.2017.
После доработки 16.03.2018.

Шапов П. Ф.¹, Коваль С. Н.², Король Є. І.³, Томашевський Р. С.⁴, Магдаліц Т. І.⁵

¹Д-р техн. наук, професор кафедри промислової та біомедичної електроніки національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут», Харків, Україна

²Д-р мед. наук, професор, завідувач відділенням артеріальної гіпертонії ДУ «Національний інститут терапії імені Л. Т. Малої НАМНУ», Харків, Україна

³Канд. техн. наук, доцент кафедри промислової та біомедичної електроніки національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут», Харків, Україна

⁴Канд. техн. наук, доцент кафедри промислової та біомедичної електроніки національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут», Харків, Україна

⁵Канд. мед. наук, Харківської медичної академії післядипломної освіти, кафедри терапії, нефрології та сімейної медицини, Харків, Україна

ІНФОРМАТИВНІ ПАРАМЕТРИ ДИНАМІЧНОЇ НЕСТАЦІОНАРНОСТІ КАРДІОСИГНАЛІВ

Актуальність. Сучасна електрокардіографія, незважаючи на якісне поліпшення в апаратному забезпеченні та можливості обробки даних, на сьогоднішній день практично вичерпала ресурс отримання додаткової діагностичної інформації. У статті зроблена спроба створення нового методу обробки електрокардіограм на основі використання моделі ЕКГ-сигналу, яка враховує п'єзоелектричний ефект в деяких біологічних тканинах і клітинних з'єднаннях (кров, стінки судин).

Мета роботи. Вірогідніше обґрунтування можливості формування принципово нових інформативних діагностичних ознак, які використовують частотно-часову кореляцію між двома вейвлет-спектрами ЕКГ-сигналу і його лінійного перетворення.

Метод. В якості такої моделі використовується адитивна модель потенціалу серцевого м'яза (наведеного електричного поля) і п'єзоелектричного потенціалу системи «кров-судини», викликаного скороченням міокарда. Для виділення впливу викликаного потенціалу в роботі запропоновано метод лінійного перетворення ЕКГ-сигналу, що має високу чутливість до локальної спектральної нестационарності. Для реалізації цього методу використано вейвлет-перетворення і запропонований кількісний показник спектральної нестационарності ЕКГ-сигналу – коефіцієнт нормованої міжспектральної кореляції (КНМК). Розроблений математичний апарат в роботі використаний для аналізу двох електрокардіографічних сигналів, умовної норми і з наслідком інфаркту міокарда.

Результати. В результаті розрахованих КНМК показана можливість кількісної відмінності цих станів з досить високою статистичною достовірністю. Базовим результатом роботи є вірогідніше обґрунтування можливості формування принципово нових інформативних діагностичних ознак, які використовують частотно-часову кореляцію між двома вейвлет-спектрами ЕКГ-сигналу та його лінійного перетворення. Висока чутливість та інформаційна значимість кореляційних діагностичних ознак підтверджені прикладами дискримінації параметрично неоднорідних ЕКГ-сигналів.

Висновки. Теоретично та експериментально підтверджена спектральна нестационарність кардіосигналу; отриманий функціональний зв'язок спектральної нестационарності ЕКГ-сигналу з ефектами квантованості швидкості його зміни; розроблений метод параметричного визначення коефіцієнта міжспектральної кореляції, що дозволяє кількісно описати динаміку локально-спектральних змін кардіосигналу для задач автоматичного експрес контролю та діагностики кардіостанів і проведена його апробація.

Ключові слова: квантованість швидкості кардіосигналу, спектральна нестационарність, вейвлет-перетворення, перетворення кардіосигналу, кореляція вейвлет-спектрів.

Shchapov P. F.¹, Koval S. N.², Korol E. I.³, Tomashevskiy R. S.⁴, Mahdalyts T. I.⁵

¹Dr. Sc., Professor, Chair of Industrial and Biomedical Electronics, National Technical University “Kharkov Polytechnic Institute”, Kharkov, Ukraine.

²Dr. Sc., Professor, Head of the Department of Arterial Hypertension of the State Enterprise “National Institute of Therapy named after L.T. Maloy, National Academy of Sciences of Ukraine”, Kharkov, Ukraine.

³Ph.D., Associate Professor, Department of Industrial and Biomedical Electronics, National Technical University “Kharkov Polytechnic Institute”, Kharkov, Ukraine.

⁴Ph.D., Associate Professor, Department of Industrial and Biomedical Electronics, National Technical University “Kharkov Polytechnic Institute”, Kharkov, Ukraine

⁵Ph.D., Kharkov Medical Academy of Postgraduate Education, Department “Therapy, Nephrology and Family Medicine”, Kharkov, Ukraine

INFORMATIVE PARAMETERS OF DYNAMIC NONSTATIONARY OF CARDIOSIGNALS

Context. Modern electrocardiography, in spite of qualitative improvement in hardware and data processing capabilities, for today has practically exhausted a resource of reception of the additional diagnostic information. In the article an attempt is made to create a new method for processing electrocardiograms based on the use of the ECG signal model, which takes into account the piezoelectric effect in some biological tissues and cell connections (blood, vessel walls).

Objective. Probabilistic justification of the possibility of forming fundamentally new informative diagnostic features, which uses the time-frequency correlation between two wavelet spectra of the ECG signal and its linear transformation.

Method. As such a model is used the additive model of the potential of the cardiac muscle (induced electric field) and the piezoelectric potential of the blood-vessel system caused by myocardial contraction. To isolate the influence of the induced potential is proposed a method of linear transformation ECG signal. This method has a high sensitivity to local spectral nonstationarity. Wavelet transform is used to implement this method. The coefficient of normalized inter-spectral correlation (CNIC) is proposed as a quantitative indicator of the spectral nonstationarity of the ECG signal. The developed mathematical apparatus in the work is used for the analysis of two electrocardiographic signals: conditional norm and with the consequence of myocardial infarction.

Results. As a result of the calculated CNIC, the possibility of a quantitative difference of these states with a sufficiently high statistical reliability is shown. The basic result of the work is a probabilistic justification for the possibility of forming fundamentally new informative diagnostic features using the time-frequency correlation between two wavelet spectra of an ECG signal and its linear transformation. High sensitivity and information significance of correlation diagnostic features are confirmed by examples of discrimination of parametrically inhomogeneous ECG signals.

Conclusions. Main results of the study: the spectral non-stationarity of the cardiac signal has been confirmed theoretically and experimentally; The functional interrelation of the spectral nonstationarity of the ECG signal with the effects of quantization of the rate of its change is obtained; A method for the parametric determination of the coefficient of inter-spectral correlation was developed, which makes it possible to quantitatively describe the dynamics of the local spectral changes in the cardiac signal for the tasks of automatic express control and diagnostics of cardiac states and carried out its approbation.

Keywords: quantization of cardiac signal speed, spectral nonstationarity, wavelet transform, cardiac signal transformation, correlation of wavelet spectra.

REFERENCES

1. Karimipour Atiyeh, Mohammad Reza Homaeinezhad Real-time electrocardiogram P-QRS-T detection – delineation algorithm based on quality-supported analysis of characteristic templates, *Computers in Biology and Medicine*, 2014, P. 153–165. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2014.07.002.
2. Rudenko M. Y., Krstajić G. New philosophy of validation and verification for cardiology: classical proof theory imported from natural sciences, *Cardiometry*, 2014, No. 4, pp. 16–30. DOI: 10.12710/cardiometry.2014.4.1630
3. Sur M. S., Dandapat S. Wavelet-based Electrocardiogram signal compression methods and their performances: A prospective review-Biomedical Signal Processing and Control 14, 2014, pp. 73–107.
4. Chouakri S. A., Bereksi-Reguig F., Ahmandi S., Fokapu O. Wavelet Denoising of the Electrocardiogram Signal Based on the Corrupted Noise Estimation, *IEEE*, 2005, pp. 1021–1024. DOI: 10.1109/CIC.2005.1588284
5. Sasikala P., Banu W. Extraction of P wave and T wave in Electrocardiogram using Wavelet Transform, *International Journal of Computer Science and Information Technologies*, Vol. 2 (1), 2011, pp. 489–493.
6. Avt. Kol.: D. V. Klark ml., M. R. Niuman, V. Kh. Olson y dr., Red. Dzhon H. Vebster Medytsynskye prybory: Razrabotka y pryomenenye. Kiev, Medtorh, 2004, 620 p.
7. Halperin C., Mutchnik S., Agronin A., Molotskii M., Urenski P., Salai M., Rosenman G. Piezoelectric Effect in Human Bones Studied in Nanometer Scale. Department of Orthopedic Surgery, Beilinson Campus, Rabin Medical Center, Petah-Tiqwa, 49100, Israel, and Department of Electrical Engineering-Physical Electronics, School of Engineering, Tel Aviv University, Ramat-Aviv. Israel, 2004, pp. 1253–1256. DOI: 10.1021/nl049453i
8. Catalin Harnagea, Martin Vallières, Christian P. Pfeffer, Dong Wu, Bjorn R. Olsen, Alain Pignolet, François Lègarè, Alexei Gruverman Two-Dimensional Nanoscale Structural and Functional Imaging in Individual Collagen Type I Fibrils, *Biophys J.*, 2010, Jun 16, pp. 3070–3077. DOI: 10.1016/j.bpj.2010.02.047.
9. Boiko V. V., Bandurian B. B., Bulat E. A. y dr.; pod obshch. red. V. V. Boiko, E. Y. Sokola, P. N. Zamiatyna Pezobyosyntezy: predposylky, hypotezy, fakty: monohr. V 4-kh t. Vol. 4. Kharkov, Yzd-vo «Pidruchnyk NTU «KhPI»», 2017, 656 p. Na rus. Yaz.
10. Smith D. R., Holland A. D., Hutchinson I. B. Random telegraph signals in charge coupled devices, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 2004, 15 p. DOI. org/10.1016/j.nima.2004.03.210
11. Mohammad Azim Karami, Cristiano Niclass, Edoardo Charbon Random Telegraph Signal in Single-Photon Avalanche Diodes, *International Image Sensor Workshop*. Bergen, Norway, IISW, 2009, pp. 1–4.
12. Jun Li. A Wavelet Approach to Edge Detection: a thesis to The Department of Mathematics and Statistics in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in the subject of Mathematics. Huntsville, Texas, 2003, 80 p.
13. Hurd H. L., Miamee A. Periodically Correlated Random Sequences. Spectral Theory and Practice. New Jersey, Wiley-Interscience, 2007, 353 p.
14. Hinich M. J. A statistical theory of signal coherence, *IEEE J. Oceanic Engineering*. Apr. 2000, Vol. 25, No. 2, P. 256–261. DOI: 10.1109/48.838988.
15. Fraley Chris, Raftery Adrian E. Model-Based Clustering, Discriminant Analysis, and Density Estimation, *Journal of the American Statistical Association*, 2002, No. 458, Vol. 97, pp. 611–631.
16. Georg H., Langley P. Estimating Continuous Distributions in Bayesian Classifiers, *Proceedings of the Eleventh Conference on Uncertainty in Artificial Intelligence*. San Mateo: Morgan Kaufmann, 1995, pp. 338–345.