А. Н. Голубинский, С. В. Дворянкин

СПОСОБ СРАВНИТЕЛЬНОГО АНАЛИЗА ПОРТРЕТОВ АКУСТОКАРДИОГРАММ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

Введение

На сегодняшний день выявление сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) человека с помощью аппаратно-программных средств является актуальной задачей. Автоматическая и объективная диагностика ССЗ по кардиограммам представляет большой практический интерес для медицины [1].

Однако адекватное автоматическое выявление ССЗ по параметрам кардиограммы является сложной задачей, как в плане математической формализации, так и в отношении способов четкой параметрической конкретизации ССЗ — однозначного автоматического детектирования ССЗ по кардиосигналу.

Кардиограмма — графическое изображение работы сердца. В настоящее время наибольшее распространение получила электрокардиография — методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Электрокардиограмма (ЭКГ) — графическое представление разностей потенциалов, возникающих в результате работы сердца, регистрируемых на поверхности тела.

Перспективным методом исследования кардиограмм является акустокардиография [1, 2] — методика регистрации и исследования акустических полей, образующихся при работе сердца. Данный метод достаточно прост в реализации и позволяет выявить ряд незначительных отклонений в работе сердца, недоступных ЭКГ-методу [2]. Акустокардиограмма (АКГ) — графическое изображение акустических сигналов, снятых с поверхности тела и возникающих в результате работы сердца.

При этом одним из существенных достоинств системы телемедицины на основе акустокардиографов является возможность проведения мероприятий по дистанционной профилактике сердечно-сосудистых заболеваний населения с использованием простейших устройств регистрации тонов и шумов сердца непосредственно пациентами без привлечения медицинского персонала [1].

В последнее время предлагается ряд направлений и методов, способствующих решению задачи выявления ССЗ по акустокардиограммам [1—10]. Перспективным математическим аппаратом в этом плане является непрерывный вейвлет-анализ, позволяющий вычислить частотно-временные характеристики кардиосигнала с удовлетворительным разрешением по времени и частоте, выявив существенные особенности в анализируемом сложном нестационарном сигнале.

При этом в источниках [1, 2] приводятся сведения об удовлетворительных результатах работы компьютерного детектора состояния сердечно-сосудистой системы (ССС), основанного на использовании вейвлет-преобразования. Однако в литературе, как правило, не указывается важная, необходимая для обработки кардиосигнала информация как об используемом вейвлете, так и о мерах различимости для принятия решения. Данная информация, разумеется, является «ноу-хау» разработчиков программно-аппаратных средств, что в итоге, к сожалению, не позволяет оценить потенциальную надежность и адекватность математических моделей, используемых при разработке заявляемых систем выявления ССЗ. Следует отметить, что каждый из приведенных выше вопросов является самостоятельной научной задачей, требующей решения и детального анализа.

Дополнительные трудности при обработке кардиосигналов с целью выявления сердечно-сосудистых заболеваний вызывает отсутствие подходов, основанных на использовании адекватной математической модели кардиосигнала. Данная ситуация обусловлена, прежде всего, сложностью кардиосигнала [3—8].

В связи с этим математическая формализация и решение задач, способствующих выявлению ССЗ человека, несомненно, актуальны.

Цель работы — разработка способа анализа акустокардиограмм для выявления сердечно-сосудистых заболеваний при использовании непрерывного вейвлет-анализа; сравнительный анализ вейвлет-спектров кардиосигналов для различных состояний сердечно-сосудистой системы.

Акустокардиограф состоит из следующих блоков, представленных на рис. 1:

– акустический кардиосигнал — блок регистрации акустических сигналов (присоска и специальный микрофон, аналогово-цифровой преобразователь);

– параметризация — блок формирования существенных параметров АКГ;

– обучение — блок регистрации существенных параметров АКГ;

– база данных — блок хранения существенных параметров АКГ;

– мера различимости — блок расчета меры различимости, между существенными параметрами исследуемой АКГ и параметрами АКГ при патологиях ССС;

– критерий принятия решения — блок сопоставления рассчитанных мер различимости на основе выбранного критерия;

– порог принятия решения — блок вычисления порога на основе заданных ошибок первого и второго рода (заданной средней вероятности равных ошибок);

– результат диагностирования — блок формирования решения о наличии (или отсутствии) сердечно-сосудистого заболевания.

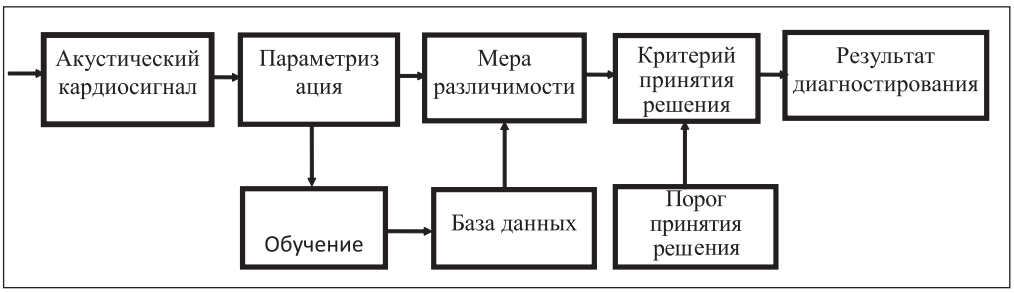

Рис. 1. Типовая структурная схема акустокардиографа для выявления сердечно-сосудистых заболеваний

Следует отметить, что необходимо использовать микрофон и аналогово-цифровой преобразователь, у которых нижняя частота регистрации акустических кардиосигналов не более 0,5 Гц, в противном случае можно потерять существенную информацию, характеризующую состояние ССС, заключенную в низкочастотной составляющей сигнала.

Математический аппарат вейвлет-анализа может быть успешно использован для анализа сложных нестационарных сигналов (например, речевых сигналов [3], кардиосигналов [1], сейсмических сигналов [11] и др.).

Приведем математическую формализацию способа анализа акустокардиограмм для выявления сердечно-сосудистых заболеваний.

Информация о состоянии ССС человека заключается в характеристиках, описывающих сложное нестационарное колебание — кардиосигнал. Следовательно, для выявления ССЗ человека необходимо анализировать динамические характеристики кардиограммы. Известно [12–15], что кардиосигнал является результатом различных фаз работы сердца. На нормальной ЭКГ имеются следующие зубцы P, Q, R, S, T, U [14]. Информация о состоянии ССС заключается в форме (основные параметры — длительность и амплитуда) следующих сегментов, в общем случае меняющихся во времени [14]:

– амплитуда (значение и знак) зубцов: P, Q, R, S, T, U;

– длительность сегментов: P, Q, R, S, T, U, P-Q, QRS, RS-T, QRST, T-P, Q-T, R-R и др.

Основной проблемой при решении задачи о выявлении ССЗ по АКГ является выделение существенных параметров, адекватно описывающих состояние ССС человека.

Преимущество вейвлет-анализа перед кратковременным преобразованием Фурье — переменное значение временного и частотного «окон», это позволяет осуществлять более точный частотно-временной анализ для малых по длительности высокочастотных составляющих и больших по длительности низкочастотных составляющих кардиосигнала. Таким образом, одним из эффективных альтернативных методов частотно-временного анализа является непрерывное вейвлет-преобразование, позволяющее проводить анализ на произвольно выбираемых частотах с корректировкой размера окна преобразования под каждую анализируемую частоту.

Отметим, что непрерывное вейвлет-преобразование (НВП) имеет преимущество перед дискретным в виде возможности получения характеристик и параметров в аналитическом виде, что позволяет получать аналитические выражения для практической оценки существенных параметров [16, 17]. Также некоторые материнские вейвлеты непрерывного вейвлет-преобразования в ряде случаев непосредственно соответствуют конкретному физическому процессу, что определяет потенциально более высокую точность описания относительно дискретного вейвлет-анализа.

К преимуществу вейвлета Морле следует отнести наличие параметров σ (параметр масштаба, влияющий на ширину окна) и ξ (доминантная частота, позволяющая варьировать избирательность базиса) [11, 18–24], варьируя которые можно добиться: 1) приемлемой ширины для частотного и временного «окон» (параметр σ); 2) высокой точности аппроксимации, используя небольшое количество коэффициентов вейвлет-преобразования — вследствие «резонанса» сигнала с вейвлетом (параметр ξ).

1. Теоретический анализ

НВП сигнала $f(t)$ осуществляется путем свертки [16, 17]:

$$W_u(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} u(t)\cdot\psi_{a,b}(t)\mathrm{d}t = \frac{1}{\sqrt{|a|}}\int_{-\infty}^{\infty} u(t)\cdot\psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right)\mathrm{d}t\,, \qquad (1)$$

где b — координаты сдвига (размерность времени); a — масштаб (безразмерная величина, обратно пропорциональная частоте); двухпараметрическая вейвлетная функция:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \qquad (2)$$

здесь $\psi(t)$ — материнский вейвлет, который должен удовлетворять условиям:

1) временной и частотной локализации;

2) нулевого среднего (для выполнения условия допустимости): $\int_{-\infty}^{\infty}\psi(t)\,\mathrm{d}t = 0$;

3) ограниченности: $\int_{-\infty}^{\infty}|\psi(t)|^2\,\mathrm{d}t < \infty$.

Также для удобства анализа вводят дополнительное условие:

4) единичной нормы: $\int_{-\infty}^{\infty}\psi(t)\cdot\psi^*(t)\mathrm{d}t = 1$.

Вейвлет Морле, в общем случае, задается выражением:

$$\psi(t) = \frac{\mathrm{e}^{j\xi t}\cdot\mathrm{e}^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} - \mathrm{e}^{-\frac{\xi^2\sigma^2}{2}-\frac{t^2}{2\sigma^2}}}{\sqrt{\sigma}\sqrt[4]{\pi}\sqrt{1+\mathrm{e}^{-\xi^2\sigma^2}-2\cdot\mathrm{e}^{-\frac{3\xi^2\sigma^2}{4}}}}\,, \qquad (3)$$

однако на практике условие нулевого среднего с высокой точностью (значение которого не превышает 10^{-3}) выполняется при $\xi > 4$, в результате упрощенный материнский вейвлет Морле [18]:

$$\psi(t) \approx \frac{1}{\sqrt{\sigma}\sqrt[4]{\pi}}\mathrm{e}^{j\xi t}\cdot\mathrm{e}^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}}\,. \qquad (4)$$

С учетом (4) НВП (1) для вейвлета Морле приобретает вид:

$$W_u(a,b)=\frac{1}{\sqrt{\sigma}\sqrt[4]{\pi}\sqrt{|a|}}\int\limits_{-\infty}^{\infty}u(t)\cdot\exp\left(-\frac{(t-b)^2}{2\sigma^2a^2}-j\xi\frac{t-b}{a}\right)\mathrm{d}t\,. \tag{5}$$

На практике стоит задача обработки кардиосигнала, заданного набором отсчетов $x_i=x(t_i)=x(i\cdot\Delta)$, $i\in\overline{0,N-1}$, где N — количество отсчетов. Непосредственное вычисление интеграла НВП $W_x(a,b)$ численными методами, помимо проблемы сходимости для малых значений a, требует достаточно больших машинно-временных ресурсов.

Для практической обработки сигнала акустокардиограммы с целью выявления сердечно-сосудистых заболеваний человека необходимо использовать быстрые алгоритмы, позволяющие проводить вычисления с приемлемой для решаемой задачи скоростью.

В настоящей работе для быстрого вычисления НВП кардиосигнала использовался алгоритм, который основывается на выражении, следующем из равенства Парсеваля [23]:

$$W_x(a,b)=\frac{\sqrt{a}}{2\pi}\int\limits_{-\infty}^{\infty}X(\omega)\cdot\Psi^*(a\cdot\omega)\cdot\mathrm{e}^{j\omega b}\,\mathrm{d}\omega, \tag{6}$$

где $X(\omega)$ и $\Psi(\omega)$ — соответственно преобразование Фурье от $x(t)$ и $\psi(t)$. Выражение (6) для дискретных значений:

$$\begin{aligned}&a_m=a_{\min}+\Delta a\cdot m,\ m=0,1,...,(N_a-1);\ \Delta a=(a_{\max}-a_{\min})/(N_a-1);\\&b_n=b_{\min}+\Delta b\cdot n,\ n=0,1,...,(N_b-1);\ \Delta b=(b_{\max}-b_{\min})/(N_b-1),\end{aligned} \tag{7}$$

принимает вид:

$$W_x(m,n)=\frac{\sqrt{a_m}}{2\pi}\sum_{k=0}^{N-1}\dot{C}_k\cdot\Psi_\omega^*(k,m)\cdot\mathrm{e}^{\frac{j2\pi\cdot n\cdot k}{N}}, \tag{8}$$

где $\dot{C}_k$ — коэффициенты дискретного преобразования Фурье (ДПФ) для отсчетов x_i, которые можно вычислить на основе алгоритма быстрого преобразования Фурье (БПФ). Выражение (8) определяет алгоритм расчета НВП, в котором обратное ДПФ от произведения $\left(\dot{C}_k\cdot\Psi_\omega^*(k,m)\right)$ вычисляется с помощью процедуры БПФ.

Для вейвлета Морле (1) преобразование Фурье:

$$\Psi(\omega)=\sqrt{2\pi}\cdot\sigma\cdot\exp\left(-\frac{\sigma^2(\xi-\omega\cdot a)^2}{2}\right); \tag{9}$$

таким образом, функция:

$$\Psi_\omega(k,m)=\sqrt{2\pi}\cdot\sigma\cdot\exp\left(-\frac{\sigma^2}{2}\left(\xi-\frac{2\pi\cdot k\cdot a_m}{N\cdot\Delta}\right)^2\right), \tag{10}$$

где Δ — шаг дискретизации:

$$\Delta=\frac{1}{f_d}, \tag{11}$$

здесь f_d — частота дискретизации.

Выберем шаг дискретизации исходя из теоремы Котельникова:

$$f_\mathrm{d}\ge2\cdot f_\mathrm{в}, \tag{12}$$

где f_B — верхняя частота в спектре сигнала, выбранная на основе ограничения по некоторому практическому критерию. Выберем верхнюю частоту:

$$f_B=3\cdot f_{max}, \tag{13}$$

где

$$f_{\max}=\max[f_l]=\frac{1}{T_{\min}}=\frac{1}{\min[T_l]}, \tag{14}$$

при этом спектральные составляющие $U(f)$ математической модели кардиосигнала начиная с f_B уменьшаются в 200 и более раз относительно максимального значения.

Используя выражения (11)–(14) и учитывая, что временной интервал наблюдения:

$$(N-1)\cdot\Delta = P\cdot T_{RR}, \tag{15}$$

получим выражения для оценки количества отсчетов:

$$N \geq 6P\frac{T_{RR}}{T_{\min}}+1. \tag{16}$$

При $P=3$, T_{RR}= 1 с, $T_{\min}$ = 0,04 с должно быть значение $N \geq 451$. Для вычисления коэффициентов ДПФ на основе алгоритма БПФ примем ближайшее значение двойки в целой степени $N=512$. Таким образом, выберем $\Delta = P\cdot T_{RR}/(N-1) \approx 5{,}871\cdot10^{-3}$ (f_d = 170,333 Гц).

2. Модельный пример локального спектра непрерывного вейвлет-преобразования

В качестве примера приведем рис. 2, на котором показан локальный спектр (скалограмма) НВП

$$E_u(a,b) = |W_u(a,b)|^2, \tag{17}$$

построенный в логарифмическом масштабе:

$$E_{\text{дБ }u}(a,b) = 10\cdot\lg\left(\frac{E_u(a,b)}{\max[E_u(a,b)]}\right) \tag{18}$$

для отсчетов $u_i = u(t_i) = u(i\cdot\Delta)$ математической модели кардиосигнала (19):

$$u(t) = \sum_{p=0}^{P-1}\sum_{l=1}^{6}[\sigma(t-(p\cdot T_{RR}+t_l))-\sigma(t-(p\cdot T_{RR}+t_l+\tau_l))]\cdot A_l\cdot\sin\left[\frac{\pi}{\tau_l}(t-(p\cdot T_{RR}+t_l))+\varphi_l\right] \tag{19}$$

при параметрах из таблицы 1. В формуле (19) A_l, T_l и φ_l — соответственно амплитуда, период и начальная фаза l-го импульса (характеризующего соответствующий зубец); t_l — время начала l-го импульса; $\sigma(t)$ — функция включения (Хевисайда); P — количество импульсов за три секунды; T_{RR} — период одного сердечного цикла. Для расчетов были приняты значения параметров вейвлета Морле: σ = 1 с, ξ = 5 Гц [18, 19].

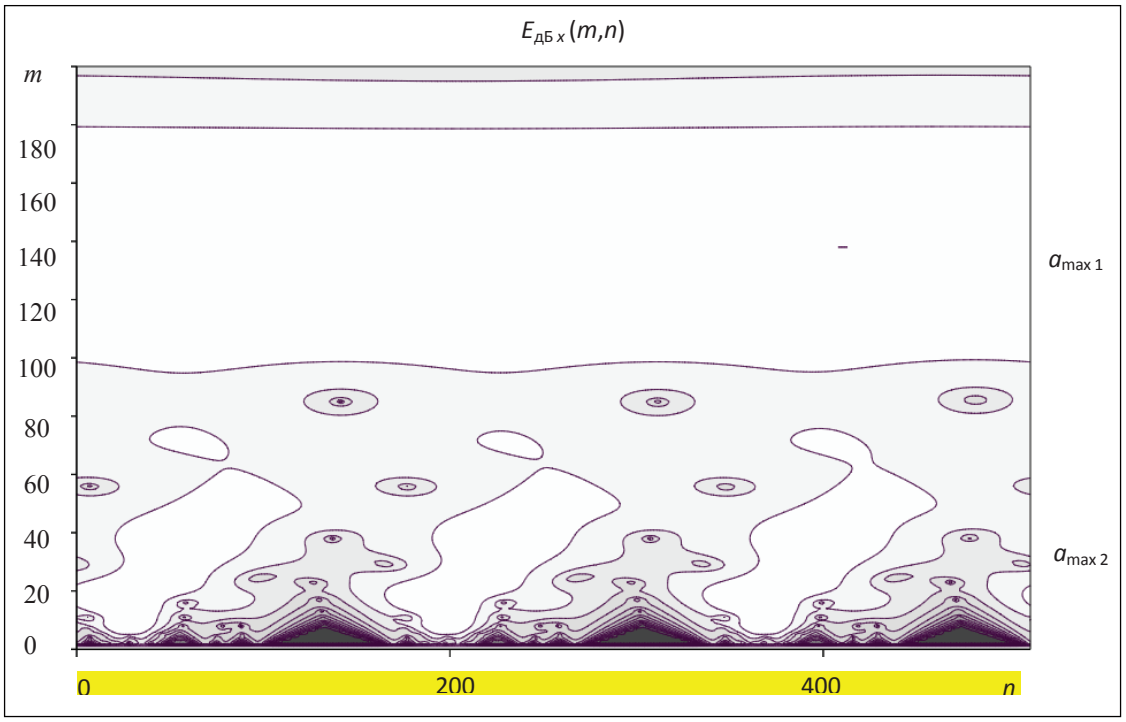

Рис. 2. Локальный спектр НВП математической модели кардиосигнала

Таблица 1.

Зубец	l	A_l	φ_l	τ_l, с	T_l, с	t_l, с
P	1	2,5	0	0,08	0,16	0
Q	2	2	ϖ	0,02	0,04	0,12
R	3	10	0	0,04	0,08	0,14
S	4	4	ϖ	0,025	0,05	0,18
T	5	3,333	0	0,16	0,32	0,245
U	6	1	ϖ	0,1	0,2	0,47

Как видно из рис. 2, в спектре НВП присутствуют максимумы (белые области) на масштабах $a_{\max 1} = 136$, $a_{\max 2} = 20$, соответствующих частотам локальных максимумов $f_{\max 1} = 1{,}016$ Гц; $f_{\max 2} = 6{,}91$ Гц (первая и седьмая гармоники).

Для вейвлета Морле положение локального максимума для некоторого масштаба $a_{\max 0}$ определяется выражением

$$f_0 \approx \frac{\xi + \sqrt{\xi^2 + 2\sigma^{-2}}}{4\pi \cdot a_{\max 0}}. \qquad (20)$$

3. Экспериментальная часть

На рис. 3 и 4 приведены локальные спектры НВП $E_x(a,b) = |W_x(a,b)|^2$ для соответственно АКГ человека с нормальным синусовым ритмом и для АКГ с патологией ССС — аритмией в виде синусовой тахикардии. При этом частота дискретизации $f_d = 200$ Гц (выбрана по теореме Котельникова (12), при значении $f_B = 2{,}64 \cdot f_{-20\text{дБ}}$, где $f_{-20\text{дБ}} \approx 37{,}9$ Гц — частота, начиная с которой спектральные составляющие ослабляются более чем на 20 дБ от максимального значения); $N = 600$ (длительность кардиосигнала 3 секунды).

Из сравнения графиков на рис. 3 и 4 видно, что для кардиосигнала при синусовой тахикардии (рис. 4) области глобальных максимумов по оси сдвигов следуют примерно в два раза чаще (частота сердцебиения примерно в два раза больше).

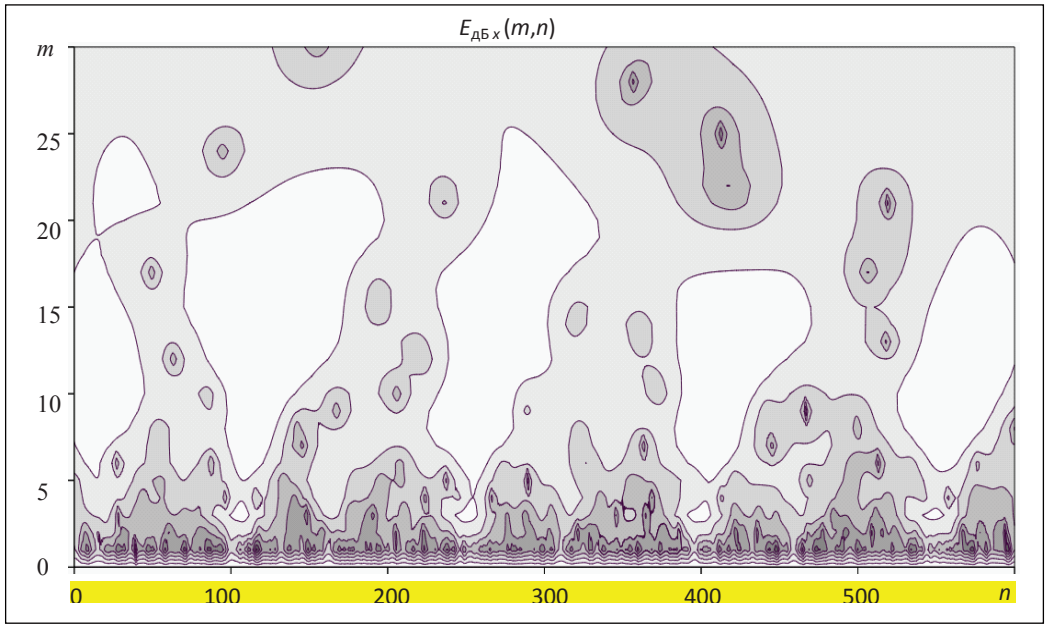

Рис. 3. Локальный спектр НВП кардиосигнала при нормальном синусовом ритме

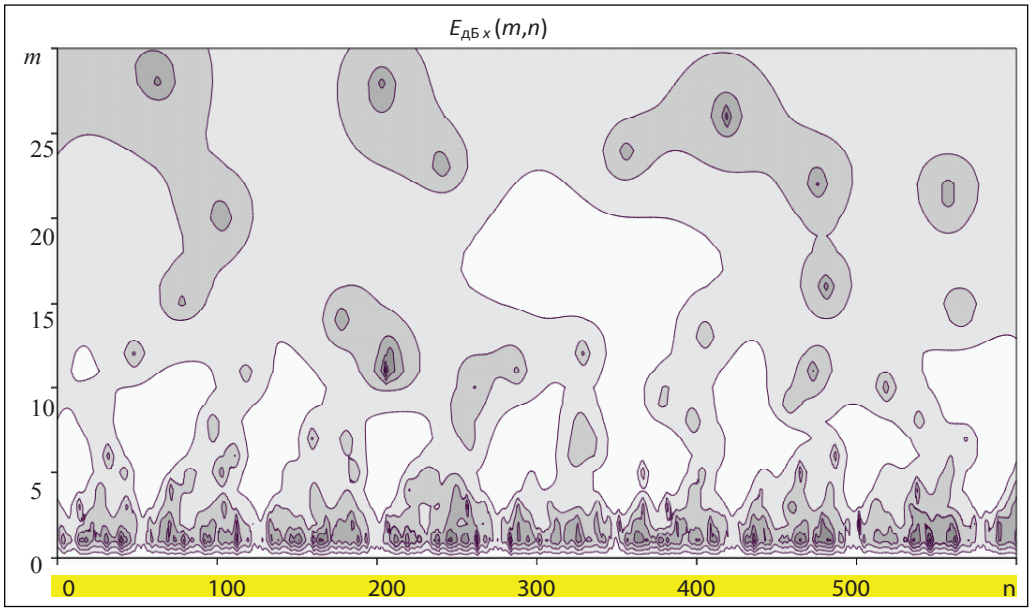

Рис. 4. Локальный спектр НВП кардиосигнала при синусовой тахикардии

Также из анализа графиков, представленных на рис. 3 и 4, видно, что для кардиосигнала при синусовой тахикардии частота, соответствующая наибольшему глобальному максимуму, имеет бульшее значение (из рис. 4: $a_{\max 0} \approx 7{,}5 \cdot \Delta$; $f_0 \approx 21{,}6$ Гц) по сравнению с кардиосигналом при нормальном синусовом ритме (из рис. 3: $a_{\max 0} \approx 24 \cdot \Delta$; $f_0 \approx 6{,}8$ Гц). Данный факт указывает на смещение глобального максимума спектра кардиосигнала в сторону высоких частот при ускорении сердцебиения.

Для детектирования состояния ССС предлагается использовать следующую меру различимости между локальными спектрами НВП:

$$\delta W_{p,q} = \frac{\sum_{m=0}^{N_a-1}\sum_{n=0}^{N_b-1}\left(E_{дБ\,p}(m,n) - E_{дБ\,q}(m,n)\right)^2}{\sum_{m=0}^{N_a-1}\sum_{n=0}^{N_b-1}\left(E_{дБ\,0}(m,n)\right)^2} \cdot 100\,\% \,, \qquad (21)$$

здесь $p = \overline{1,P}$, где P — количество исследуемых реализаций кардиосигнала; $q = \overline{1,Q}$, где Q — количество видов состояний ССС человека (в базе данных); $E_{дБ\,0}(m,n)$ — локальный спектр НВП в логарифмическом масштабе для состояния ССС «норма». Мера различимости (21) является относительно простой в плане вычислений, при этом обладая удовлетворительной точностью различения разных видов состояний ССС человека.

Следует отметить, что использование линейного шага масштаба приводит к избытку информации о частотной структуре кардиосигнала в области больших значений масштабов (низкочастотная область) и к недостатку информации в области малых значений масштабов (высокочастотная область). Устранение данной проблемы и соответственно повышение точности распознавания при анализе акустокардиограмм можно осуществить путем использования нелинейного (например, показательного) вида аппроксимации функции изменения масштаба НВП. Заметим, что данное направление является перспективным, в смысле развития математического аппарата, применительно к обработке акустокардиограмм для выявления сердечно-сосудистых заболеваний.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. *Горшков Ю. Г., Парашин В. Б., Каиндин А. М.* Экспериментальная система телемедицины «АКУСТОКАРД» // XX Международная научная конференция «Информатизация и информационная безопасность правоохранительных органов»: Сборник трудов. М.: Академия управления МВД России, 2011. С. 494–495.
2. http://acustocard.ru.
3. *Горшков Ю. Г.* Новые решения речевых технологий безопасности // Специальная техника. 2006. № 4. С. 71–84.
4. *Ламброу Т., Линней А., Спеллер Р.* Применение вейвлет-преобразования к обработке медицинских сигналов и изображений // Компьютерра. 1998. № 8. С. 50–51.
5. *Бойцов С. А., Гришаев С. Л., Солнцев В. Н., Кудрявцев Ю. С.* Анализ сигнал-усредненной ЭКГ (по данным вейвлет-преобразования) у здоровых и больных ИБС // Вестник аритмологии. 2001. № 23. С. 32–35.
6. *Синютин С. А.* Технология использования анализа электрофизиологических сигналов с использованием вейвлет-преобразования // Вестник новых медицинских технологий. 2002. № 1. С. 58–62.
7. *Чесноков Ю. В., Чижиков В. И.* Вейвлет-преобразование в обработке электрокардиограмм // Вестник новых медицинских технологий. 2003. № 1–2. С. 5–6.
8. *Клинаев Ю. В., Монахова О. А.* Компьютерное прогнозирование динамики критических состояний на основе вейвлетного анализа биомедицинских сигналов // Вестник СГТУ. 2007. № 2. С. 74–82.
9. Патент на изобретение № 2256400 РФ: МПК 7 A64B5/0402. Устройство для регистрации электрокардиосигналов / О. Н. Бодин, Л. Ф. Бартош, Ф. Л. Бартош, И. П. Бурукина. № 2003130909/14; заявл. 20.10.03; опубл. 20.07.05.
10. *Рунова Е. В.* Вейвлет-анализ вариабельности сердечного ритма в оценке функционального состояния регуляторных систем организма человека. АКД. Нижний Новгород, 2008. – 24 с.
11. *Новиков Л. В.* Основы вейвлет-анализа сигналов. СПб.: ИАнП РАН, 1999. –152 с.
12. *Гриффин Б., Тополь Э.* Кардиология. М.: Практика, 2008. – 1248 с.
13. Кардиология. Национальное руководство / Под ред. Ю. Н. Беленкова, Р. Г. Оганова. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 1255 с.
14. *Кечкер М. И.* Руководство по клинической электрокардиографии. М.: Инсайт, 2000. – 396 с.
15. *Хэмптон Дж. Р.* Атлас ЭКГ. 150 клинических ситуаций. М.: БелМедКнига, 2008. – 320 с.
16. *Короновский А. А., Храмов А. Е.* Непрерывный вейвлет-анализ и его приложения. М.: Физматлит, 2003. – 176 с.
17. *Леваль Дж.* Введение в анализ данных с применением непрерывного вейвлет-преобразования. URL: http://www.autex.spb.ru/cgi-bin/download.cgi?wvlt_lewalle.
18. *Добеши И.* Десять лекций по вейвлетам. Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001. – 464 с.
19. *Бурнаев Е. В.* Применение вейвлет-преобразования для анализа сигналов / Е. В. Бурнаев. М.: МФТИ, 2007. – 138 с.
20. *Витязев В. В.* Вейвлет-анализ временных рядов. СПб.: Изд-во С.-Петерб. ун-та, 2001. – 58 с.
21. *Астафьева Н. М.* Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // УФН. 1996. № 11. С. 1145–1170.
22. *Воробьев В. И., Грибунин В. Г.* Теория и практика вейвлет-преобразования. СПб.: ВУС, 1999. – 204 с.
23. *Малла С.* Вейвлеты в обработке сигналов. М.: Мир, 2005. – 671 с.
24. *Чуи К.* Введение в вейвлеты. Пер. с англ. Я. М. Жилейкина. М.: Мир, 2001. – 412 с.
25. *Поликар Р.* Введение в вейвлет-преобразование. URL: http://www.autex.spb.ru.
26. *Погвизд С.* Кардиология. URL: http://www.practica.ru/BK1/5.htm.