

Н.Т. Абдуллаев, О.А. Дышин, Г.Т. Хасмамедова

СПЕКТРАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ-ПАКЕТНОЙ ОБРАБОТКИ

Аннотация

Для распознавания электрокардиографических сигналов предлагается использовать информативные признаки в виде средних мощностей их вейвлет-пакетных коэффициентов и значения энтропии этих коэффициентов. Эти параметры принимаются диагностически значимыми при сравнении кардиосигналов пациентов.

Введение

Большинство медицинских сигналов (в том числе и электрокардиографические сигналы) имеет сложные частотно-временные характеристики. Для анализа этих сигналов нужен метод, обеспечивающий хорошее разрешение по частоте и по времени. Первое требуется для локализации низкочастотных составляющих, второе – для разрешения компонентов высокой частоты.

Существуют два возможных варианта анализа нестационарных сигналов такого типа.

Первый из них состоит в предварительном разбиении нестационарного сигнала на временные сегменты (фреймы) – участки квазистационарности, статистики которых не меняются (или почти не меняются) со временем, и последующем применении параметрического представления сигнала (в виде модели авторегрессии АР [1], или модели авторегрессии – скользящего среднего [2], или применения локального преобразования Фурье). Обнаружить границы квазистационарных участков, т. е. моменты резких изменений временного ряда, необходимо с наименьшим запаздыванием. Для этого нужно привлекать методы последовательного статистического анализа, используемые для решения задачи о скоростном обнаружении нарушения стационарного режима («разладки») [3], [4].

Второй вариант – вейвлет-преобразование. В этом случае сигнал анализируется путем разложения по базисным функциям, полученным из некоторого прототипа путем сжатий, растяжений и сдвигов. Методы вейвлет-анализа принципиально дают возможность выявлять частотно-временные неоднородности исследуемых процессов без каких-либо ограничений на их эргодичность [5]. В отличие от преобразования Фурье (ПФ), вейвлет-преобразование (ВП) обеспечивает двумерное представление исследуемого сигнала – в частотной области в плоскости частота-положение. Аналогом частоты при этом является масштаб аргумента базисной функции (чаще всего – времени), а положение характеризуется ее сдвигом. Это позволяет разделять крупные и мелкие детали сигналов, одновременно локализуя их на временной шкале. Иными словами, вейвлет-анализ можно характеризовать как локализованный спектральный анализ, или спектральный анализ локальных возмущений [6].

Особенности анализа электрокардиографической информации с использованием непрерывных вейвлет-преобразований (НВП) исследованы в работах [7]-[9]. Однако, как указано в [10], [11], численная реализация НВП связана с рядом трудностей. К ним относятся: выбор набора временных масштабов, выбор длины анализируемой временной реализации, уточнение области влияния краевых условий в вейвлетном спектре, соотношение между масштабами вейвлетного преобразования и частотами гармонического анализа, оценка точности численной реализации НВП. Для функций, имеющих непрерывные производные порядка α ($\alpha \geq 1$), двусторонние оценки погрешности вычисления НВП получены в [12]. В общем случае для функций с разрывной первой производной вопрос оценки точности вычисления НВП остается открытым.

В данной работе предлагается использовать для спектрального анализа электрокардиографических (ЭКГ) сигналов вейвлет-пакетный анализ (ВПА) [13], [14].

Показано преимущество такого подхода по сравнению со спектральным анализом как на основе ПФ, так и на основе классической схемы вейвлет-анализа [15]. Для распознавания ЭКГ-сигнала предлагается использовать информативные признаки в виде средних мощностей вейвлет-пакетных коэффициентов.

Показана возможность использования НВП в неинвазивной электрокардиографии для диагностики таких нарушений сердечно-сосудистой системы (ССС), как мерцательная аритмия, желудочковая тахикардия (ЖТ) и желудочковая фибрилляция (ЖФ). Кроме того, ВПА дает возможность получения еще одной числовой характеристики – значения энтропии коэффициентов в узлах дерева разложения. Эта характеристика также имеет диагностическую значимость при сравнении кардиосигналов пациентов [13].

Спектральный анализ ЭКГ-сигналов в вейвлетном базисе

С точки зрения цифровой фильтрации, ВП можно представить с помощью двух особым образом сконструированных фильтров с конечной импульсной характеристикой (КИХ фильтров) и прореживанием во времени (децимацией): сигнал пропускается через два фильтра – низкой (H) и высокой (G) частоты – с частотой среза, равной π . Так как в

результате фильтрации частотный диапазон уменьшается в два раза, то соответственно в два раза можно уменьшить частоту дискретизации высокочастотной и низкочастотной составляющих. Затем высокочастотная составляющая запоминается, а с низкочастотной составляющей производят аналогичную операцию, т. е. на каждом этапе происходит фильтрация низкочастотной составляющей, полученной на предыдущем этапе. Такая схема получила название схемы субполостного кодирования (субполостной фильтрации) [16].

Так как КИХ-фильтры не являются идеальными, то в каждой составляющей произойдет эффект наложения частот (элайзинг). Для предотвращения элайзинга в банк фильтров включают фильтры с прямоугольной характеристикой. Такие фильтры, однако, приводят к так называемому эффекту Гиббса, вследствие которого возникают разрывы непрерывности сигнала на концах участка. С целью устранения явления Гиббса используются различные весовые функции (окна) [17].

Таким образом, в классической схеме вейвлет-разложения, предложенной Маллатом [15], на каждом шаге происходит октавополосное «расщепление» (splitting) сигнала на ВЧ- и НЧ-составляющие и «отсечение» ВЧ-составляющей. В результате получается «однобокое» бинарное дерево разложения.

Изменчивость частоты сердечных сокращений содержит важную информацию. Основные особенности ЭКГ-сигнала заключается в следующем [18]. Во временной области он не является ни периодическим, ни полностью случайным. В частотной области он состоит из трех спектральных пиков: высокочастотного (HF) пика вблизи 0,2 Гц, низкочастотного (LF) – около 0,1 Гц, и сверхнизкочастотного (VLF) пика, называемого $1/f$ компонентой, поскольку ее спектральная амплитуда растет с убыванием частоты.

В развитие теории кратномасштабного (мультиразрешающего) анализа (КМА) Р. Койфманом и М. Викархаузером [14] предложено усовершенствовать классическую схему вейвлет-расположения [15] за счет дополнительной обработки высокочастотных составляющих пирамиды анализируемого сигнала. В результате получается «полное» (сбалансированное) дерево. Ветвям дерева соответствует набор подпространств сигнала с базисами, построенными, как и для однобокого дерева, согласно КМА. Функции и фильтры, порождающие эти базисы, называются соответственно вейвлет-пакетами и пакетными фильтрами [13], [19].

Схема декомпозиции сигнала на основе алгоритма вейвлет-пакетов описана подробно в [20]. Согласно этой схеме, для вейвлет-пакетных коэффициентов $Z_{m,n}(i)$ индекс m соответствует номеру уровня разложения, индекс n – номеру субполосы на уровне m ($0 \leq n \leq 2^{m-1} - 1$). Шкала разрешения изменена путем замены уровня разрешения j на $\tilde{j} = J - j$, при этом значение $\tilde{j} = 0$ соответствует наилучшему (тонкому) значению $j = J$ и корень дерева располагается на уровне $m = 0$ ($m = \tilde{j}$).

На первом уровне ($m = 1$) исходный массив $S(t_i)$, $i = 0, 1, \dots, N - 1$, длиной N , кратной степени 2, раскладывается на два множества $Z_{1,0}(i)$ и $Z_{1,1}(i)$ путем свертки $S(t_i)$ с последовательностями $\{h(i)\}$ и $\{g(i)\}$, определяющими характеристики фильтров низкой H и высокой G частоты по формулам

$$\begin{aligned} y(i) &= \sum_{t=0}^{N-1} s(t)h(i-t); \\ y(i) &= \sum_{t=0}^{N-1} s(t)g(i-t). \end{aligned} \quad (1)$$

На втором уровне ($m = 2$) рассмотренные процедуры свертки вида (1) повторяются с каждым из полученных подмножеств $Z_{1,0}(i)$ и $Z_{1,1}(i)$. Процесс полной декомпозиции, называемой вейвлет-пакетом, предусматривает проведение K ($K \leq \log_2 N$) этапов, аналогичных первому. Аналитически рассмотренные процедуры можно представить следующими выражениями:

$$\begin{aligned} Z_{m,2n}(i) &= \sum_{t=0}^{N-1} Z_{m-1,n}(i) \cdot h_{m,n}(i-t); \\ Z_{m,2n+1}(i) &= \sum_{t=0}^{N-1} Z_{m-1,n}(i) \cdot g_{m,n}(i-t), \end{aligned} \quad (2)$$

где $1 \leq m \leq K$; $0 \leq n \leq 2^{m-1} - 1$. На первом уровне разложения в качестве $Z_{0,0}$ используются отсчеты сигнала $s(t_i)$. Значения элементов последовательностей $\{h(i)\}$ и $\{g(i)\}$ зависят от выбора вида масштабирующей функции $\varphi(t)$ и формы вейвлета $\psi(t)$. При выборе функций $\varphi(t)$ и $\psi(t)$ с компактными носителями в форме Добеши [5]

$$\begin{aligned} \varphi(t) &= \sqrt{2} \cdot \sum_{m \in Z} h_m \cdot \varphi(2t - m); \\ \psi(t) &= \sqrt{2} \cdot \sum_{m \in Z} \varphi(2t - m), \end{aligned} \quad (3)$$

где $g_m = (-1)^{1-m} h_{1-m}$; Z – множество целых чисел; последовательности $\{h(i)\}$ и $\{g(i)\}$ вычисляются следующим образом:

$$\begin{aligned} h_{m,n}(i) &= 2^{-m/2} \cdot \varphi(2^{-m} \cdot i - n); \\ g_{m,n}(i) &= 2^{-m/2} \psi(2^{-m} \cdot i - n). \end{aligned} \quad (4)$$

Пакетные вейвлет-алгоритмы встроены в систему компьютерной математики Wavelet Toolbox для MATLAB [13].

Выбор оптимальной структуры вейвлет-пакетного разложения сигналов и их информативных распознающих признаков

Описанный в предыдущем разделе алгоритм вейвлет-пакетного разложения сигналов должен быть адаптивным. В частности, если некоторые вейвлет-компоненты не так существенны, как другие, то они должны быть реализованы с меньшим количеством ветвей.

В связи с этим важно установить критерий эффективности алгоритма при определении оптимального количества уровней декомпозиции. Для решения данной задачи хорошо подходят классические критерии, основанные на минимуме энтропии. В соответствии с описанными в [21] свойствами

ми энтропии для сигналов, представляемых в виде ортогональных разложений, справедливо следующее выражение для энтропии сигнала S :

$$E(S) = \sum_i E(s_i), \quad (5)$$

где s_i – коэффициенты разложения сигнала S в ортонормированном базисе. В [21] приведен список типов энтропии для коэффициентов разложения сигнала по ортонормированному базису:

- 1) нормированная энтропия по Шеннону:
 $E(s_i) = -s_i^2 \cdot \log(s_i^2)$ (при соглашении $\log(0) = 0$);
- 2) концентрация по норме p при $p < 1$:
 $E(s_i) = |s_i|^p$ (обычно принимается $p = 0,5$);
- 3) логарифм «энергии» энтропии:
 $E(s_i) = \log(s_i^2)$;
- 4) пороговая энтропия:
 $E(s_i) = 1$, если $|s_i| > \epsilon$, где ϵ – пороговый уровень.

Для выбора наилучшего дерева разложения можно предложить следующий алгоритм. Для каждого уровня декомпозиции, начиная со второго, анализируются пары узлов, имеющих общего предка, путем сравнения суммы энтропии двух потомков с энтропией их предка на дереве разложения. Если энтропия предка оказалась меньше, то откачиваемся от его декомпозиции, т. е. отсекаем пару его потомков. Такое же отсечение будем производить по рекомендации [22] и в случае, когда расщепление данного предка на пару потомков приводит к ухудшению разрешения. Таким образом, получится оптимальная структура декомпозиции, дающая максимальное отношение сигнал/шум, при этом в обрабатываемом сигнале не искажается разрешающая способность.

Для установления информативных признаков сигнала рассчитаем среднюю мощность вейвлет-коэффициентов в каждой субполосе n оптимального дерева разложения. Набор полученных значений будет отражать наполнение субполос распадающегося сигнала аналогично частотному представлению. Более того, переход к средней мощности позволит использовать для распознавания относительно короткие входные реализации, что является важным моментом в работе систем экспресс-анализа. Ширина полосы частот, попавших в каждую из субполос, будет сужаться по мере увеличения номера уровня разложения, что следует из схемы вейвлет-пакета. Средние мощности вейвлет-коэффициентов в каждой субполосе, используемые в качестве признаков распознавания сигналов, вычисляются согласно следующему выражению [20]:

$$\bar{P}_{m,n} = \frac{\sum_{i=nN/2^m}^{((n+1)N/2^m)-1} (Z_{m,n}(i))^2}{N/2^m} \quad (n = 0, 1, \dots, 2^{m-1} - 1). \quad (6)$$

Для устранения чувствительности признаков к изменению средней мощности реализации распознаваемого сигнала значения $\bar{P}_{m,n}$, полученные по (6), нормируются относительно средней мощности $P_{0,0}$ входной реализации $s(t_i)$. Окончательно вектор

признаков $Y = \{y_2\}_{r=1, \bar{R}}$, состоящий из упорядоченной последовательности усредненных мощностей вейвлет-коэффициентов, формируется путем последовательной записи для всех типов вычисленных нормированных значений $\bar{P}_{m,n}$ слева направо и сверху вниз. Номер признака r определяется выражением $r = 2^m - 1 + n$ и соответствует порядковому номеру составляющего элемента вектора Y .

Анализ графиков вариации вейвлет-коэффициентов сердечного ритма в зависимости от масштаба указывает на то, что наклон графиков этих сигналов различен у здоровых людей и у людей с множественными коронарными нарушениями. При этом сигналы диастолического сердечного тона у здоровых людей более гладкие, чем у больных. Кроме того, некоторые высокочастотные компоненты диастолического сердечного тона, как замечено в [7], можно ассоциировать с наличием коронарной болезни сердца (КБС).

Дискретное вейвлет-преобразование (ДВП), используемое при вейвлет-пакетном разложении, получается из непрерывного вейвлет-преобразования (НВП)

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (7)$$

путем дискретизации сигнала $s(t)$, задавая его выборкой $\{S_i\}$, где $S_i = S(i \cdot \Delta t)$, и дискретизацией параметров масштаба a и положения b : $a = 2^m$, $b = n \cdot 2^m$. При этом $\Delta t = 1 / f_\delta$, где f_δ – частота дискретизации, связанная с максимальной частотой f_m сигнала соотношением $\Delta t = 1 / 2f_m$ (теорема Котельникова).

Поскольку масштаб a обратно пропорционален частоте сигнала f (т. е. частоте его Фурье-преобразования), то для выбранных f_δ и a и фиксированного вейвлета ψ можно определить частоту f , на которой вейвлет проанализирует сигнал:

$$f = k \cdot f_\delta / a. \quad (8)$$

В частности, для вейвлета «мексиканская шляпа» $k = 0,2222222$, а для инверсного вейвлета $k = 0,158333$ [8].

По полученным признакам $\bar{P}_{m,n}$, определяемым в каждой субполосе m по формуле (6), можно вычислить их среднеквадратическое отклонение

$$\sigma(m) = \left[\frac{1}{2^{m-1}} \sum_{n=0}^{2^{m-1}-1} (\bar{P}_{m,n} - \bar{P}_m)^2 \right]^{1/2}, \quad (9)$$

где

$$\bar{P}_m = \frac{1}{2^{m-1}} \sum_{n=0}^{2^{m-1}-1} \bar{P}_{m,n}. \quad (10)$$

Существуют два основных признака мерцания предсердия [8]. Первый – отсутствие на электрокардиограмме (ЭКГ) во всех ее отведениях зубцов P. Вместо них на протяжении всего сердечного цикла регистрируются частые нерегулярные волны мерцания предсердий – волны f . Эти волны лучше всего регистрируются в отведениях II, III, aVF, V1 и V2. Волны f появляются на ЭКГ совершенно беспорядочно и нерегулярно, имеют разную амплитуду

Таблица 1

Значения вейвлет-пакетных коэффициентов $Z_{m,n}$ для различных диагностических заключений

Норма						Тахикардия						Фибрилляция					
$m=0$	$m=1$	$m=2$	$m=3$	$m=4$	$m=5$	$m=0$	$m=1$	$m=2$	$m=3$	$m=4$	$m=5$	$m=0$	$m=1$	$m=2$	$m=3$	$m=4$	$m=5$
0	-0,423	-0,447	-0,008986	0,113	0,05	0	1,027	-0,258	-0,001762	0,013	0,021	0	0,177	0,056	0,043	0,031	0,033
	-0,51	-0,03	0,076	-0,031	-0,008018		-0,388	0,449	-0,052	-0,031	0,02		0,034	-0,024	0,014	0,041	-0,008444
		0,574	0,008258	0,062	-0,0082712			-0,256	0,269	0,00529	0,023			0,087	-0,029	-0,021	0,002087
		3,55	-0,00734	-0,013	-0,008365			0,036	-0,127	-0,018	-0,004229			-0,037	-0,027	0,012	-0,001904
			0,119	-0,012	0,007418				-0,022	0,088	0,001294				-0,002932	-0,0007599	-0,007124
			-0,075	0,019	0,03				0,025	0,006585	0,038				0,049	0,024	0,013
			-2,587	-0,013	-0,007765				-0,001508	-0,024	0,007672				-0,044	-0,052	0,001285
			-0,967	-0,038	0,008365				-0,052	0,024	-0,033				-0,003078	0,007865	0,003157
				-0,041	-0,04					-0,016	0,015					0,01	0,004347
				0,083	-0,019					0,036	-0,012					-0,012	-0,002743
				0,012	-0,003189					0,003002	-0,023					0,014	-0,012
				-0,083	0,028					-0,009151	0,025					-0,011	0,017
				-0,261	-0,005523					0,018	-0,014					-0,011	-0,018
				1,08	-0,004483					-0,032	0,00483					0,017	-0,000691
				-1,013	0,018					0,036	0,035					0,009915	0,00333
				-0,12	-0,029					0,018	0,018					-0,029	-0,012
					-0,01						-0,032						0,003251
					-0,053						-0,012						-0,006976
					0,038						-0,003536						-0,003371
					-0,013						-0,016						0,002121
					-0,024						-0,034						0,015
					0,016						0,017						0,0005684
					-0,01						-0,022						-0,003242
					0,018						0,007418						-0,002708
					0,226						0,044						0,0001641
					-0,468						0,044						-0,021
					-0,008229						-0,007765						0,005192
					0,312						0,031						-0,0072
					-0,079						-0,036						-0,01
					-0,111						0,027						-0,0006885
					-0,01						-0,014						0,007693
					-0,015						-0,047						-0,007039

ду и форму. Другим важнейшим признаком является нерегулярность желудочковых сокращений, что выражается в различных по продолжительности интервалах R-R.

Известно, что частота хаотичных волн f составляет около 6 Гц для крупноволновой формы аритмии и около 12 Гц – для мелковолновой [23]. Это и обуславливает, согласно первому основному признаку мерцания предсердия, уменьшение стандартного отклонения $\sigma(m)$ при мерцательной аритмии по сравнению с нормой, начиная с субполосы m , для которой $k \cdot f_0 / 2^m \approx 6$.

Для вейвлет-коэффициентов ЭКГ прослеживается значительное увеличение величины $\sigma(m)$, которое происходит приблизительно за 5 мин до развития приступа желудочковой тахикардии (ЖТ). Незначительное увеличение $\sigma(m)$ может происходить за 15 и 10 мин до пароксизма ЖТ и/или ЖФ (желудочковой фибрилляции). Следовательно, зависимость σ от параметра m можно использовать в качестве маркера пароксизма ЖТ и/или ЖФ (рис. 1).

Кроме стандартного отклонения $\sigma(m)$, диагностическую значимость имеет разница значений энтропии (5), пакетных вейвлет-коэффициентов (6) для различных патологий.

При проведении вычислительного эксперимента с общедоступного сайта www.PhysioNet.org были взяты ЭКГ-сигналы с диагнозами «Ventricular Tachyarrhythmia Database», «Intracardiac Atrial Fibrillation Database» и «Normal Sinus Rhythm Database» для II-го стандартного отведения. В этой базе представлено огромное количество ЭКГ-сигналов в цифровом виде, причем для каждого сигнала приводится подтвержденное кардиологами заключение. Параметры снятия ЭКГ (тип отведения, частота дискретизации, время, число отсчетов и амплитуда сигнала) включены в пробу. Частота дискретизации для различных проб варьируется от 125 до 1000 Гц. Значения представленных отсчетов с учетом знакового разряда соответствуют использованию 12-разрядного аналого-цифрового преобразователя (АЦП).

Для получения вейвлет-спектрограммы кардиосигналов было взято с указанного сайта 3 сигнала ЭКГ с отмеченными выше диагнозами. Полученные в результате вейвлет-пакетного анализа

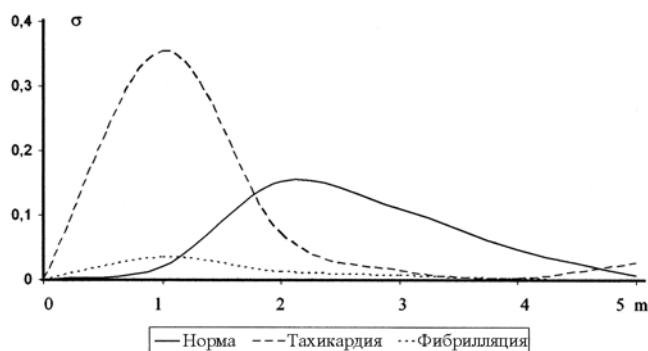


Рис. 1. Зависимость стандартных отклонений вейвлет-пакетных коэффициентов от уровня разрешения вейвлет-разложения

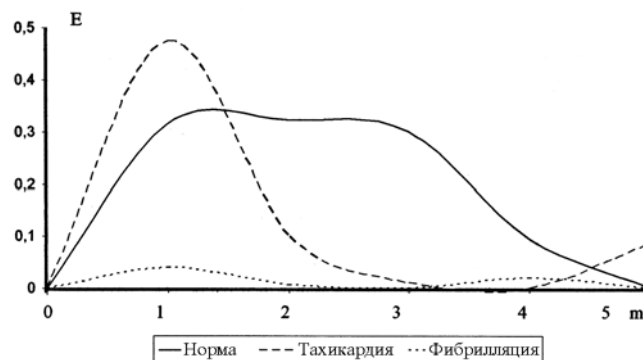


Рис. 2. Зависимость энтропии от уровня разрешения вейвлет-разложения

Таблица 2

Значения стандартных отклонений вейвлет-пакетных коэффициентов

	Норма	Тахикардия	Фибрилляция
$m = 0$	0	0	0
$m = 1$	0,02168	0,35375	0,0356
$m = 2$	0,15324	0,0722	0,01306
$m = 3$	0,10979	0,0135	0,0069
$m = 4$	0,04742	0,00185	0,00141
$m = 5$	0,0077	0,02625	0,000333

Таблица 3

Значения нормированной энтропии пакетных вейвлет-коэффициентов

	Норма	Тахикардия	Фибрилляция
$m = 0$	0	0	0
$m = 1$	0,31625244	0,47492954	0,04033762
$m = 2$	0,32325026	0,10045071	0,00646498
$m = 3$	0,30136386	0,01081391	0,00131975
$m = 4$	0,09529509	0,00067816	0,02114241
$m = 5$	0,00344263	0,0864206	0,00004959

значения коэффициентов $Z_{m,n}$ для пяти уровней разрешения вейвлет-разложения ($m = 5$) приведены в табл. 1. Затем для полученных вейвлет-коэффициентов для каждой субполосы были определены средние мощности по формуле (6) и вычислены их среднеквадратические отклонения (формула 9). Полученные значения стандартных отклонений вейвлет-пакетных коэффициентов σ для указанных диагностических заключений сведены в табл. 2. Зависимость σ от уровня разрешения вейвлет-разложения приведена на рис. 1. Аналогично формуле (5) были рассчитаны значения нормированной энтропии пакетных вейвлет-коэффициентов, и результаты сведены в табл. 3. Зависимость энтропии этих коэффициентов от уровня вейвлет-разложения приведена на рис. 2.

Расчеты были сделаны для 20 пациентов с указанными диагностическими заключениями с целью определения характера поведения предлагаемых диагностически значимых параметров. Полученные зависимости по остальным пациентам подтвердили характер зависимости исследуемых параметров от уровня вейвлет-разложения для указанных диагностических состояний.

Таким образом, по мнению авторов, ВПА позволяет произвести эффективное сжатие и сглаживание кардиосигнала, получить принципиально новые его числовые характеристики и создать вейвлет-спектрограмму, которая визуальнее более информативна и предоставляет дополнительную информацию врачу для вынесения диагностического заключения.

влет-спектрограмму, которая визуальнее более информативна и предоставляет дополнительную информацию врачу для вынесения диагностического заключения.

Выводы

1. ЭКГ-сигналы, как и большинство медицинских сигналов, имеют сложные частотно-временные характеристики. В спектральном анализе на основе обычного и даже оконного преобразования Фурье частотные компоненты не могут быть локализованы во времени, что обуславливает его применимость только к анализу стационарных сигналов.
2. В отличие от Фурье-преобразования при анализе ЭКГ высокого разрешения и исследовании изменений в ССС вейвлет-преобразование обеспечивает выделение деталей ЭКГ с наилучшим локальным разрешением по времени и по частоте. Преимуществом вейвлет-анализа является также его более высокая помехоустойчивость, что позволяет эффективно работать в условиях больших помех, уделяя меньше внимания процедурам предварительной фильтрации.
3. Наиболее приемлемой, в сравнении с Фурье-анализом и классической схемой вейвлет-разложения, является обработка сигналов на основе вейвлет-пакетов, при которой осуществляется дополнительная обработка высокочастотных составляющих

щих пирамиды анализируемого сигнала, в результате чего получается «полное» (сбалансированное) дерево вейвлет-разложения.

4. Оптимальная структура декомпозиции сигнала при вейвлет-пакетной обработке выбирается по критерию минимума энтропии с учетом дополнительного критерия разрешающей способности сигнала.

5. Для целей распознавания ЭКГ-сигналов удобно использовать нормированные средние мощности их вейвлет-пакетных коэффициентов, которые представляют собой информативные признаки, наименее чувствительные к изменению средней мощности реализации распознаваемого сигнала.

Поведение стандартного отклонения $\sigma(m)$ этих признаков $\bar{P}_{m,n}$ в зависимости от уровня разрешения вейвлет-разложения (m) имеет диагностическую значимость. Уменьшение $\sigma(m)$ по сравнению с нормой свидетельствует о появлении волн мерцания предсердий (фибрилляция предсердий), а значительное увеличение является маркером пароксизма желудочковой тахикардии и/или желудочковой фибрилляции. Кроме того, существует разница значений энтропии пакетных вейвлет-коэффициентов для пациентов здоровых или с коронарной болезнью сердца.

Список литературы:

1. Жуковский В.Д. Автоматизированная обработка данных клинических функциональных исследований. – М.: Медицина, 1981.
2. Жаринов И.О. Статистический анализ информационных сигналов от датчиков медицинских приборов (электроэнцефалография) // Датчики и системы. 2003. № 7.
3. Ширяев А.Н. Статистический последовательный анализ. Оптимальные правила останова. – М.: Наука, 1976.
4. Никифоров И.В. Последовательное обнаружение изменения свойств временных рядов. – М.: Наука, 1983.
5. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. – Ижевск: Изд-во «Регулярная и хаотическая динамика», 2001.
6. Новиков Л.В. Основы вейвлет-анализа сигналов / Уч. пособие. – СПб, 1999.
7. Кавасма Р.А., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т. Автоматизированный анализ и обработка электрокардиографических сигналов. Методы и система / Под ред. Л.Т. Сушковой. – М.: Сайнс-пресс, 2006.
8. Чесноков Ю.В., Чижиков В.И. Применение непрерывного вейвлет-преобразования в обработке электрокардиограмм при мерцательной аритмии // Измерительная техника. 2004. № 4.
9. Войткова М.В., Войтович А.П. Применение вейвлет-анализа variability ритма сердца человека для диагностики желудочковой тахикардии и фибрилляции // Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. № 12.
10. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике. – М.: СОЛОН-Р, 2002.
11. Короновский А.А., Храмов А.Е. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения. – М.: Физматлит, 2003.
12. Жилейкин Я.М., Осипук Ю.И. О погрешности и алгоритмах численной реализации непрерывных вейвлет-преобразований // Журнал вычислит. математики и мат. физики. 2005. Т. 45. № 12.
13. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – М.: ДМК Пресс, 2008.
14. Coifman R.R., Meyer Y., Wickerhauser V. Wavelet analysis and signal processing wavelets: Wavelets and their applications. – Boston: Jones and Barlett, 1992.
15. Mallat S. A theory for multiscale signal decomposition. The wavelet representation // Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1989. July. Vol. 11.
16. Воробьев В.И., Грибунин В.Г. Теория и практика вейвлет-преобразования. – СПб.: ВУС, 1999.
17. Косилина И.И. Применение нового класса весовых функций Кравченко в цифровой обработке сигналов электроэнцефалограмм // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2006. № 11.
18. Ламброу Т., Линней А., Спеллер Р. Применение вейвлет-преобразования к обработке медицинских сигналов и изображений // Компьютерра. 1998. № 8.
19. Яковлев А.Н. Основы вейвлет-преобразования сигналов. – М.: Сайнс-пресс, 2003.
20. Дворников С.В., Сауков А.М. Метод распознавания радиосигналов на основе вейвлет-пакетов // Научное приборостроение. 2004. Т. 14. № 1.
21. Coifman R.R., Wickerhauser M.V. Entropybased algorithms for best basis selection // IEEE Trans. on Inform. Theory. 1992. Vol. 38. № 2.
22. Заруцкий И.В., Манойлов В.В. Предварительная очистка масс-спектрометрических сигналов от шумов с помощью вейвлет-фильтров // Научное приборостроение. 2007. Т. 17. № 1.
23. Мурашко В.В., Струтинский А.В. Электрокардиография. – М.: Медицина, 1987.
24. www.PhisioNet.org.

Абдуллаев Намик Таир оглы,
канд. техн. наук,

зав. кафедрой «Биотехнические и
медицинские приборы»,

Олег Александрович Дышин,
канд. физ.-мат. наук,

старший научный сотрудник,
Хасмамедова Гюнай Тофик кызы,

инженер,

кафедра «Автоматика, телемеханика
и электроника»,

Азербайджанская государственная
нефтяная академия,

г. Баку,

e-mail: a.namik46@mail.ru