Н.Т. Абдуллаев, О.А. Дышин, М.М. Гасанкулиева

Фликкер-шумовая спектроскопия электрокардиографических сигналов

Аннотация

Рассматривается применение метода фликкер-шумовой спектроскопии в диагностировании функционального состояния сердечно-сосудистой системы с целью получения отличительных признаков для нормы и ряда катастрофических аритмий. Оцениваются спектры мощности для сингулярной и регулярной составляющих ЭКГ-сигнала, из которых извлекаются информативные признаки.

Введение

Рассматривается применение метода фликкер-шумовой спектроскопии в диагностировании функционального состояния сердечно-сосудистой системы с целью получения отличительных признаков для нормы и ряда катастрофических аритмий. Оцениваются спектры мощности для сингулярной и регулярной составляющих ЭКГ-сигнала, из которых извлекаются информативные признаки.

Постановка проблемы

Метод фликкер-шумовой спектроскопии предложен как общий феноменологический (немодельный) подход к анализу хаотических сигналов разной сущности [1], [2]. Сущность фликкер-шумовой спектроскопии заключается в придании информационной значимости корреляционным взаимосвязям, которые реализуются в последовательностях нерегулярностей сигнала (всплесках, скачках, изломах производных различных порядков) как носителях информации об изменениях, происходящих на каждом пространственно-временном уровне иерархической организации исследуемой динамической системы. В качестве базового образа для извлечения информации из сложных сигналов в методе фликкер-шумовой спектроскопии используется автокорреляционная функция $\psi(\tau)$. Для классификации информации анализируется не сама это функция, а некоторые ее преобразования («проекции»), такие как спектр мощности $S(f)$, где f – частота сигнала, и разностный момент («переходная структурная функция») $\phi^{(2)}(\tau)$ второго порядка. Информация, извлекаемая из анализа зависимостей $S(f)$ и $\phi^{(2)}(\tau)$, построенных на основе временных рядов $V(t)$, имеет смысл времен корреляции, или параметров, характеризующих потерю корреляционных связей («памяти») для рассматриваемых нерегулярностей типа всплесков и скачков.

При этом в формирование зависимости $\phi^{(2)}(\tau)$ вносят вклад только нерегулярности типа скачков динамической переменной $V(t)$, а в формирование $S(f)$ – и скачки и всплески (выбросы) хаотических серий $V(t)$.

Решение проблемы прогноза эволюции сложной системы и прежде всего поиск предвестников (прекурсоров) катастрофических изменений в ней связаны с наиболее резкими изменениями зависимостей $S(f)$ и $\phi^{(2)}(\tau)$ (p = 2, 3, ...), рассчитанных на основании высокочастотной и низкочастотной компонент $V(t)$.

Поведение электрокардиографического сигнала, отражающего функциональное состояние сердечно-сосудистой системы, является достаточно сложным и носит характер хаотичности.

Наиболее общий вид эволюции в динамической переменной $V(t_i)$ для i-го пространственно-временного уровня электрокардиографического сигнала представляется в форме перемежаемости (intermittency), когда не все интервалы на временной оси информационно эквивалентны. Такая динамика электрокардиограммы характеризуется (*рис. 1*) относительно слабыми изменениями переменной на относительно протяженных временных интервалах – «ламинарных фазах» – с характерными длительностями T_i и резкими прерываниями такой эволюции скачкообразными изменениями величины динамической переменной на коротких интервалах длительности τ_i ($\tau_i < T_i$).

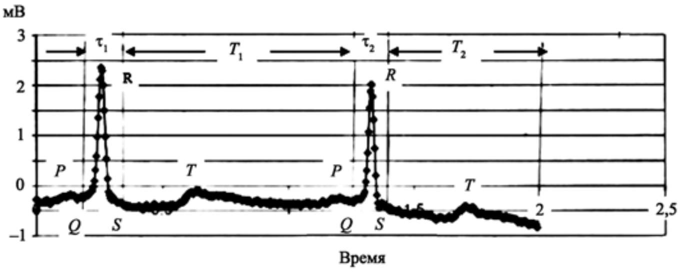

Рис. 1

Каждое такое скачкообразное изменение значений динамической переменной затем заканчивается до значений на последующем «ламинарном» участке. Величина и продолжительность таких скачков, всплесков и «ламинарных» участков специфичны для каждой из сердечно-сосудистых систем, обуславливая определенной вклад в соответствующей спектр мощности.

В таком случае исследуемый сигнал $V(t)$ удобно представить в виде суммы двух слагаемых: сингулярного члена $V_S(t)$, который формируется лишь всплесками динамической переменной, и регулярного члена $V_R(t) = V(t) - V_S(t)$, который формируется после вычитания всплесков из представленного сигнала и определяется скачками динамической переменной и «ламинарными фазами».

Анализ электрокардиограммы показывает, что она соответствует описанной динамике, когда всплески в виде QRS-комплексов чередуются достаточно малыми скачками в виде R- и T-зубцов и протяженными фазами в виде изолинии [3].

Информация, содержащаяся в $S(f)$ и $\phi^{(2)}(t)$, различна, так что для определения адекватных параметров исследуемой структуры надо анализировать зависимости $\log S(f) = F(\log f)$ и $\log \phi^{(2)}(\tau) = F(\log \tau)$.

1 Разбиение ЭКГ-сигнала на низкочастотную и высокочастотную составляющие

Обозначим через $V(t)$ динамическую переменную, характеризующую ЭКГ-сигнал. Применим предложенный в [1] метод разбиения динамического сигнала на низкочастотную $V_R(t)$ и высокочастотную $V_S(t)$ составляющие. Данный метод построен по аналогии с решением уравнения диффузии и основан на следующей «релаксационной» процедуре.

1. Зададим значения $V_1, \ldots, V_n$ сигнала V с шагом дискретности Δt.

2. Вычислим

$$\langle V \rangle = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{n} V(k)$$

и положим

$$V_{(R)} := V_{(k)} - \langle V \rangle, \quad k = 1, \ldots, N.$$

3. Вычислим

$$\psi(m_\tau) = \frac{1}{N - m_\tau} \sum_{k=1}^{N-m_\tau} V_{(k)} V_{(k+m_\tau)}; \quad m_\tau = [\tau / \Delta t], \tag{1.1}$$

где

$$\phi^{(2)}(\tau) = 2[\psi(0) - \psi(\tau)],\ \sigma^2 = \psi(0),\ \tau = m_\tau \cdot \Delta t,$$
$$m_\tau = 0, 1, \ldots, M-1,\ M \in N. \tag{1.2}$$

4. Построим график $\phi^{(2)}(\tau)$ в двулогарифмических координатах.

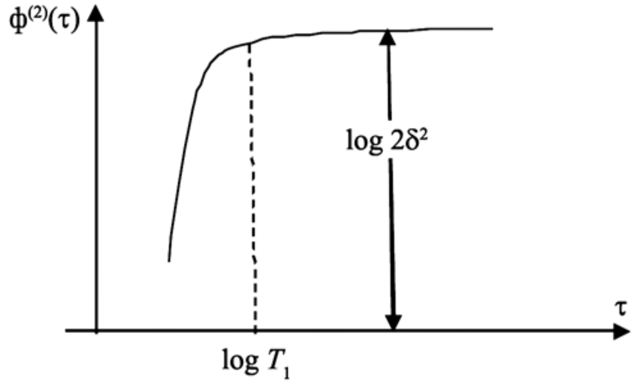

Рис. 2. Типичная кривая для функции $\phi^{(2)}(\tau)$, характеризующая хаотический сигнал $V(t)$ без резонансной составляющей

Асимптотическое представление для $\phi^{(2)}(\tau)$

$$\phi^{(2)}(\tau) = \begin{cases} \tau^{2H_1}, \text{ если } \tau << T_1; \\ 2\sigma^2, \text{ если } \tau >> T_1. \end{cases} \tag{1.3}$$

5. Примем за T_1 значение τ, при котором $\log \phi^{(2)}(\tau)$ начинает стабилизироваться к константе, равной $\log(2\sigma^2)$.

6. Выберем последовательность малых $\{\tau_k\}$ ($k = 1, \ldots, k_0$; $k_0 \approx 20$), $\tau_k << T_1$, и построим регрессию $y = ax + b$ ($b = 0$); $y = \ln \phi^{(2)}(\tau)$; $x = \ln \tau$; $a = 2H_1$.

По МНК-оценке $\hat{a}$ вычислим оценку $H_1 = \hat{a}/2$.

7. Вычислим

$$D = \frac{\sigma^2}{\Gamma^2\left(1 + H_1^*\right) \cdot T_1^*}. \tag{1.4}$$

Для вычисления $\Gamma(x)$ при $x = 1 + H_1$ положим $n = 10^3$ и представим $\Gamma(x)$ в виде

$$\Gamma(x) = \frac{\Gamma(x+1)}{x} = \frac{\Gamma(x+2)}{x(x+1)} = \cdots = \frac{\Gamma(x+n)}{x(x+1)\cdot(x+nt)}. \tag{1.5}$$

Значение $\Gamma(z)$ (у нас $z = x + n$) вычислим по формуле

$$\Gamma(z) = \exp\left\{\left(z - \frac{1}{2}\right)\ln z - z + \frac{1}{2}\ln 2\pi\right\} \tag{1.6}$$

с ошибкой порядка $z^{-1} \approx 10^{-3}$ $n \approx 10^3$ $z = x + n$.

8. Обозначим через Δt и $\Delta\tau$ шаги дискретности по t и τ, и

$$\omega = D \cdot \Delta\tau / (\Delta t)^2. \tag{1.7}$$

Выберем $\Delta\tau$ так, чтобы $\omega < 1/2$.

9. Положим $M := N - 1$ и построим итерационную процедуру по $j = 0, 1, \ldots$, посредством которой значение V_k^{j+1} на j-м шаге вычисляется через значение V_k^j по формуле

$$V_k^{j+1} = \omega V_{k+1}^j + \omega V_{k-1}^j + (1 - 2\omega) V_k^j; \tag{1.8}$$

при $j = 0$ полагаем $V_k^j = V_{(k)}$; при $k = 1$ и $k = M$ значения V_k^{j+1} вычисляются по формулам

$$V_1^{j+1} = (1 - 2\omega) V_1^j + 2\omega V_2^j;$$
$$V_M^{j+1} = (1 - 2\omega) V_M^j + 2\omega V_{M-1}^j. \tag{1.9}$$

Процедура останавливается на шаге $j = j_0$, при котором

$$\left|V_k^{j_0+1} - V_k^{j_0}\right| < \varepsilon$$

для $V_k = 1, \ldots, M$; $k = 1, 2, \ldots, N$,

где ε – заданное число (например $\varepsilon = 10^{-m+1}$, где 10^{-m} – ошибка задания исходных значений V_k).

10. Значения $V_k^{j_0}$ определяют низкочастотную составляющую $V_R(t)$. Тогда $V(t) - V_R(t) = V_S(t)$ – высокочастотная составляющая сигнала $V(t)$.

Описанная процедура сглаживания сигнала ориентирована на минимизацию «высокочастотной» информации в «низкочастотной» части $V_R(t)$ сигнала и наоборот – минимизацию «низкочастотной» информации в «высокочастотной» части $V_S(t)$ сигнала. Это заключение следует из диффузионного характера используемого дифференциального уравнения в частных производных

$$\frac{\partial V}{\partial \tau} = \frac{\partial^2 V}{\partial t^2}, \tag{1.10}$$

представленного в виде разностного уравнения

$$\frac{V_k^{j+1} - V_k^j}{\Delta\tau} = \frac{V_{k+1}^j + V_{k-1}^j - 2V_k^j}{(\Delta t)^2}, \tag{1.11}$$

соответствующего простейшей разностной схеме численного решения уравнения (1.10). Из уравнения (1.11) получаем

$$V_k^{j+1} = V_k^j + \frac{\Delta\tau}{(\Delta t)^2}\left(V_{k+1}^j + V_{k-1}^j - 2V_k^j\right).$$

В обозначении $\omega = \Delta\tau / (\Delta t)^2$ последнее уравнение записывается в виде уравнения (1.8). Из теории устойчивости разностных схем известно, что данная разностная схема будет абсолютно устойчива при $\omega < 1/2$.

Такая релаксационная процедура реализует максимальную скорость генерации энтропии [4], [5] и использует взаимосвязь энтропии и информации Фишера [5], [6], являющейся количественной мерой неоднородности плотности распределения анализируемого массива данных.

2 Параметризация сингулярной части сигнала

Процедура параметризации сингулярной части сигнала состоит из следующей последовательности шагов.

1^0. Пусть $V(t)$ представлена в виде суммы (см. раздел 1)

$$V(t) = V_R(t) + V_S(t).$$

2^0. Пусть $t_k = k\Delta t$ ($k = 1, \ldots, N$); $t_0 = 0$, $t_N = T$ – точки задания $V(t)$ на $[0, T]$ с некоторым шагом дискретности Δt; $N = [T / \Delta t]$.

Вычислим среднее значение

$$\langle V(t)\rangle = \frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N} V(t_k). \tag{2.1}$$

В дальнейшем будем полагать, что $\langle V(t)\rangle = 0$, т. е. сигнал $V(t)$ – стационарный.

3^0. Для стационарного сигнала $V(t)$ спектр мощности $S(f)$ [преобразование Фурье от автокорреляционной функции $\psi(\tau)$] совпадает с $S_c(f)$ [косинус преобразования Фурье от $\psi(\tau)$].

Зададим M из условия $4/3 \le M \le N$ (на практике принимают M близким к N). Полагаем, что M – четное число. Для временной задержки $m_\tau = 0, 1, \ldots, M-1$ вычислим автокоррелятор

$$\psi(m_\tau) = \frac{1}{N - m_\tau}\sum_{k=1}^{N-m_\tau} V(k)V(k + m_\tau). \tag{2.2}$$

4^0. Пусть $f = q / M\Delta t$.

Вычислим спектр мощности

$$S(f) = S_c(f);$$

$$S_c(f) = \frac{1}{\Delta t} S_c(q);$$

$$S_c(q) = \psi(0) + \psi\left(\frac{M}{2}\right)(-1)^q + 2\sum_{m=1}^{\frac{M}{2}-1}\psi(m)\cos\left(\frac{2\pi q m}{M}\right), \tag{2.3}$$

где $q = 0, 1, \ldots, M-1$.

5^0. Построим изображение $S(f)$ [или $|S(f)|$, если в некоторых частотах $S(f) < 0$] в двулогарифмической шкале (*рис. 3*).

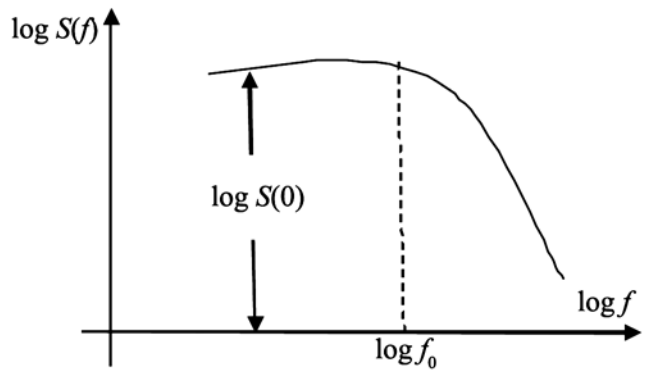

Рис. 3. Типичная кривая для функции $S(f)$, характеризующей хаотический сигнал $V(t)$ без резонансной составляющей

Из *рис. 3* находим частоту $f = f_0$, начиная с которой $S(f)$ перестает стабилизироваться вокруг некоторой константы $S(0)$.

6^0. Пусть $\left[\underline{f}^*, \overline{f}^*\right]$ – интервал частот в области графика $S(f)$ [или $|S(f)|$], предшествующий первому сильному пику спектра мощности $S(f)$, соответствующий «нерегулярности – всплеску». Полагаем, что $S(f)$ возрастает при $f \in \left[\underline{f}^*, \overline{f}^*\right]$ и $S_s^*(0)$ – некоторое число из интервала $\left[S\left(\underline{f}^*\right), S\left(\overline{f}^*\right)\right]$.

7^0. Вычислим автокоррелятор $\psi_{S,R}(\tau)$ по формуле

$$\psi_{S,R}(\tau) = \frac{1}{N - m_\tau} \sum_{k=1}^{N-m_\tau} \left[V_S(k) V_S(k + m_\tau) + \right.$$
$$\left. + V_R(k) V_S(k + m_\tau) + V_S(k) V_R(k + m_\tau)\right], \qquad (2.4)$$

где $m_\tau = 0, 1, \ldots, M - 1$.

8^0. Вычислим сингулярную составляющую $S_S(f)$ спектра $S(f)$ по формуле

$$S_S(f) = \frac{1}{\Delta t} S_S(q);$$
$$S_S(q) = \psi_{S,R}(0) + \psi_{S,R}\left(\frac{M}{2}\right)(-1)^q +$$
$$+ 2\sum_{m=1}^{\frac{M}{2}-1} \psi_{S,R}(m) \cos\left(\frac{2\pi q m}{M}\right), \qquad (2.5)$$

где $q = 0, 1, \ldots, M - 1$.

9^0. Для параметризации $S_S(f)$ аппроксимируем эту функцию интерполяционным выражением

$$\hat{S}_S(f) \approx \frac{S_S(0)}{1 + (2\pi f T_0)^{n_0}}. \qquad (2.6)$$

Параметры T_0 по формуле (2.6) будем определять по алгоритму 1, полагая вычисленным «экспериментальный» спектр $S_S(f)$ по формуле (2.5).

Алгоритм 1

9.1. Пользуясь графиком спектра (*рис. 3*), введем константы $f_0^*, \underline{f}^*, \overline{f}^*, S_S^*(0)$, а также пороговую величину $\mathrm{RSS}^* = 10^{10}$.

9.2. Зададим $S_S(0) = S_S^*(0)$ и оценим параметры T_0, n_0.

Построим регрессию

$$y = ax + b,$$

где

$$y = \ln\left|\frac{S_S(0)}{S_S(f)} - 1\right|; \quad x = \ln 2\pi f; \quad a = n_0; \quad b = n_0 \ln T_0,$$

и оценим коэффициенты a и b с помощью метода наименьших квадратов (МНК) по выборке $\{y_m, x_m\}$ с y_m и x_m, соответствующими частотам

$$f_m = \frac{m}{M \cdot \Delta t},$$

где $m = 0, 1, \ldots, M - 1$.

Вычислим остаточную сумму квадратов:

$$RSS^{(1)} = \sum_{m=0}^{M-1} \left[y_m - \left(\hat{a} x_m + \hat{b}\right)\right]^2,$$

где $\hat{a}$ и $\hat{b}$ – МНК – оценка параметров a и b.

Если $\mathrm{RSS}^{(1)} < \mathrm{RSS}^*$, то $\mathrm{RSS}^* := \mathrm{RSS}^{(1)}$; $\hat{n}_0 = n_0^*$; $T_0^* = \hat{T}_0$, где $\hat{T}_0 = \exp\{\hat{b}/\hat{a}\}$.

9.3. Зададим $n_0 = n_0^*$, $S_S(0) = S_S^*(0)$ и оценим T_0

Построим регрессию

$$y = ax + b \quad (b = 0),$$

где

$$y = \left|\frac{S_S(0)}{S_S(f)} - 1\right|^{1/n_0}; \quad x = 2\pi f; \quad a = T_0.$$

Вычислим

$$RSS^{(2)} = \sum_{m=0}^{M-1} \left[y_m - \hat{a} x_m\right]^2.$$

Если $\mathrm{RSS}^{(2)} < \mathrm{RSS}^*$, то $\mathrm{RSS}^* := \mathrm{RSS}^{(2)}$; $T_0^* = \hat{T}_0$, где $\hat{T}_0 = \hat{a}$.

9.4. Зададим $T_0 = T_0^*$, $n_0 = n_0^*$ и оценим $S_S(0)$.

Построим регрессию

$$y = ax + b \quad (b = 0),$$

где

$$y = S_S(f); \quad x = \frac{1}{1 + (2\pi f T_0) n_0}; \quad a = S_S(0).$$

Вычислим

$$RSS^{(3)} = \sum_{m=0}^{M-1} \left[y_m - \hat{a} x_m\right]^2.$$

Если $\mathrm{RSS}^{(3)} < \mathrm{RSS}^*$, то $\mathrm{RSS}^* := \mathrm{RSS}^{(3)}$; $S_S(0) = \hat{S}_S(0)$, где $\hat{S}_S(0) = \hat{a}$.

9.5. Зададим $S_S(0) = S_S^*(0)$, $T_0 = T_0^*$ и оценим n_0.

Построим регрессию

$$y = ax + b \quad (b = 0),$$

где

$$y = \ln\left|\frac{S_S(0)}{S_S(f)} - 1\right|; \quad x = \ln\left(2\pi f T_0\right); \quad a = n_0.$$

Вычислим

$$RSS^{(4)} = \sum_{m=0}^{M-1} \left[y_m - \hat{a} x_m\right]^2.$$

Если $\mathrm{RSS}^{(4)} < \mathrm{RSS}^*$, то $n_0^* = \hat{n}_0$, где $\hat{n}_0 = \hat{a}$.

В результате алгоритма 1 получим тройку параметров $S_S(0) = S_S^*(0)$; $n_0 = n_0^*$; $T_0 = T_0^*$, характеризующих интерполяционное выражение (2.6) для сингулярной составляющей спектра $S_S(f)$.

3 Результаты вычислительного эксперимента

При проведении вычислительного эксперимента были проанализированы электрокардиографические сигналы с нормальным состоянием сердечно-сосудистой системы и патологические сигналы (тахикардия, аритмия и фибрилляция предсердий). Использовались данные с общедоступного сайта www.PhysioNet.org для II-го стандартного отведения [7]. 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 использованию12-разрядного АЦП.

На *рис. 4-6* представлены графики спектральной мощности ЭКГ-сигнала для нормы (2.3), сингулярной составляющей этого сигнала (2.5) и оценка сингулярной составляющей данного сигнала (2.6).

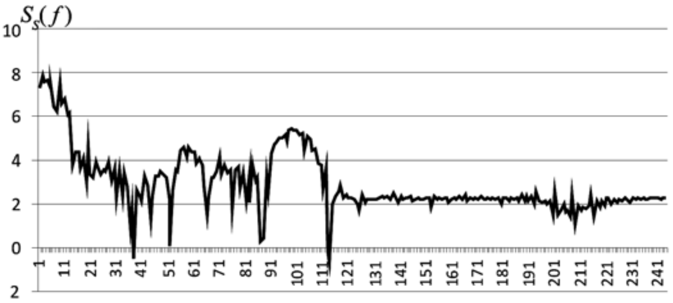

Рис. 4

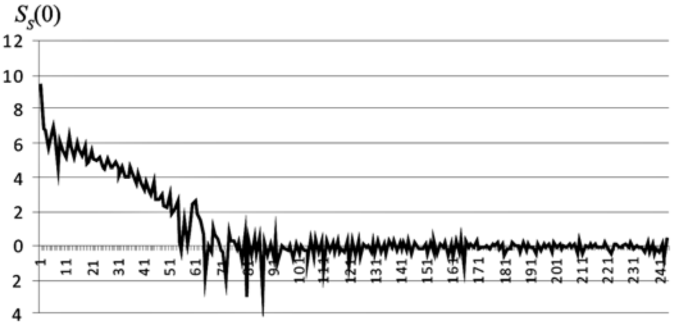

Рис. 5

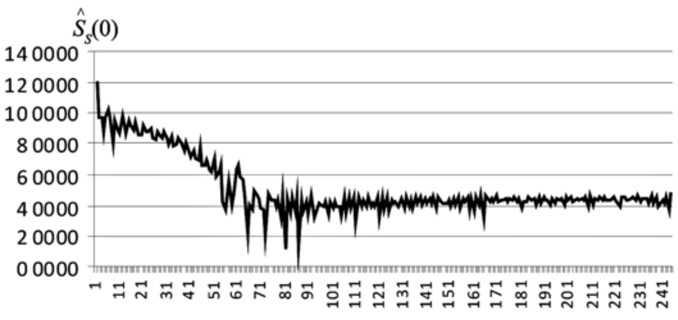

Рис. 6

На *рис. 7-9* представлены в качестве примера аналогичные зависимости для ЭКГ-сигнала с диапазоном «предсердная аритмия».

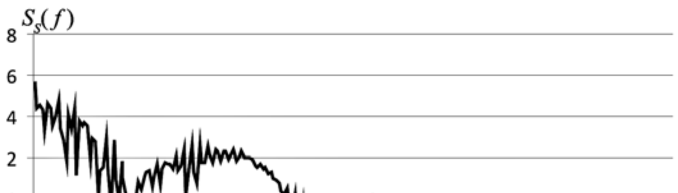

Рис. 7

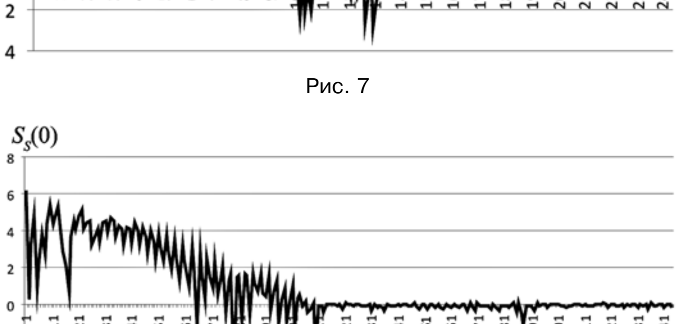

Рис. 8

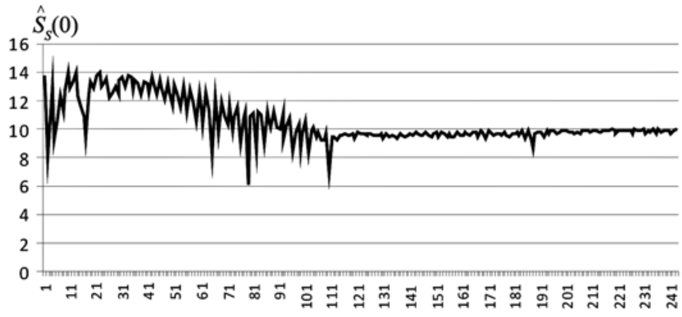

Рис. 9

Для всех рассмотренных состояний сердечно-сосудистой системы получены такие же зависимости и на основании полученных зависимостей рассчитаны информативные параметры сингулярной составляющей ЭКГ-сигналов (*табл. 1*).

Таблица 1

Информативные параметры сингулярной составляющей ЭКГ-сигнала

ЭКГ-сигнал	n_0	T_0	$S_S(0)$
Норма	0,3414	0,0042	437,8090
Предсердная фибрилляция	0,3836	0,0036	334,3640
Желудочковая тахикардия	0,4123	0,0032	197,3580
Предсердная аритмия	0,4013	0,0059	43,7105

Высокая специфичность $S(f)$ паттернов, получаемых при исследовании сердечно-сосудистой системы в норме и с указанными патологиями, может быть использована для диагностики болезней. Построенные на основании разных ЭКГ зависимости $S(f)$ и полученные соответствующие им информативные параметры отличаются друг от друга, что дает основание рассматривать данные зависимости как паттерны, характеризующие состояние исследуемого пациента. Полученные информативные параметры можно рассматривать в качестве отличительных признаков для дифференциальной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний (например, с помощью искусственных нейронных сетей).

Такой подход показывает возможность фликкер-шумовой спектроскопии устанавливать значимые различия в исходных, визуально не сильно различающихся, ЭКГ-сигналах.

Список литературы:

1. *Тимашев С.Ф., Встовский Г.В.* Фликкер-шумовая спектроскопия в анализе хаотических временных рядов динамических переменных и проблема отношения «сигнал - шум» // Электрохимия. 2003. Т. 39. С. 156-169.
2. *Тимашев С.Ф.* Фликкер-шумовая спектроскопия: информация в хаотических сигналах. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 248 с.
3. *Струтынский А.В., Мурашко В.В.* Электрокардиография. – М.: Медпрес-информ, 2004. 320 с.
4. *Кадомцев Б.Б.* Динамика и информация. – М.: Успехи физических наук, 1997. 401 с.
5. *Агеев Е.П.* Неравновесная термодинамика в вопросах и ответах. – М.: МГУ, 1999. 114 с.
6. *Встовский Г.В.* Элементы информационной физики. – М.: МГИУ, 2002. 258 с.
7. www.PhysioNet.org.

Абдуллаев Намик Таир оглы, канд. техн. наук, доцент,
кафедра биомедицинской техники,
Азербайджанский технический университет,
Олег Александрович Дышин,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Азербайджанская государственная нефтяная академия,
НИИ «Геотехнологические проблемы нефти, газа и химии»,
Гасанкулиева Мятанят Магомед гызы, диссертант,
кафедра информационно-измерительной
и компьютерной техники,
Азербайджанская государственная нефтяная академия,
г. Баку, e-mail: a.namik46@mail.ru