

КОМПЬЮТЕРНЫЙ АНАЛИЗ И ИНТЕРПРЕТАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ В ФАЗОВОМ ПРОСТРАНСТВЕ

Л.С. ФАЙНЗИЛЬБЕРГ

Рассмотрена стохастическая модель порождения ЭКГ, основанная на амплитудно-временных искажениях фрагментов эталонного цикла. Предложен конструктивный метод восстановления эталона по реализации, наблюдаемой в фазовом пространстве координат, а также алгоритмы определения оригинальных диагностических признаков ЭКГ в фазовом пространстве. Приведены результаты клинических испытаний новых информационных технологий анализа и интерпретации ЭКГ.

ВВЕДЕНИЕ

Компьютерный анализ электрокардиограмм (ЭКГ) все чаще применяется в кардиологической практике. В то же время существующие компьютерные системы не обеспечивают требуемую достоверность результатов диагностики [1]. Такая ситуация прежде всего обусловлена ошибками при распознавании информативных фрагментов ЭКГ, отражающих отдельные стадии электрического возбуждения предсердий и желудочков сердца [2].

Последние исследования показали [3], что даже у здоровых людей в состоянии покоя сердечный ритм подвержен значительным колебаниям, которые не обязательно являются предвестником каких-либо патологий организма. При изменении частоты сердечных сокращений происходят неодинаковые изменения продолжительности отдельных фрагментов ЭКГ [4], что существенно затрудняет морфологический анализ реальных ЭКГ во временной области. Именно поэтому внимание специалистов привлекают альтернативные подходы к обработке ЭКГ-сигнала.

В статье исследуется новый метод восстановления и морфологического анализа эталонного цикла ЭКГ на основе ее обработки в фазовом пространстве координат.

Проблемы компьютерной обработки ЭКГ во временной области.

Точное математическое описание реальных электродинамических закономерностей, происходящих в объеме сердца, до сих пор не получено [5]. Однако при определенных допущениях сердце можно рассматривать как один точечный источник тока (сердечный диполь), создающий в окружающем его объемном проводнике (теле) электрическое поле. Это поле может быть зарегистрировано с помощью электродов, расположенных в определенных точках поверхности тела.

ЭКГ представляет собой запись сигнала, несущего информацию об изменениях во времени суммарного электрического потенциала, возникающего в сердечной мышце в результате движения ионов через мышечную мембрану (рис. 1).

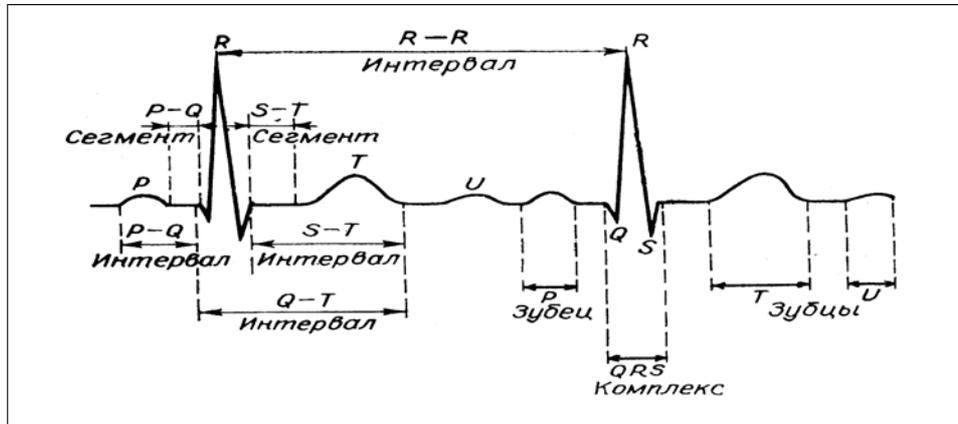


Рис. 1. Фрагменты нормальной ЭКГ в одном отведении

Дадим краткую характеристику информативных фрагментов ЭКГ [5]. Зубец P образуется вследствие возбуждения предсердий. Сегмент $P-Q$ обычно располагается на нулевой линии (изолинии) и соответствует времени прохождения возбуждения по так называемому атриовентрикулярному (предсердно-желудочковому) соединению. Комплекс QRS отражает сложный процесс возбуждения (деполяризации) желудочков. Начальный зубец Q регистрируется во время возбуждения левой части межжелудочковой перегородки. Зубец R (чаще всего наиболее выраженный зубец ЭКГ) обусловлен возбуждением основной массы миокарда левого и правого желудочков, зубец S — в основном возбуждением основания левого желудочка. Интервал $S-T$ называется конечной частью желудочкового комплекса и отражает реполяризацию желудочков. Он разделяется на сегмент ST , отражающий период угасания возбуждения желудочков, и зубец T , форма которого отражает процесс быстрой их реполяризации. Изредка за зубцом T следует небольшой закругленный зубец U , происхождение которого до сих пор не установлено. Интервал $T-P$ от окончания зубца T и до начала зубца P следующего цикла ЭКГ соответствует диастоле (расслаблению) сердца.

Главной целью морфологического анализа ЭКГ является определение амплитудно-временных параметров зубца P , комплекса QRS , сегментов $RS-T$, $Q-T$ и зубца T [5]. Традиционно при компьютерной обработке морфологический анализ проводится по эталонному циклу, который строится методом накопления последовательности отдельных циклов ЭКГ, наблюдаемых во временной области [6, 7]. Этот метод реализуется последовательным решением следующих задач.

Задача 1. Разделение наблюдаемого сигнала на отдельные циклы ($R-R$ интервалы).

Задача 2. Выделение наиболее представительного (доминантного) цикла.

Задача 3. Селекция циклов, подлежащих усреднению.

Задача 4. Оценка эталона ЭКГ на основе усреднения отдельных циклов.

Задача 5. Измерение амплитудно-временных параметров, характеризующих форму фрагментов эталона.

Многообразие форм реальных ЭКГ, отсутствие четких границ между отдельными фрагментами и изменения амплитудно-временных параметров формы однотипных фрагментов затрудняют построение эффективных алгоритмов обработки ЭКГ-сигнала во временной области. Даже решение, казалось бы, совсем простой задачи разделения ЭКГ на отдельные циклы требует привлечения достаточно сложных алгоритмов обнаружения *QRS*-комплексов [8,9].

Еще более серьезные проблемы возникают при решении задачи построения эффективных алгоритмов усреднения ЭКГ-циклов во временной области. Наблюдения показывают, что при изменении частоты сердечных сокращений (ЧСС) не только изменяется общая продолжительность циклов, но и соотношения продолжительностей отдельных фрагментов этих циклов. Согласно [4], продолжительность комплекса *QRS* в меньшей степени связана с изменением ЧСС, чем продолжительности зубцов *P* и *T*. Поэтому для корректной оценки эталона требуется совместить во времени отдельные фрагменты усредняемых циклов, что значительно усложняет алгоритмы обработки ЭКГ во временной области.

Отображение ЭКГ в фазовом пространстве. Впервые метод исследования сердечной деятельности в фазовых координатах был предложен Н.А. Амосовым и его коллегами еще в 1972 г. [10]. Отличительной особенностью метода является использование дополнительной информации, содержащейся в скоростных характеристиках исследуемого процесса. Диагностическая ценность таких характеристик обусловлена тем, что при различных поражениях миокарда изменяется не только последовательность пути, но и скорость распространения волны деполяризации и реполяризации по миокарду. Это нашло экспериментальное подтверждение в исследованиях [11–13], проводимых с помощью аналоговых дифференциаторов ЭКГ.

Некоторые исследователи [14–16] предлагают строить фазовую траекторию ЭКГ на основе метода задержек, суть которого состоит в переходе от последовательности $y[1], y[2], y[3], \dots$ скалярных значений сигнала, наблюдаемого в дискретные моменты времени, к последовательности D -мерных векторов

$$z[k] = (y[k], y[k-L], y[k-2L], \dots, y[k-(D-1)L]),$$

где L — заданный сдвиг (лаг) преобразования.

В работах [17, 18] доказаны теоремы, из которых следует, что при незначительных ограничениях такое представление эквивалентно фазовому пространству детерминированной динамической системы. Более того, фазовые траектории одной и той же ЭКГ, построенные традиционным способом и методом задержек при оптимальном значении L , хотя и различны по форме, но имеют общее свойство группироваться относительно аттрактора в виде предельного цикла (рис. 2).

Тем не менее, с точки зрения исследования физиологических особенностей процессов, порождающих ЭКГ, предпочтительней метод обработки ЭКГ в фазовом пространстве, координатами которого являются амплитуда y и производные по времени \dot{y}, \ddot{y}, \dots наблюдаемого сигнала. Именно такой подход к компьютерной обработке ЭКГ был предложен нами в работах [19–21].

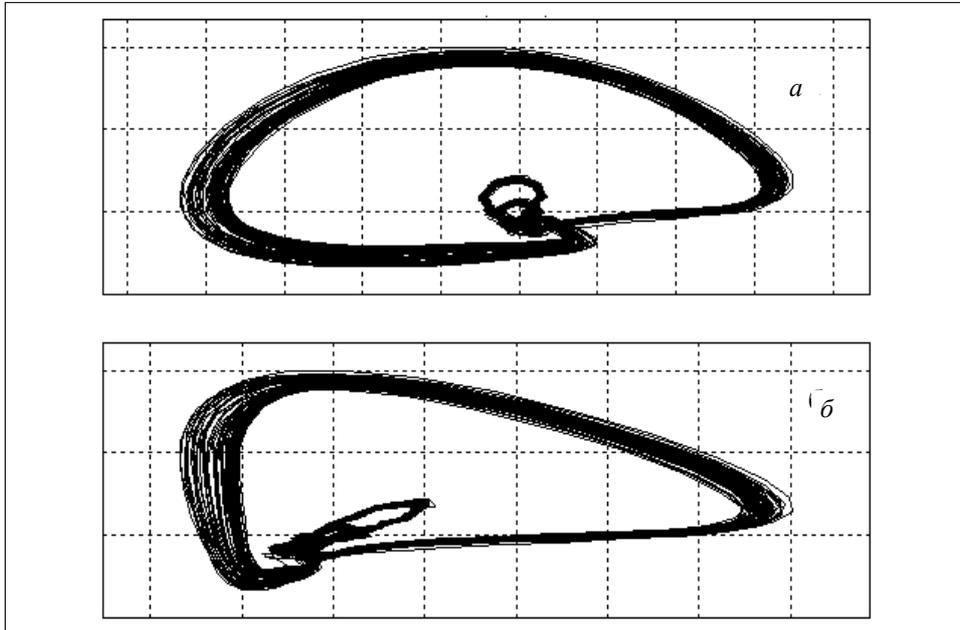


Рис. 2. Фазовые портреты ЭКГ: *a* — в координатах $y[k] - y[k]$; *б* — $y[k] - y[k - 8]$

В связи с этим актуальным становится исследование возможностей данного метода для решения перечисленных задач морфологического анализа реальных ЭКГ.

Постановка задач исследований. Цель данной статьи – предложить конструктивную модель порождения ЭКГ и на основе ее исследования разработать эффективные вычислительные алгоритмы обработки ЭКГ в фазовом пространстве координат, пригодные для практического применения.

Стохастическая модель порождения ЭКГ-сигнала. Предположим, что наблюдаемый ЭКГ-сигнал $y(t) = \Phi[\hat{y}_0(t), \zeta(t)]$ — результат искажения периодического процесса $\hat{y}_0(t)$ случайным возмущением $\zeta(t)$, где $\Phi(\cdot)$ — некоторая функция.

Назовем эталонным циклом часть ненаблюдаемой функции $\hat{y}_0(t)$ на любом из ее периодов T_0 . Без умаления общности можно считать, что эталон ЭКГ представляет собой функцию $y_0(t)$, кусочно-заданную на интервале $[0, T_0)$ конечным числом $K_F \geq 2$ фрагментов

$$y_0(t) = \begin{cases} y_0^{(1)}(t), & 0 \leq t < t_0^{(1)}, \\ \dots \\ y_0^{(i)}(t), & t_0^{(i-1)} \leq t < t_0^{(i)}, \\ \dots \\ y_0^{(K_F)}(t), & t_0^{(K_F-1)} \leq t < t_0^{(K_F)} = T_0, \end{cases} \quad (1)$$

причем $y_0(0) = 0$.

Рассмотрим одну из возможных моделей порождения реальной ЭКГ по эталону $\hat{y}_0(t)$. Представим наблюдаемый сигнал $y(t)$ в виде последовательности искаженных эталонов (1), предполагая, что на каждом m -м цикле такой последовательности ($m = 1, 2, \dots$) отдельные фрагменты эталона $y_0^{(i)}(t)$ независимо один от другого линейно растягиваются (сжимаются) по времени, а сама функция $y_0(t)$ линейно растягивается (сжимается) по амплитуде. Иными словами, предполагается, что процесс порождения i -го фрагмента ($i = 1, \dots, K_F$) каждого m -го цикла ($m = 1, 2, \dots$) осуществляется на основе операторного преобразования

$$y_m^{(i)}(t) = a_m y_0^{(i)}\left(\frac{t - \tau_m^{(i)}}{b_m^{(i)}}\right), \quad (2)$$

где $a_m, b_m^{(i)}$ — соответственно параметры линейного растяжения (сжатия) по амплитуде и времени, а $\tau_m^{(i)}$ — сдвиг по времени.

Предположим, что в пределах каждого m -го цикла параметр a_m принимает фиксированное значение

$$a_m = 1 + \xi_m, \quad m = 1, 2, \dots, \quad (3)$$

где ξ_m — последовательность реализаций независимых случайных величин, которые с нулевым математическим ожиданием $\mathbf{M}\{\xi\} = 0$ распределены на интервале $[-\varepsilon_0, \varepsilon_0]$, ограниченном фиксированным числом $\varepsilon_0 \in [0, 1)$. Будем также считать, что параметр $b_m^{(i)}$ принимает фиксированное значение в процессе порождения каждого отдельного i -го фрагмента m -го цикла

$$b_m^{(i)} = 1 + \delta_m^{(i)}, \quad m = 1, 2, \dots, \quad i = 1, \dots, K_F, \quad (4)$$

где $\delta_m^{(i)}$ — последовательность реализаций независимых случайных величин, которые с нулевым математическим ожиданием $\mathbf{M}\{\delta\} = 0$ распределены на интервалах $[-\Delta_0^{(i)}, \Delta_0^{(i)}]$, ограниченных фиксированными числами $\Delta_0^{(i)} \in [0, 1)$.

Нетрудно заметить, что при таких предположениях началу i -го фрагмента m -го цикла будет соответствовать момент времени

$$t_m^{(i-1)} = (m-1)T_0 + \sum_{j=1}^{m-1} \sum_{i=1}^{K_F} (t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)}) \delta_j^{(i)} + \sum_{l=1}^{i-1} (t_0^{(l)} - t_0^{(i-1)})(1 + \delta_m^{(l)}). \quad (5)$$

Применим к i -му фрагменту эталона $y_0(t)$ операторное преобразование (2), положив параметр сдвига $\tau_m^{(i)} = t_m^{(i-1)} - (1 + \delta_m^{(i)})t_0^{(i-1)}$. Тогда из (2)

с учетом соотношений (3)–(5) следует, что процесс порождения i -го фрагмента на m -м цикле можно представить в виде модели

$$y_m^{(i)}(t) = (1 + \xi_m) y_0^{(i)}(\theta), \quad m = 1, 2, \dots, \quad i = 1, \dots, K_F, \quad (6)$$

где

$$\theta = \frac{t - (m-1)T_0 + (1 + \delta_m^{(i)})t_0^{(i-1)} - \sum_{j=1}^{m-1} \sum_{i=1}^{K_F} (t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)}) \delta_j^{(i)}}{1 + \delta_m^{(i)}} - \frac{\sum_{l=1}^{i-1} (t_0^{(l)} - t_0^{(l-1)}) (1 + \delta_m^{(l)})}{1 + \delta_m^{(i)}}. \quad (7)$$

Предложенная стохастическая модель легко может быть обобщена для описания процесса порождения ЭКГ с изменяющейся морфологией отдельных циклов (экстрасистолами). Для этого достаточно ввести в рассмотрение не один, а $G > 1$ эталонов $y_{01}(t), \dots, y_{0G}(t)$, и предположить, что каждый m -й цикл порождается аналогичными искажениями одного из этих эталонов, выбираемых случайно в соответствии с вероятностями $P_g, \sum_{g=1}^G P_g = 1$.

Результаты моделирования подтвердили пригодность предложенной модели для описания реальных ЭКГ (рис. 3).

Метод восстановления эталона ЭКГ по искаженной реализации. Предположим, что наблюдаемый ЭКГ-сигнал, порожденный в соответствии с моделью (6), представлен последовательностью $y[k], k = 1, \dots, K$ дискретных значений, наблюдаемых в течение $M > 2$ циклов. Для оценки производных $\dot{y}[k]$ можно воспользоваться любым из известных методов численного дифференцирования, в частности, методом дифференцирования интерполяционного многочлена Лагранжа [22].

Выполнив нормировку

$$y_k^* = \frac{y[k] - \min_{1 \leq k \leq K} y[k]}{\max_{1 \leq k \leq K} y[k] - \min_{1 \leq k \leq K} y[k]}, \quad \forall k = 1, \dots, K,$$

$$\dot{y}_k^* = \frac{\dot{y}[k] - \min_{1 \leq k \leq K} \dot{y}[k]}{\max_{1 \leq k \leq K} \dot{y}[k] - \min_{1 \leq k \leq K} \dot{y}[k]}, \quad \forall k = 1, \dots, K,$$

сформируем множество $Q = \{z_k = (y_k^*, \dot{y}_k^*), k = 1, \dots, K\}$ точек, принадлежащих траектории наблюдаемого сигнала в двумерном нормированном фазовом пространстве $y - \dot{y}$.



Рис. 3. ЭКГ-сигнал, порожденный моделью (6): по одному эталону (а); по двум эталонам (б)

Определим вначале номера точек $k = k_m$, $m = 1, \dots, M$, соответствующих началам каждого m -го цикла. Для этого вычислим квадраты расстояний

$$r^2(k, k_0) = (y_k^* - y_0^*)^2 + (\dot{y}_k^* - \dot{y}_0^*)^2, \quad k = 1, \dots, K \quad (8)$$

между нормированными фазовыми координатами k -й точки и точки $k = k_0$, удовлетворяющей условию

$$k_0 = \arg \max_{1 \leq j \leq K} \left\{ \frac{\max_{1 \leq k \leq K} r(k, k_j)}{\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K r(k, k_j)} \right\}. \quad (9)$$

Поскольку комплекс QRS отличается от других фрагментов ЭКГ высокими значениями амплитуды сигнала y и его производной \dot{y} , то в моменты появления QRS -комплексов на профиле квадратов расстояний $r^2(k, k_0)$, построенному согласно (8), (9), будут появляться выраженные экстремумы (максимумы) даже в тех случаях, когда наблюдаемая ЭКГ имеет сложную форму (рис. 4).

Это дает ключ к построению эффективной процедуры разделения ЭКГ на отдельные циклы: достаточно выделить подмножества Ω_m точек $k \in [1, K]$ таких, что $\rho^2(k, k_0) \geq \rho_{QRS}$, $\forall k \in \Omega_m$, где ρ_{QRS} — некоторый порог, и определить номера точек k_m , $m = 1, \dots, M$, удовлетворяющие условию $k_m = \arg \max_{k \in \Omega_m} \rho^2(k, k_0)$. В результате исходное множество

$Q = \{z_k = (y_k^*, \dot{y}_k^*), k = 1, \dots, K\}$ можно разделить на M подмножеств Q_1, \dots, Q_M нормированных векторов z_k , соответствующих фазовым траекториям отдельных циклов.

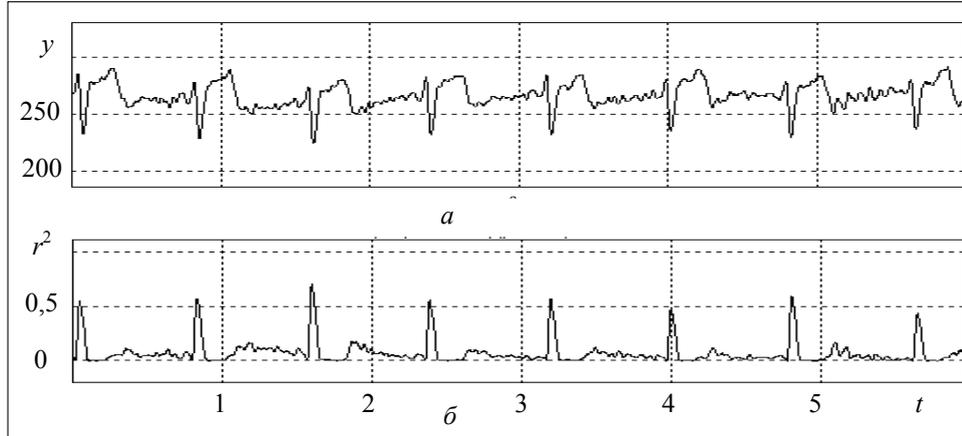


Рис. 4. ЭКГ с высоким зубцом T (а) и профиль квадратов расстояний (б)

Для определения доминантного (опорного) цикла вычислим $M \times M$ матрицу $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ расстояний между всеми парами подмножеств $Q_i \subset Q$ и $Q_j \subset Q$, $i, j = 1, \dots, M$. Поскольку в общем случае число точек в каждой такой паре не одинаково, для построения матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ воспользуемся хаусдорфовой метрикой [23]

$$R_H(Q_i, Q_j) = \max \left\{ \max_{z_j \in Q_j} \min_{z_i \in Q_i} \rho(z_i, z_j), \max_{z_i \in Q_i} \min_{z_j \in Q_j} \rho(z_i, z_j) \right\}, \quad (10)$$

где $\rho(z_i, z_j) = \|z_i - z_j\|$ — евклидово расстояние между точками z_i и z_j .

При этом номер строки матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$, сумма элементов которой минимальна, определит подмножество $Q_0 \subset Q$ нормированных векторов $z_k = (y_k^*, \dot{y}_k^*)$, принадлежащих фазовой траектории одного из циклов. Будем называть такое подмножество

$$Q_0 = \arg \min_{1 \leq j \leq M} \sum_{i=1}^M R_H(Q_i, Q_j) \quad (11)$$

опорной траекторией в нормированном фазовом пространстве.

Заметим, что процедура определения Q_0 на основе использования хаусдорфовой метрики (10) может быть существенно ускорена, если предварительно проредить исходное множество Q , включив в обработку лишь те векторы $z_\nu \in Q$, $\nu \in [1, K]$, которые удовлетворяют условию $\rho(z_{\nu+1}, z_\nu) = \|z_{\nu+1} - z_\nu\| \geq \rho_0$, где ρ_0 — заданный порог. Опорное подмножество Q_0 позволяет провести селекцию в фазовом пространстве циклов ЭКГ, подлежащих усреднению. Для этого упорядочим по возрастанию элементы строки матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$, соответствующей Q_0 . Легко показать, что полученная последовательность значений $\mathfrak{R} = R_H(Q_0, Q_\mu)$, $\mu \in [1, M]$ дает

наглядное представление о вариабельности формы ЭКГ-циклов по отношению к опорному циклу Q_0 .

Действительно, в тех случаях, когда процесс порождения ЭКГ соответствует модели (6), другими словами, сохраняется морфология отдельных циклов, упорядоченные значения $R_H(Q_0, Q_\mu)$ изменяются более или менее равномерно (рис. 5, а). В тех же случаях, когда на ЭКГ наблюдаются экстрасистолы, последовательность \mathfrak{R} содержит один или несколько выраженных скачков (рис. 5, б). Определив положение первого из таких скачков, можно найти пороговое значение \mathfrak{R}_0 и тем самым выделить подмножество $\Omega_0 \subseteq Q$ траекторий, подлежащих усреднению: $\Omega_0 = \{Q_\mu : R_H(Q_0, Q_\mu) < \mathfrak{R}_0\}$.

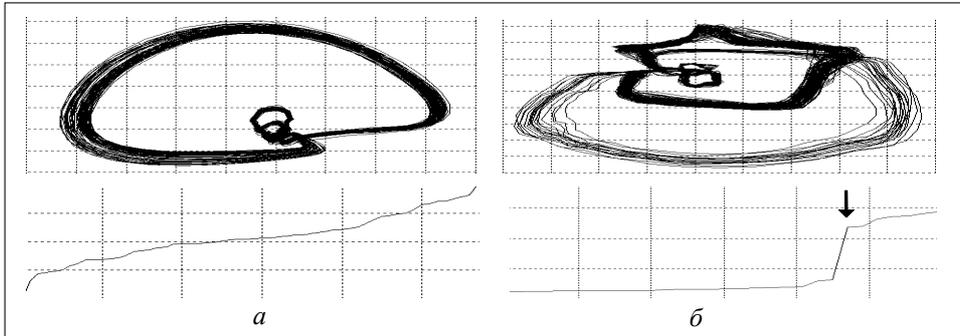


Рис. 5. Фазовые траектории ЭКГ и кривые упорядоченных расстояний \mathfrak{R} : ЭКГ без экстрасистол (а); ЭКГ с экстрасистолами (б)

Для улучшения оценки эталона представим опорный цикл Q_0 и остальные циклы $Q_j \in \Omega_0$ последовательностью расширенных векторов $u_k = (z_k, \tau_k)$, которые, помимо нормированных фазовых координат $z_k = (y_k^*, \dot{y}_k^*)$, содержат дополнительную компоненту τ_k . Величина τ_k вычисляется в каждой l -й точке j -й траектории по формуле

$$\tau_l^{(j)} = \frac{l - k_m^{(j)}}{K_j - 1}, \quad l = k_m^{(j)}, \dots, k_m^{(j)} + K_j - 1, \quad j = 1, \dots, M,$$

где $k_m^{(j)}$ — номер первой точки j -й траектории, состоящей из K_j точек.

Введение дополнительной компоненты τ_k позволяет при усреднении точек оценивать их близость не только в фазовых координатах y_k^*, \dot{y}_k^* , но и по критерию синхронности их во времени. Для этого предлагается определять евклидово расстояние $\rho_\tau(u_0, u_j) = \sqrt{(y_0^* - y_j^*)^2 + (\dot{y}_0^* - \dot{y}_j^*)^2 + (\tau_0 - \tau_j)^2}$ между расширенными векторами $u_0 = (z_0, \tau_0)$ опорной траектории и расширенными векторами $u_j = (z_j, \tau_j)$ остальных траекторий $Q_j \in \Omega_0$, а для

оценки последовательности точек $\hat{z}_i, i = 1, \dots, K_0$ среднего цикла воспользоваться соотношением

$$\hat{z}_i = \frac{z_0^{(i)} + \sum_{j=1}^{M_0} z_{ij}^{\min}}{M_0 + 1}, \quad i = 1, \dots, K_0, \quad (12)$$

где z_{ij}^{\min} — точка, лежащая на j -й траектории (не являющейся опорной), которая находится на минимальном евклидовом расстоянии ρ_τ от точки опорной траектории $z_0^{(i)} \in Q_0$.

$$z_{ij}^{\min} = \operatorname{argmin}_{k_m^{(j)} \leq l \leq k_m^{(j)} + K_j - 1} \rho_\tau(u_0^{(i)}, u_j^{(l)}), \quad i = 1, \dots, K_0.$$

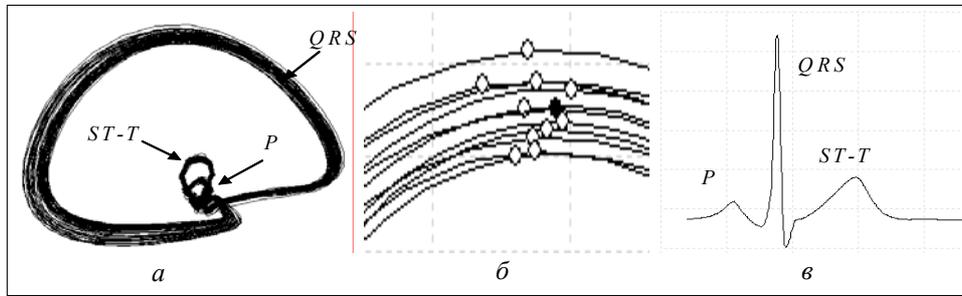


Рис. 6. Иллюстрация к алгоритму оценки эталона ЭКГ: фазовая траектория ЭКГ (а); однотипные фрагменты различных циклов (б); эталонный цикл (в)

Последовательность векторов $\hat{z}_i = (\hat{y}_j, \hat{y}_j), i = 1, \dots, K_0$, вычисленная по (12), дает оценку эталона ЭКГ в фазовом пространстве, а соответствующая последовательность $\hat{Y} = \hat{y}_1, \dots, \hat{y}_{K_0}$ — оценку эталонного цикла во временной области (рис. 6).

Диагностические признаки ЭКГ в фазовом пространстве. Чаще всего при электрокардиографическом обследовании ЭКГ измеряют в 12 точках поверхности тела (отведениях), в том числе в трех стандартных отведениях Эйнтховена (I, II и III), трех усиленных отведениях Гольдбергера (aVR , aVL и aVF) и шести грудных отведениях Вильсона ($V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$) [5]. Предложенный метод компьютерной обработки таких сигналов в фазовом пространстве позволяет восстановить 12 эталонных циклов ЭКГ во временной области (рис. 7), по которым может быть проведена диагностика с помощью любого известного алгоритма, в частности, наиболее популярного Ганноверского алгоритма интерпретации ЭКГ [6, 7].

В то же время оказалось, что параметры ЭКГ в фазовом пространстве несут дополнительную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы человека, поскольку изменения формы ЭКГ в фазовом пространстве под действием физических или эмоциональных нагрузок более выразительны, чем при ее традиционном представлении во временной области [20, 21].

Понятно, что такую дополнительную информацию разумно привлечь для повышения достоверности интерпретации ЭКГ.

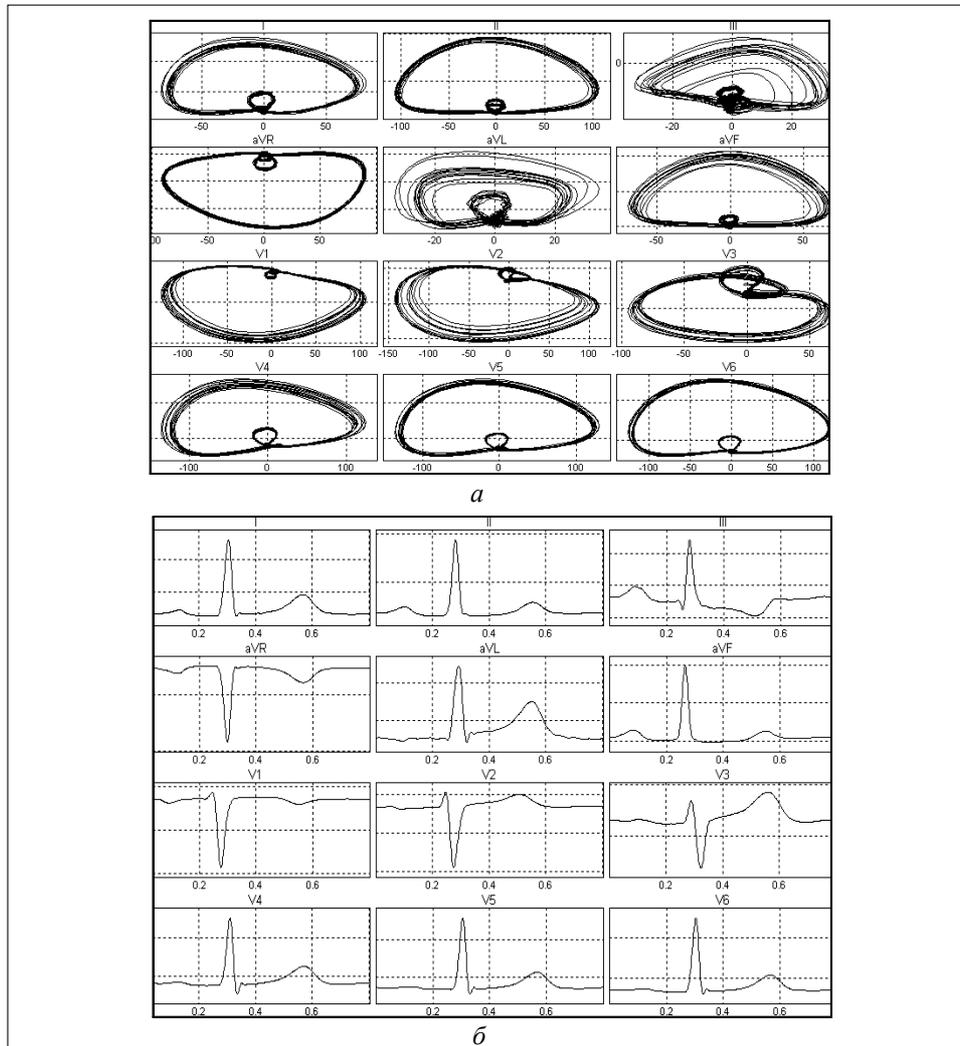


Рис. 7. Результаты обработки ЭКГ в 12 отведениях: фазовые траектории (а); оценка эталонных циклов во временной области (б)

В качестве дополнительных параметров каждого из 12 отведений ЭКГ предлагается использовать (рис. 8):

- параметр σ (рассеивание точек фазовых траекторий), дающий интегральное представление о вариабельности морфологии отдельных циклов ЭКГ;
- угол α ориентации усредненной фазовой траектории, главным образом характеризующий соотношение амплитуд зубцов комплекса QRS ;
- параметры симметрии отдельных фрагментов усредненной фазовой траектории относительно оси $\dot{y}=0$, которые характеризуют соотношение скоростей на восходящем и нисходящем участках соответствующих волн, в частности, волны T .

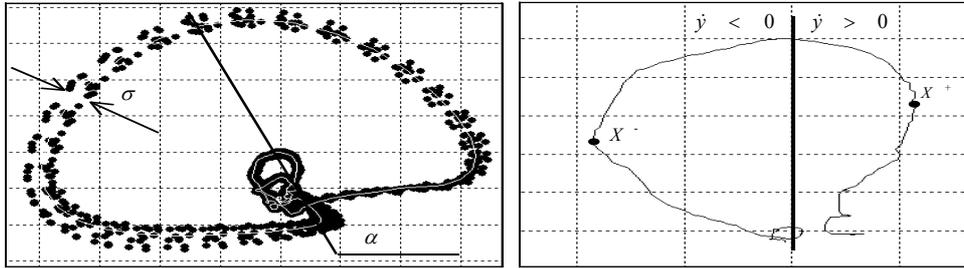


Рис. 8. Признаки ЭКГ в фазовом пространстве координат

Приемлемую оценку параметров σ_j ($j=1, \dots, 12$) можно получить по элементам матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$, усреднив хаусдорфовы расстояния между опорной траекторией Q_0 и остальными $M-1$ траекториями j -го отведения по формуле

$$\sigma_j = \frac{1}{M-1} \sum_m^{M-1} R_H(Q_0, Q_m).$$

Для оценки углов ориентации α_j , $j=1, \dots, 12$ и параметров симметрии фрагментов фазовых траекторий каждого из 12 отведений проводится сегментация усредненных фазовых траекторий, основанная на несложной процедуре поиска точки $z_R = (y_R^*, \dot{y}_R^*)$ «самопересечения» внешнего витка j -й траектории, соответствующего QRS комплексу. Угол ориентации α_j определяется по направлению прямых, проходящих через точки z_R и z_C с координатами $y_C = 1/K_0 \sum_{i=1}^{K_0} y_i^*$ и $\dot{y}_C = 1/K_0 \sum_{i=1}^{K_0} \dot{y}_i^*$ — центр «тяжести» усредненной фазовой траектории. Параметры симметрии каждого из фрагментов определяются как отношения абсолютных значений $\dot{y}_{X^+}^*$ и $\dot{y}_{X^-}^*$ в точках X^+ и X^- соответствующего фрагмента (рис. 8).

Практические результаты. Предложенный подход к анализу и интерпретации ЭКГ реализован в новых информационных технологиях, клинические испытания которых проводились в отделениях ревматологии и ишемических болезней сердца Украинского НИИ кардиологии им. Н.Д. Стражеско. Было зарегистрировано более 1000 ЭКГ 43 человек (18 мужчин и 25 женщин), составивших три группы испытуемых: G_1 — больные с хронической ишемической болезнью сердца, G_2 — больные с ревматоидным артритом и G_3 — здоровые добровольцы.

Испытания подтвердили эффективность введения в диагностическое правило дополнительных признаков, характеризующих форму ЭКГ в фазовом пространстве. Использование совокупности признаков ЭКГ во временной области и в фазовом пространстве позволило разделить представителей рассматриваемых групп даже в тех случаях, когда традиционный (Ганновер-

ский) алгоритм интерпретации признавал ЭКГ *нормальными*: на экзаменационной выборке из 44 наблюдений была допущена только одна ошибка: здоровый испытуемый был отнесен к группе G_2 больных ревматоидным артритом [24].

Установлено также, что по значению даже одного признака (параметра симметрии фрагмента T усредненной фазовой траектории в I стандартном отведении) можно с высокой достоверностью (84,7 % на выборке 412 измерений) оценивать функциональное состояние сердечно-сосудистой системы, что нашло применение в информационной технологии диагностики функционального состояния операторов, работающих в условиях повышенного риска [25, 26].

Эта же технология нашла применение в исследованиях влияния внешней среды на морфологические показатели ЭКГ здорового человека. Предварительные эксперименты, проводимые с января 2002 г. гелиоэкологическим сектором Института земного магнетизма, ионосферы и распространения радиоволн РАН (г.Троицк, Московской обл.), показали что параметр симметрии волны T в фазовом пространстве оказался весьма чувствительным к изменениям внешней среды. Под действием физических и психоэмоциональных нагрузок среднее значение этого параметра в постоянной группе испытуемых изменялось более чем в два раза в магнитовозмущенные дни по сравнению с магнитовозмущенными [27].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ

В статье показано, что основные задачи морфологического анализа реальных ЭКГ, решение которых вызывает известные проблемы при ее традиционном представлении, могут быть эффективно решены на основе конструктивных алгоритмов обработки ЭКГ в фазовом пространстве координат. Предложенные алгоритмы позволяют разделить ЭКГ-сигнал на отдельные циклы, определить доминантный цикл, провести селекцию остальных циклов на основе хаусдорфовой метрики и в конечном итоге получить оценку эталонного цикла ЭКГ в фазовом пространстве и во временной области.

Результаты клинических испытаний подтвердили, что расширение пространства диагностических признаков ЭКГ за счет введения в диагностическое правило дополнительных параметров, характеризующих рассеивание точек фазовых траекторий, углы ориентации усредненных фазовых траекторий и параметров симметрии фрагментов траекторий, соответствующих волнам P и T , повышает чувствительность и специфичность ЭКГ-диагностики.

Предложенный подход реализован в новых информационных технологиях анализа и интерпретации ЭКГ, которые могут быть использованы в медицинской практике для выявления ранних стадий органических поражений сердечно-сосудистой системы, а также для диагностики функционального состояния операторов, работающих в условиях повышенного риска (водители транспортных средств, авиадиспетчеры, пилоты и т.п.).

ЛИТЕРАТУРА

1. *Повышение* эффективности регистрации формы электрокардиосигнала корреляционной обработкой в цифровой осциллографии / А.М. Беркутов, С.Г. Гуржин, А.А. Дунаев, Е.М. Прошин // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. — 2002. — № 7. — С. 4–13.
2. *Валужис А.К., Рашимас А.П.* Статистический алгоритм структурного анализа электрокардиосигнала // Кибернетика. — 1979. — № 3. — С. 91–95.
3. *Goldberger A.L.* Fractal mechanisms in the electrophysiology of the heart // IEEE Eng. Med. Biol. — 1992. — № 11. — P. 47–52.
4. *Генкин А.А.* Новая информационная технология анализа медицинских данных. — СПб: Политехника, 1999. — 192 с.
5. *Мурашко В.В., Струтинский А.В.* Электрокардиография. — М.: Медицина, 1991. — 288 с.
6. *Willems J., Abreu-Lima C. Et al.* Evaluation of ECG interpretation results obtained by computer and cardiologist // Meth. Inf. Med. — 1990. — № 29. — P. 308–316.
7. *Methodology of ECG Interpretation in the Hanover Program / C. Zywiencz, D. Borovsky, G. Goettsch, G. Joseph // Meth. Inf. Med. — 1990. — № 29. — P. 375.*
8. *Furno G., Tompkins W.* QRS detection using automata theory in battery powered microprocessor system // Proc. IEEE Frontiers Eng. Health Care. — 1982. — 9. — P. 155.
9. *Pan J., Tompkins W.* A Real-Time QRS Detection Algorithm // IEEE Transaction on Biomed. Engr. — 1985. — 32, № 3. — P. 230–236.
10. *Амосов Н.М., Агапов Б.Т., Паничкин Ю.В.* Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // Докл. АН СССР. — 1972. — 202, № 1. — С. 245–247.
11. *Карамов К.С., Базиян Ж.А., Алехин К.П.* К диагностике свежих очаговых поражений миокарда // Кардиология. — 1978. — № 10. — С. 109–112.
12. *Халфен Э.Ш., Сулковская Л.С.* Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца Т ЭКГ // Кардиология. — 1986. — № 6. — С. 60–62.
13. *Волкова Э.Г., Калаев О.Ф., Ковынев А.Р.* Диагностические возможности первой производной ЭКГ в оценке состояния коронарной артерии у больных ишемической болезнью сердца // Терапевтический архив. — 1990. — № 3. — С. 35–38.
14. *Гольдбергер Э.Л., Ригни Д.Р., Уэст Б.Д.* Хаос и фракталы в физиологии человека // В мире науки. — 1990. — № 4. — С. 25–32.
15. *Фруммин Л.Л., Штарк М.Б.* О фазовом портрете электрокардиограммы // Автометрия. — 1993. — № 2. — С. 51–54.
16. *Richter M., Schreiber T.* Phase Space embedding of electrocardiograms // Phys. Rev. — 1998. — E 58 (6392). — P. 1–7.
17. *Takens F.* Detecting strange attractors in turbulence // Lecture Notes in Mathematics. — N.Y. — 1981. — P. 366–381.
18. *Sauer T., Yorke J., Casdagli M.* Embedology // Journal Statistical Physics. — 1991. — 65. — P. 579–616.
19. *Cognitive graphic image of electrocardiosignal as means for functional human state interpretation / L.S. Fainzilberg, T.I. Aksenova, T.P. Potapova, V.Ju Shelechova // International Journal of Information Theories and Applications. — 1994. — 2. — P. 20–26.*
20. *Fainzilberg L.S. Potapova T.P.* Computer Analysis and Recognition of Cognitive Phase Space Electro-Cardio Graphic Image // Proc. of the 6th Intern. Conf. on

- Computer analysis of Images and Patterns (CAIP'95). — Prague (Czech. Republic). — 1995. — P. 668–673.
21. *Fainzilberg L.S.* Heart Functional State Diagnostic Using Pattern Recognition of Phase Space ECG-Images. — Proc. of the 6th European Congress on Intelligent Techniques and Soft Computing (EUFIT '98). — Aachen (Germany). — 1998. — 3, № B-27. — P. 1878–1882.
 22. *Турчак Л.И.* Основы численных методов. — М.: Наука, 1987. — 320 с.
 23. *Скворцов В.А.* Примеры метрических пространств. — М.: МЦНМО, 2002. — 24 с.
 24. *Новый метод анализа ЭКГ больных ревматоидным артритом / Л.С. Файнзильберг, А.Ф. Клубова, Л.А. Стаднюк, И.А. Чайковский, Дитмар Лерхе // Український ревматологічний журнал. — 2001. — № 2. — С. 48–51.*
 25. *Патент України № 24517 (МКИ А61 В 5/024). Спосіб інтегральної оцінки поточного стану серцево-судинної системи людини / Л.С.Файнзильберг // Бюл. — 1998. — № 5. — 4 с.*
 26. *Файнзильберг Л.С.* Информационная технология для диагностики функционального состояния оператора // УСиМ. — 1998. — № 4. — С. 40–45.
 27. *Вишневский В.В., Рагульская М.В., Файнзильберг Л.С.* Влияние солнечной активности на морфологические параметры ЭКГ сердца здорового человека // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. — 2003. — № 3. — С. 3–12.

Поступила 5.05.2003