



УДК 612.17

В. И. Гриценко, Л. С. Файнзильберг

Компьютерная диагностика по сигналам сложной формы в условиях внутренних и внешних возмущений

(Представлено членом-корреспондентом НАН Украины А. В. Анисимовым)

Рассматривается оригинальный метод восстановления полезного сигнала с локально сосредоточенными диагностическими признаками на основе усреднения искаженных реализаций на фазовой плоскости. Эффективность метода продемонстрирована его практическим использованием при создании диагностического комплекса ФАЗАГРАФ® для оценки состояния сердечно-сосудистой системы по фазовому портрету электрокардиограммы.

Диагностика состояния технических и биологических объектов часто связана с необходимостью извлечения информации из сигналов сложной формы, когда диагностические признаки сосредоточены на небольших интервалах $\Delta t_i \ll T_0$, $\forall i = 1, 2, \dots$, области определения $T_0 = [t_1, t_2]$ временного сигнала $z(t)$. Типичные примеры — электрокардиограммы (ЭКГ), реограммы, сфигмограммы и другие физиологические сигналы, локальные фрагменты которых несут информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы [1].

Классические методы ортогональных разложений

$$z(t) = \sum_{n=1}^N C_n \varphi_n(t) \quad (1)$$

по системе базисных функций $\varphi_n(t)$ мало пригодны для обработки таких сигналов, поскольку коэффициенты C_n функционального ряда (1), построенного на всей области $T_0 = [t_1, t_2]$, почти нечувствительны к изменениям диагностических признаков, сосредоточенных на локальных интервалах $\Delta t_i \ll T_0$.

Проблема извлечения диагностической информации существенно усложняется, когда наблюдаемый сигнал $z(t)$ искажен возмущениями, которые далеко не всегда сводятся лишь к аддитивной помехе.

В работе развивается оригинальный метод восстановления полезного сигнала $z_0(t)$ по фазовому портрету искаженной реализации $z(t)$ и на примере обработки ЭКГ демонстрируется эффективность этого метода.

© В. И. Гриценко, Л. С. Файнзильберг, 2013

Математическая модель порождения сигнала. Будем полагать, что наблюдаемый сигнал $z(t)$ представляет собой результат искажения полезного сигнала $z_0(t)$ внутренними $\zeta(t)$ и внешними $h(t)$ возмущениями:

$$z(t) = \Phi[z_0(t), \zeta(t)] + h(t), \quad (2)$$

где $\Phi[\cdot]$ — некоторая функция.

При регистрации ЭКГ внутренние возмущения $\zeta(t)$ вызывают система органов дыхания и вегетативная нервная система, а аддитивные возмущение $h(t)$ обусловлены внешней средой — сетевыми помехами, мышечным тремором в местах наложения электродов и другими помехами.

В таких условиях ЭКГ реалистической формы может быть описана математической моделью [2]

$$z_m(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}} \tilde{A}_{im} \exp \left[-\frac{(t - \tilde{\mu}_{im})^2}{2\tilde{b}_{im}^2} \right] + h(t), \quad m = 1, \dots, M, \quad (3)$$

в которой

$$\tilde{A}_{im} = A_i(1 + \alpha_{im}), \quad (4)$$

$$\tilde{\mu}_{im} = \mu_i(1 + \delta_{im}), \quad (5)$$

$$\tilde{b}_{im} = \begin{cases} b_i^{(1)}(1 + \varepsilon_{im}^{(1)}) & \forall t \leq \mu_{im}, \\ b_i^{(2)}(1 + \varepsilon_{im}^{(2)}) & \forall t > \mu_{im}, \end{cases} \quad (6)$$

где A_i , μ_i , $b_i^{(1)}$, $b_i^{(2)}$ — параметры, определяющие форму информативных фрагментов полезного сигнала $z_0(t)$ — зубцов P , Q , R , S , T и сегмента $S - T$ в виде *несимметричных* гауссовых функций, а α_{im} , δ_{im} , $\varepsilon_{im}^{(1)}$, $\varepsilon_{im}^{(2)}$ — последовательности реализаций независимых случайных величин, которые с нулевыми математическими ожиданиями распределены на интервалах

$$\alpha_{im} \in [-\alpha_i^0, \alpha_i^0], \quad \delta_{im} \in [-\delta_i^0, \delta_i^0], \quad \varepsilon_{im}^{(1)} \in [-\varepsilon_i^0, \varepsilon_i^0], \quad \varepsilon_{im}^{(2)} \in [-\varepsilon_i^0, \varepsilon_i^0], \quad (7)$$

ограниченных фиксированными числами α_i^0 , δ_i^0 , ε_i^0 . Величины α_i^0 , δ_i^0 , ε_i^0 определяют степень *независимых* случайных искажений амплитудно-временных параметров A_i , μ_i , $b_i^{(1)}$, $b_i^{(2)}$ полезного сигнала $z_0(t)$ на наблюдаемой последовательности $z_m(t)$, $m = 1, \dots, M$, сердечных циклов.

Модель (3)–(7) позволяет обосновать эффективный метод восстановления полезного сигнала $z_0(t)$ по искаженной реализации $z_m(t)$.

Оценка полезного сигнала по фазовому портрету ЭКГ. Для исследования ЭКГ на фазовой плоскости обычно используют амплитуды сигнала $z(t)$ в моменты времени t и $t - \tau$, где $\tau = \text{const}$ — задержка. Такие исследования направлены на анализ variability сердечного ритма, оценку степени хаотичности $z(t)$ и классификацию аритмий [3–5].

В работе [6] предложена более прогрессивная идея: для анализа внутрисердечной деятельности в явном виде использовать *скоростные* характеристики исследуемого процесса.

Это идея побудила нас исследовать диагностическую ценность фазового портрета ЭКГ, построенного не в координатах $z(t)$, $z(t - \tau)$, а в координатах $z(t)$, $\dot{z}(t)$, где $\dot{z}(t)$ — скорость изменения сигнала об электрической активности сердца в момент времени t .

Несмотря на то, что еще в работах [7–10] кардиологи указывали на важность анализа скоростных показателей ЭКГ, до последнего времени анализ ЭКГ в координатах $z(t)$, $\dot{z}(t)$ не использовался в клинической практике. Более того, некоторые авторы даже отрицают саму возможность такого анализа только лишь из-за трудностей оценки производной $\dot{z}(t)$ реальных ЭКГ [11]. И это не случайно, поскольку дифференцирование зашумленных сигналов относится к числу некорректно поставленных математических задач.

В то же время при использовании *оригинальных* процедур фильтрации и регуляризации удалось на основе конечно-разностной аппроксимации вычислять приемлемые оценки производной дискретно заданной функции [1, с. 159] и тем самым обеспечить переход от скалярного представления ЭКГ $z(t_k)$, заданной в дискретные моменты времени $t_k \equiv k\Delta$, $k = 0, 1, \dots, K - 1$ с шагом квантования Δ , к последовательности двумерных векторов (точек)

$$(z(t_0), \dot{z}(t_0)), \quad (z(t_1), \dot{z}(t_1)), \quad \dots, \quad (z(t_{K-1}), \dot{z}(t_{K-1})), \quad (8)$$

лежащих на фазовой траектории в плоскости $z(t)$, $\dot{z}(t)$ — аттрактора в виде предельного цикла.

Прежде чем рассмотреть предлагаемый метод восстановления $z_0(t)$ по фазовому портрету сигнала $z(t)$, укажем основную проблему, возникающую при традиционном подходе к усреднению циклов ЭКГ во временной области.

Предельно упростив задачу, предположим, что внешние возмущения отсутствуют, т. е. $h(t) \equiv 0$, и наблюдаемые циклы $z_m(t)$, $m = 1, \dots, M$, имеют одинаковую форму зубцов P , Q , R , S , T , но за счет внутренних возмущений $\zeta(t)$ варьируют моменты появления только одного из них — зубца T . В этом случае из (2) следует упрощенная модель генерации ЭКГ

$$z_m(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}} A_i \exp \left[-\frac{(t - \tilde{\mu}_{im})^2}{2b_i^2} \right], \quad m = 1, 2, \dots, M, \quad (9)$$

$$\tilde{\mu}_{im} = \begin{cases} \mu_i, & \text{если } i \in \{P, Q, R, S, ST\}, \\ \mu_T(1 + \delta_{Tm}), & \text{если } i = T, \end{cases} \quad (10)$$

где μ_T — момент появления экстремального значения зубца T на эталонном цикле $z_0(t)$, а $\delta_{Tm} \in [\delta_T^0, -\delta_T^0]$ — последовательность независимых случайных величин, которые с нулевым математическим ожиданием $M\{\delta_T\} = 0$ распределены на интервале, ограниченном числами $\pm\delta_T^0$.

На рис. 1 представлен результат традиционного усреднения циклов $z_1(t)$, $z_2(t)$, $z_3(t)$ (рис. 1, а), порожденных моделью (9), (10) при $M = 3$, которые синхронизированы по максимуму комплекса QRS (рис. 1, б). Легко видно, что форма зубца T на усредненном цикле $z_0(t)$ (рис. 1, в) существенно искажена. Понятно, что при синхронизации этих же циклов по максимуму зубцов T на усредненном цикле $z_0(t)$ будет искажена уже форма других фрагментов.

Казалось бы, описанную проблему можно преодолеть, если синхронизировать интервалы, на которых сосредоточены отдельные фрагменты. Однако известно [12], что в реальных

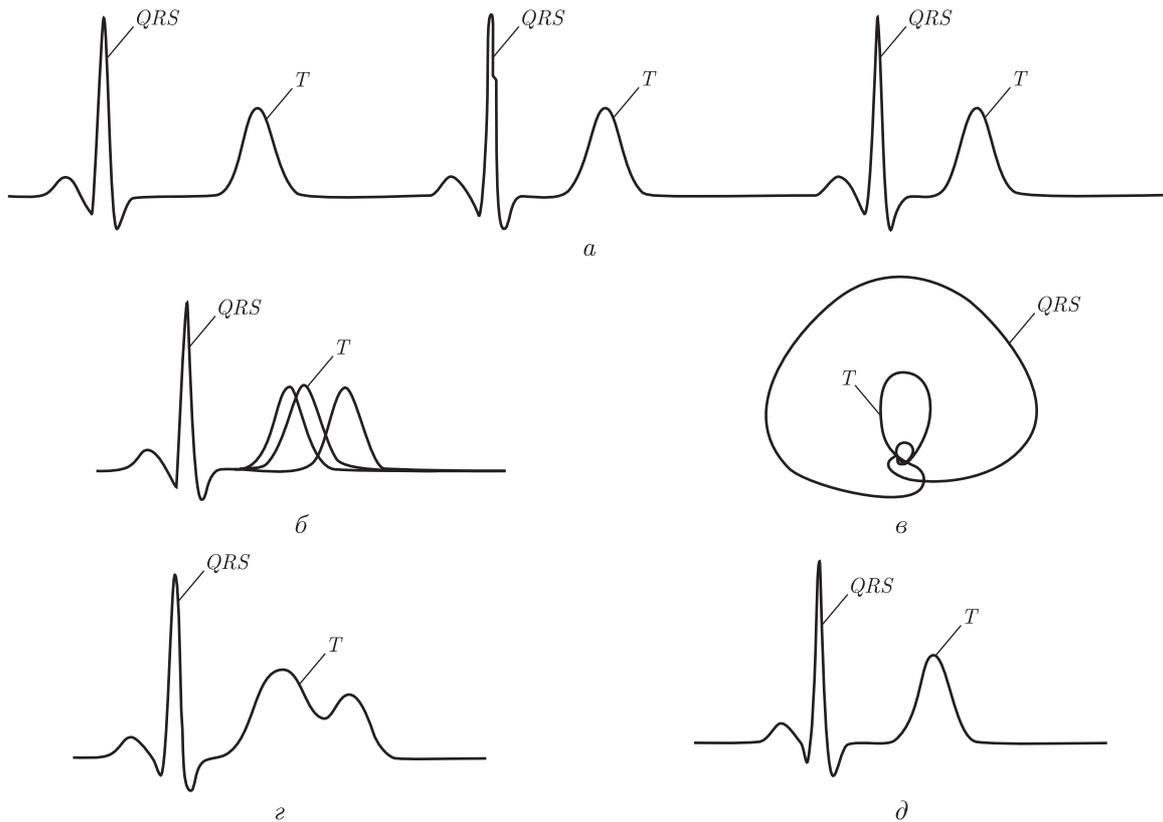


Рис. 1. Сравнение результатов усреднения циклов ЭКГ во временной области (слева) и в фазовом пространстве (справа)

ситуациях зубцы P , Q , R , S , T не имеют четких границ, а значит не так просто синхронизировать указанные интервалы.

В то же время легко убедиться в том, что в координатах $z(t)$, $\dot{z}(t)$ фазовые траектории (рис. 1, в) циклов $z_1(t)$, $z_2(t)$, $z_3(t)$ совпадают, а значит при усреднении этих траекторий с последующим возвращением во временную область получим эталонный цикл $z_0(t)$ (рис. 1, д) без каких-либо искажений.

Формально алгоритм восстановления $z_0(t)$ по искаженной реализации $z(t)$ сводится к обработке последовательности (8) следующим образом.

Вычислим квадраты расстояний

$$r^2[k] = (z^*[k] - z^*[k_0])^2 + (\dot{z}^*[k] - \dot{z}^*[k_0])^2, \quad k = 0, \dots, K - 1, \quad (11)$$

между нормированными фазовыми координатами $z^*[k] \in [0, 1]$, $\dot{z}^*[k] \in [0, 1]$ каждой k -й точки и координатами точки $k_0 \in [0, K - 1]$, удовлетворяющей условию

$$k_0 = \arg \max_{0 \leq k_j \leq K-1} \left\{ \frac{\max_{0 \leq k \leq K-1} r[k, k_j]}{\frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} r[k, k_j]} \right\}. \quad (12)$$

Далее выделим подмножества Ω_m точек $k \in [0, K - 1]$, таких, что

$$r^2[k] \geq r_0 \quad \forall k \in \Omega_m, \quad (13)$$

где $r_0 = \text{const}$ — некоторый порог, и для каждого такого подмножества определим номера точек $k_m, m = 1, \dots, M$, удовлетворяющие условию

$$k_m = \arg \max_{k \in \Omega_m} r^2[k]. \quad (14)$$

Последовательность номеров $k_m, m = 1, \dots, M$, определит границы R – R -интервалов обрабатываемого сигнала $z(t)$ и фазовый портрет наблюдаемой ЭКГ будет разделен на M траекторий отдельных циклов

$$Q_m = \{(z_m^*[k_m], \dot{z}_m^*[k_m]), k_m = 0, \dots, K^{(m)} - 1\}, \quad m = 1, \dots, M, \quad (15)$$

где $K^{(m)}$ — число точек m -й траектории.

Понятно, что каждый m -й цикл порождает на плоскости $z(t), \dot{z}(t)$ свою траекторию, которая за счет возмущения $\zeta(t)$ отклоняется от ненаблюдаемой траектории полезного сигнала $z_0(\cdot)$. Но поскольку в соответствии с (1)–(7) случайные величины $\alpha_{im}, \delta_{im}, \varepsilon_{im}^{(1)}, \varepsilon_{im}^{(2)}$ независимы, ограничены и имеют нулевые математические ожидания, легко показать, что для любой фиксированной точки θ_x области определения $z_0(\cdot)$ координаты $z_m^*[\theta_{mx}], \dot{z}_m^*[\theta_{mx}]$ соответствующих точек $\theta_{1x}, \dots, \theta_{Mx}$ наблюдаемых траекторий будут группироваться в локальной области нормированного фазового пространства с центром в точке $X = z_0^*[\theta_x], \dot{z}_0^*[\theta_x]$ и ограниченным радиусом ρ_X .

Это дает ключ к построению алгоритма оценки полезного сигнала $z_0(\cdot)$, основанного на усреднении фазовых траекторий наблюдаемого сигнала $z(t)$.

Вычислим $M \times M$ матрицу $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ хаусдорфовых расстояний

$$R_H(Q_i, Q_j) = \max\{\max_{q_j \in Q_j} \min_{q_i \in Q_i} \rho(q_i, q_j), \max_{q_i \in Q_i} \min_{q_j \in Q_j} \rho(q_i, q_j)\}, \quad (16)$$

между всеми парами $Q_i \in Q$ и $Q_j \in Q, i, j = 1, \dots, M$, где $q \triangleq (z^*[k], \dot{z}^*[k])$, а $\rho(q_i, q_j) = \|q_i - q_j\|$ — евклидово расстояние между векторами $q_i \in Q_i$ и $q_j \in Q_j$.

Номер строки матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$, сумма элементов которой минимальна, определит подпоследовательность Q_0 нормированных векторов $q[k] = (z^*[k], \dot{z}^*[k])$, принадлежащих фазовой траектории опорного цикла:

$$Q_0 = \arg \min_{1 \leq j \leq M} \sum_{i=1}^M R_H(Q_i, Q_j). \quad (17)$$

Будем использовать Q_0 в качестве первого приближения ненаблюдаемой траектории полезного сигнала $z_0(\cdot)$, а для получения более точной оценки усредним точки траекторий в окрестности соответствующих точек Q_0 :

$$\hat{q}[k] = \frac{q_0[k] + \sum_{m=1}^{M-1} q_{mk}^{\min}}{M}, \quad k = 0, \dots, K_0 - 1, \quad (18)$$

где $q_{mk}^{\min} \notin Q_0$ — вектор, принадлежащий m -й траектории (не являющейся опорной), который находится на минимальном евклидовом расстоянии

$$\rho = \sqrt{(z_0^*[\cdot] - z_m^*[\cdot])^2 + (\dot{z}_0^*[\cdot] - \dot{z}_m^*[\cdot])^2} \quad (19)$$

от вектора $q_0[k] \in Q_0$, а K_0 — число точек опорной траектории Q_0 .

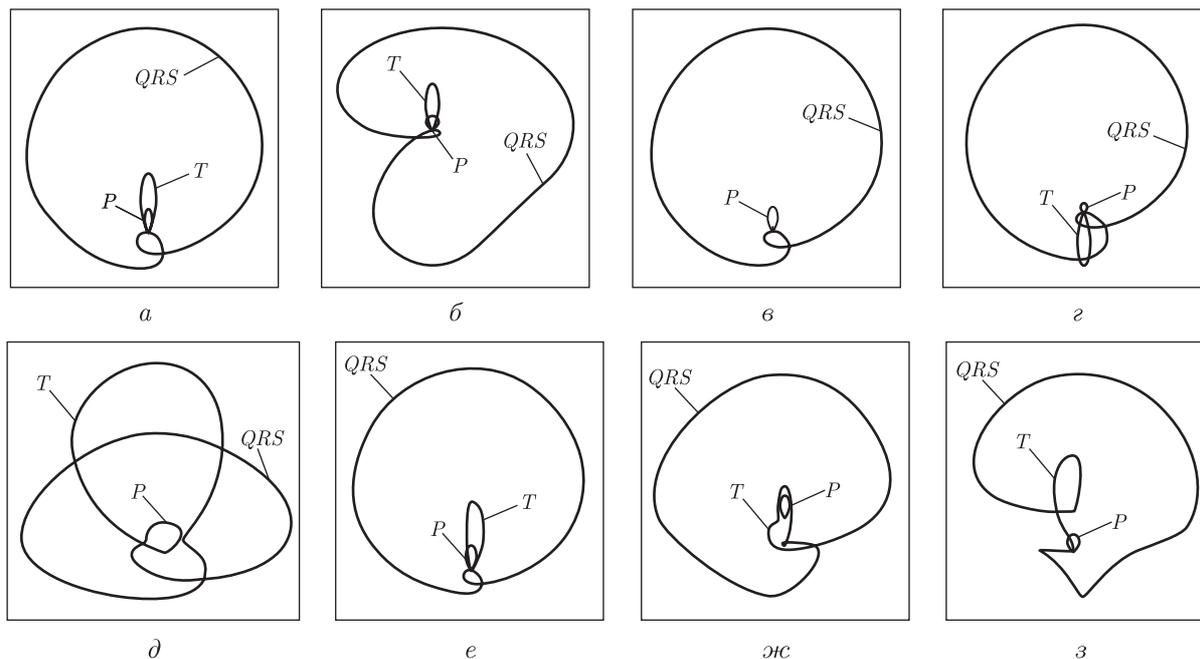


Рис. 2. Характерные изменения формы фазовых портретов ЭКГ

Последовательность векторов $\hat{q}[k] = (\hat{z}^*[k], \hat{z}^*[k])$, $k = 0, \dots, K_0 - 1$, вычисленная согласно (18), принадлежит средней траектории в нормированном фазовом пространстве, а последовательность скалярных значений $\hat{z}[1], \dots, \hat{z}[K_0]$ дает оценку эталонного цикла $z_0(\cdot)$ во временной области.

Оценка $z_0(\cdot)$ будет улучшена еще больше, если в (18) перейти к расширенным векторам $u[k] = (q[k], \tau[k])$, которые, помимо фазовых координат $q[k] = (z^*[k], \dot{z}^*[k])$, содержат дополнительную компоненту $\tau[k] \in [0, 1]$, определяющую относительное время появления k -й точки на m -й траектории:

$$\tau[k] = \frac{k - 1}{K^{(m)} - 1}. \quad (20)$$

Нетрудно показать, что на основе анализа упорядоченных хаусдорфовых расстояний (16) можно провести селекцию нетипичных циклов (экстрасистол и артефактов) и исключить эти циклы из процедуры усреднения (18).

Диагностические признаки фазового портрета ЭКГ. Модельные эксперименты показали, что традиционные диагностические признаки ЭКГ более выразительно проявляются при отображении сигнала в фазовых координатах $z(t)$, $\dot{z}(t)$ (рис. 2), чем во временной области $z(t)$.

При нормальной форме ЭКГ на фазовом портрете отображаются три петли, соответствующие зубцам P , T и комплексу QRS (рис. 2, *a*). При патологическом (широком и глубоком) зубце Q фазовый портрет разворачивается (рис. 2, *б*). Плоский (рис. 2, *в*), отрицательный (рис. 2, *г*), чрезмерно высокий (рис. 2, *д*) или асимметричный (рис. 2, *е*) зубец T вызывает адекватные изменения размера и ориентации соответствующей петли на фазовом портрете. Характерный сдвиг вниз (рис. 2, *жс*) при депрессии или вверх (рис. 2, *з*) при элевации сегмента $S - T$ претерпевает соответствующий фрагмент фазового портрета.

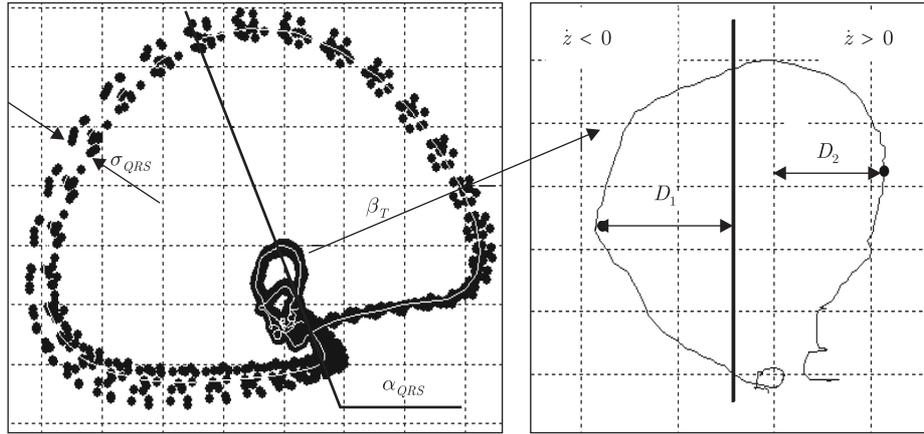


Рис. 3. Дополнительные признаки ЭКГ в фазовом пространстве

Для повышения достоверности результатов диагностики предлагается использовать ряд *дополнительных* признаков, в том числе:

- параметр σ_{QRS} рассеивания точек фазовых траекторий;
- угол α_{QRS} ориентации усредненной фазовой траектории;
- параметр β_T симметрии фрагмента реполяризации усредненной фазовой траектории относительно оси $\dot{z} = 0$.

Приемлемую оценку параметра σ_{QRS} можно получить по элементам матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ хаусдорфовых расстояний (16):

$$\sigma_{QRS} = \frac{1}{M-1} \sum_m^{M-1} R_H(Q_0, Q_m), \quad (21)$$

угол α_{QRS} ориентации определяется по направлению прямой, соединяющей две характерные точки фазового портрета, а параметр β_T вычисляется как отношение максимальных скоростей D_1 и D_2 на фрагменте реполяризации усредненной фазовой траектории (рис. 3).

Практические результаты. Диагностическая ценность фазового портрета ЭКГ подтверждена обработкой данных, полученных в Институте кардиологии им. Н. Д. Стражеско АМН Украины и четырех клиниках Германии. Клинический материал составил записи ЭКГ 441 больных с подтвержденным диагнозом ишемической болезни сердца (коронароангиография) и 387 здоровых добровольцев.

Установлено, что принятие решений по правилу

$$\begin{aligned} &\text{ВНИМАНИЕ,} && \text{если } \beta_T \geq \beta_0, \\ &\text{НОРМА,} && \text{если } \beta_T < \beta_0, \end{aligned} \quad (22)$$

где $\beta_0 \approx 0,72$, обеспечивает разделение представителей указанных групп с чувствительностью $S_E = 81\%$ и специфичностью $S_P = 78\%$, несмотря на то, что в группу *верифицированных* больных были включены лишь пациенты, у которых традиционный ЭКГ-анализ в 12 отведениях *не выявил* каких либо отклонений от нормы. Поэтому правило (22), подтвердившее сравнительно высокие показатели S_E и S_P на таком “сложном” клиническом материале, вполне можно считать приемлемым для *профилактических* обследований.

На основе предложенного подхода создан и передан в серийное производство портативный диагностический комплекс ФАЗАГРАФ[®], апробация которого подтвердила его эффективность более чем в 100 медицинских учреждениях, спортивных организациях, на предприятиях с повышенным техногенным риском, диагностических и реабилитационных центрах, санаториях, школах и в других сферах применения [13].

Простота комплекса позволяет его использовать и в домашних условиях для самооценки функционального состояния, оптимизации приема лекарственных препаратов и накопления данных для последующих консультаций с врачом.

Таким образом, предложенный метод обработки сигналов сложной формы в фазовых координатах $z(t)$, $\dot{z}(t)$ эффективен не только для восстановления полезного сигнала $z_0(t)$ по искаженной реализации $z(t)$, но и способствует решению актуальной задачи массовых профилактических обследований для выявления заболеваний сердечно-сосудистой системы на ранних стадиях.

1. *Файнзильберг Л. С.* Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. – Киев: Наук. думка, 2008. – 333 с.
2. *Файнзильберг Л. С.* Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы. – Киев: Освита України, 2013. – 191 с.
3. *Фруммин Л. Л., Штарк М. Б.* О фазовом портрете электрокардиограммы // *Автометрия*. – 1993. – № 2. – С. 51–54.
4. *Perc M.* Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram // *Europ. J. of Phys.* – 2005. – No 26. – P. 757–768.
5. *Afffy H., Wahed M. A., Kadah Y. M.* ECG classification using affine invariant characterization of phase space // *Proc. of the 3rd Cairo Intern. Biomed. Eng. Conf.* – Cairo. – 2006. – P. 1–4.
6. *Амосов Н. М., Агапов Б. Т., Паничжин Ю. В.* Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // *Докл. АН СССР*. – 1972. – **202**, № 1. – С. 245–247.
7. *Шиллинская З. И.* Дифференцирование электрической активности сердца // *Кардиология*. – 1965. – № 3. – С. 67–72.
8. *Карамов К. С., Базиян Ж. А., Алехин К. П.* К диагностике свежих очаговых поражений миокарда // *Там же*. – 1978. – № 10. – С. 109–112.
9. *Халфен Э. Ш., Сулковская Л. С.* Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца Т ЭКГ // *Там же*. – 1986. – № 6. – С. 60–62.
10. *Волкова Э. Г., Калаев О. Ф., Ковынев А. Р.* Диагностические возможности первой производной ЭКГ в оценке состояния коронарной артерии у больных ишемической болезнью сердца // *Терапевт. архив*. – 1990. – № 3. – С. 35–38.
11. *Ахметшин А. М., Ахметшин К. А.* Информационные возможности анализа и отображения электрокардиограммы в базисах сингулярного разложения вложенных векторов // *Клинич. информатика и телемедицина*. – 2011. – **7**, вып. 8. – С. 58–64.
12. *Валулис А. К., Рашимас А. П.* Статистический алгоритм структурного анализа электрокардиосигнала // *Кибернетика*. – 1979. – № 3. – С. 91–95.
13. *Гриценко В. І., Файнзільберг Л. С.* Персоніфіковані засоби цифрової медицини – крок до здоров'я // *Вісн. НАН України*. – 2012. – № 8. – С. 62–70.

*Международный научно-учебный центр
информационных технологий и систем
НАН и МОН Украины, Киев*

Поступило в редакцию 11.04.2013

В. І. Гриценко, Л. С. Файнзілберг

Комп'ютерна діагностика за сигналами складної форми в умовах внутрішніх та зовнішніх збурень

Розглядається оригінальний метод відновлення корисного сигналу з локально зосередженими діагностичними ознаками на основі усереднення спотворених реалізацій на фазовій площині. Ефективність методу продемонстрована його практичним використанням при створенні діагностичного комплексу ФАЗАГРАФ[®] для оцінювання стану серцево-судинної системи за фазовим портретом електрокардіограми.

V. I. Gritsenko, L. S. Fainzilberg

Computer diagnostics using complex-form signals under conditions of internal and external disturbances

The original method of recovery of a useful signal with locally concentrated diagnostic features based on the averaging of distorted observations in the phase space is considered. The effectiveness of the method is demonstrated by its practical using in creating the FASEGRAPH[®] diagnostic system for the assessment of the cardiovascular system using the phase portrait of an electrocardiogram.