

УДК 616.12-073.97

**ИССЛЕДОВАНИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ  
ФАЗОВОГО ПОРТРЕТА ЭКГ НА ОСНОВЕ МОДЕЛИ  
ПОРОЖДЕНИЯ ИСКУССТВЕННОГО СИГНАЛА**

Т.Ю. Беклер, Л.С. Файнзильберг

МНУЦ ИТИС

e-mail: tanja.bekler@gmail.com

Современные средства обработки электрокардиограмм (ЭКГ) обладают широким спектром возможностей для поддержки принятия диагностических решений. В то же время известно, что решения, основанные на представлении ЭКГ во временной области  $Z(t)$ , не обеспечивают требуемую чувствительность и специфичность результатов диагностики. Например, согласно [1], ЭКГ покоя, оцениваемая по традиционным амплитудно-временным признакам, остается нормальной у 50 % больных с хронической формой ишемической болезни сердца даже во время эпизодов дискомфорта в грудной клетке.

Один из новых методов, подтвердивший свою эффективность в клинических условиях, основан на анализе ЭКГ в фазовом пространстве координат  $Z(t) - \dot{Z}(t)$  [2]. Фазовый портрет ЭКГ позволил расширить пространство традиционных диагностических признаков и для принятия решений использовать такие дополнительные характеристики как угол  $W$  ориентации усредненной фазовой траектории, параметр  $D$  рассеивания точек фазовых траекторий и параметр  $\beta_T$  симметрии фрагмента реполяризации, для вычисления которых используются оригинальные компьютерные алгоритмы.

Цель данной работы – исследовать взаимосвязь этих диагностических признаков с параметрами математической модели, которая позволяет генерировать искусственную ЭКГ с заданными амплитудно-временными характеристиками информативных фрагментов.

Для генерации реалистического цикла ЭКГ с различной формой информативных фрагментов, в том числе несимметричным зубцом  $T$  и отклонениями (элевацией и депрессией) сегмента  $ST$  относительно изоэлектрической линии использован описанный в [3] прием, который позволил усовершенствовать математическую модель, предложенную нами ранее в работе [4]. В результате построена модель генерации эталонного цикла ЭКГ, которая имеет вид:

$$z(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}} A_i \cdot e^{-\frac{(t-\mu_i)^2}{2[b_i(t)]^2}}, \quad (1)$$

где параметры  $A_i$  и  $\mu_i$  определяют соответственно амплитуду и момент времени, когда  $i$ -й информативный фрагмент,  $i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}$  принимает экстремальное значение, а функция

$$b_i(t) = \begin{cases} b_i^{(1)} & \text{при } t \leq \mu_i, \\ b_i^{(2)} & \text{при } t > \mu_i \end{cases} \quad (2)$$

при  $b_i^{(1)} \neq b_i^{(2)}$  позволяет генерировать несимметричные информативные фрагменты, моменты начала  $t_i^{(1)}$  и окончания  $t_i^{(2)}$  которых связаны с параметрами  $b_i^{(1)}$ ,  $b_i^{(2)}$  и  $\mu_i$  следующим образом:

$$\begin{aligned} t_i^{(1)} &= \mu_i - 3b_i^{(1)}, \\ t_i^{(2)} &= \mu_i + 3b_i^{(2)}. \end{aligned}$$

Несмотря на то, что при  $b_i^{(1)} \neq b_i^{(2)}$  функции  $b_i(t)$  в (1), в силу определения (2), не являются непрерывными, доказано, что функция  $z(t)$  и ее производная  $\dot{z}(t)$  непрерывны во всех точках области определения, в том числе, в точках  $t = \mu_i$  разрыва функций  $b_i(t)$ .

На рис. 1 показано окно программного генератора, реализующего предложенную модель генерации эталонного цикла искусственной ЭКГ с заданными параметрами информативных фрагментов.

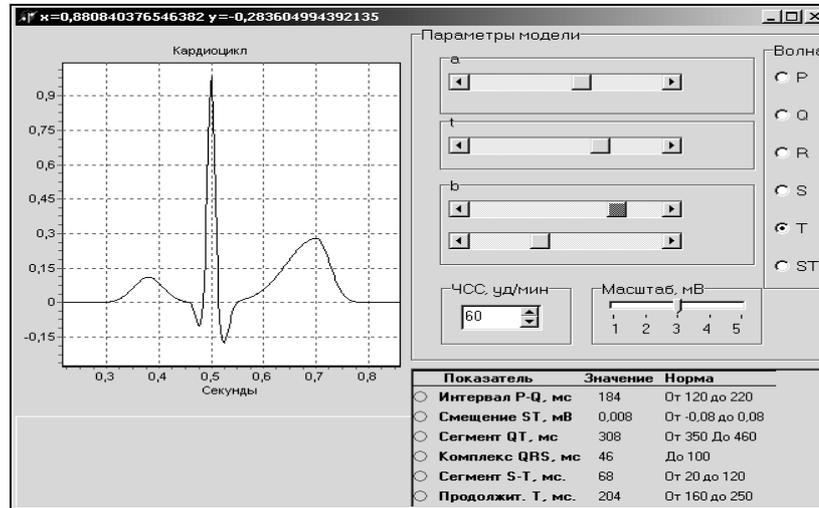


Рис. 1. Окно настройки параметров генератора цикла искусственной ЭКГ

Допустимая структура реальных циклов ЭКГ налагает следующие ограничения на моменты времени  $t_i^{(1)}$ ,  $t_i^{(2)}$  начала и окончания информативных фрагментов:

$$0 \leq t_P^{(1)} < t_P^{(2)} \leq t_Q^{(1)} < t_Q^{(2)} = t_R^{(1)} < t_R^{(2)} = t_S^{(1)} < t_S^{(2)} = t_{ST}^{(1)} \leq t_{ST}^{(2)} \leq t_T^{(1)} < t_T^{(2)} \leq T_0, \quad (3)$$

где  $T_0$  (мс) – общая продолжительность эталонного цикла, связанная с частотой  $F_{\text{ЧСС}}$  сердечных сокращений (уд/мин) соотношением

$$T_0 = \frac{60 \cdot 1000}{F_{\text{ЧСС}}}. \quad (4)$$

Ограничения (3) учитываются при программной реализации модели порождения эталонного цикла.

Принимая во внимание (3), функцию  $z(t)$ , моделирующую эталонный цикл, можно записать в виде последовательности из  $K$  фрагментов

$$z(t) = \begin{cases} z_0^{(1)}(t), & 0 \leq t < t_P^{(1)}, \\ \dots \\ z_0^{(K)}(t), & t_T^{(2)} \leq t < T_0, \end{cases} \quad (5)$$

а наблюдаемую ЭКГ – как последовательность искаженных эталонных циклов:

$$Z(t) = \Phi[z(t), \zeta(t)] + h(t), \quad (6)$$

где  $\zeta(t)$  и  $h(t)$  – внутреннее и внешнее возмущения.

Предложенная аналитическая модель эталонного цикла  $z(t)$  с конечным числом настраиваемых параметров позволила моделировать внутреннее возмущение  $\zeta(t)$ , независимо искажая на каждом  $m$ -м цикле ( $m = 1, 2, \dots$ ) параметры  $A_i$ ,  $\mu_i$ ,  $b_i^{(1)}$ ,  $b_i^{(2)}$  эталона (1), (2) следующим образом:

$$\begin{aligned}
 \tilde{A}_i[m] &= A_i(1 + \alpha_i[m]); \\
 \tilde{\mu}_i[m] &= \mu_i(1 + \delta_i[m]); \\
 \tilde{b}_i^{(1)}[m] &= b_i^{(1)}(1 + \varepsilon_i^{(1)}[m]); \\
 \tilde{b}_i^{(2)}[m] &= b_i^{(2)}(1 + \varepsilon_i^{(2)}[m]),
 \end{aligned}
 \tag{7}$$

где  $\tilde{A}_i[m]$ ,  $\tilde{\mu}_i[m]$ ,  $\tilde{b}_i^{(1)}[m]$ ,  $\tilde{b}_i^{(2)}[m]$  – параметры  $i$ -го фрагмента  $m$ -го цикла ЭКГ;  $\alpha_i[m]$ ,  $\delta_i[m]$ ,  $\varepsilon_i^{(1)}[m]$ ,  $\varepsilon_i^{(2)}[m]$  – последовательности реализаций независимых случайных величин, которые с нулевым математическим ожиданием распределены на интервалах  $[-\alpha_{0i}, \alpha_{0i}]$ ,  $[-\delta_{0i}, \delta_{0i}]$ ,  $[-\varepsilon_{0i}^{(1)}, \varepsilon_{0i}^{(1)}]$ ,  $[-\varepsilon_{0i}^{(2)}, \varepsilon_{0i}^{(2)}]$ , ограниченных фиксированными числами  $\alpha_{0i}$ ,  $\delta_{0i}$ ,  $\varepsilon_{0i}^{(1)}$ ,  $\varepsilon_{0i}^{(2)} \in [0, 1)$ .

В результате генерируется последовательность  $Z(t)$  искаженных циклов  $z(t)$ , у которых неравномерно изменяется не только продолжительность, но и амплитуда и даже симметричность отдельных фрагментов.

Внешнее искажение сигнала, в том числе, дрейф изоэлектрической линии и имитация помех различного типа (частотных, случайных, импульсных) обеспечивается аддитивной составляющей  $h(t)$  модели (6).

Модель (1), (2) порождения эталонного цикла  $z(t)$  и модель (6), (7) генерации последовательности  $Z(t)$  искаженных циклов позволяют генерировать искусственные ЭКГ с заданными амплитудно-временными характеристиками информативных фрагментов, которые опытные кардиологи не отличали от реальных ЭКГ, наблюдаемых в условиях внутренних и внешних возмущений. Это позволило провести серию модельных экспериментов по дальнейшему изучению диагностических возможностей метода анализа и интерпретации ЭКГ в фазовых координатах  $Z(t) - \dot{Z}(t)$ .

Обнаружен ряд любопытных свойств, устанавливающих взаимосвязь диагностических признаков  $W$ ,  $D$ ,  $\beta_T$ , характеризующих форму фазового портрета ЭКГ, с параметрами генеративной модели, порождающей ЭКГ во временной области.

На рис. 2 представлены примеры циклов ЭКГ, сгенерированных моделью (1), (2) с разными значениями амплитуд зубцов  $Q$  и  $S$ , фазовые портреты этих циклов, значения параметра  $W$  и поле корреляции между  $W$  и  $\rho$ , где  $\rho = Q/S$ .

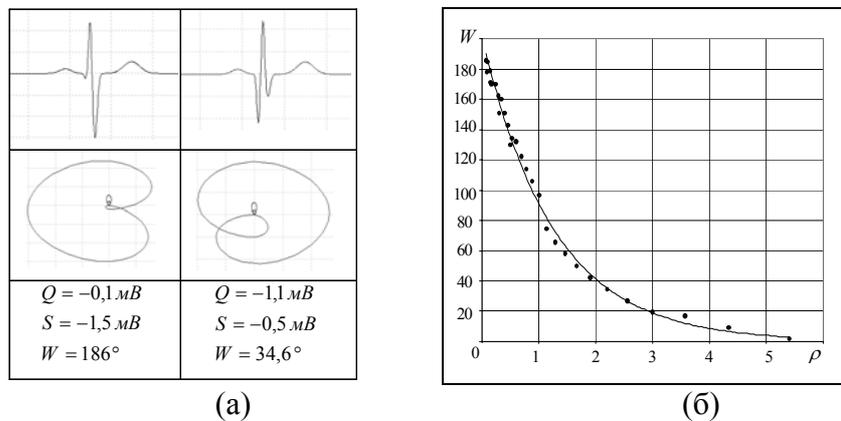


Рис. 2. Примеры циклов ЭКГ во временной области и фазовых координатах (а); поле корреляции между  $W$  и  $\rho$  (б)

Оказалось, что между  $W$  и амплитудами зубцов  $Q$  и  $S$  существует зависимость, подтвержденная модельными экспериментами, которая с высоким коэффициентом детерминации  $R^2 = 0,986$  может быть описана уравнением регрессии

$$W = 200,85e^{-0,7928\rho}. \quad (8)$$

На рис. 3, а приведены примеры циклов искусственной ЭКГ с разными значениями параметров  $b_T^{(1)}$  и  $b_T^{(2)}$ , фрагменты фазовых траекторий и значения диагностического признака  $\beta_T$ . Статистическая зависимость между  $\beta_T$  и параметрами  $b_T^{(1)}$  и  $b_T^{(2)}$  с высоким коэффициентом детерминации  $R^2 = 0,993$  может быть описана степенной функцией

$$\beta_T = 1,0082\eta^{-0,4248}, \quad (9)$$

где  $\eta = b_T^{(1)} / b_T^{(2)}$  (рис. 3, б).

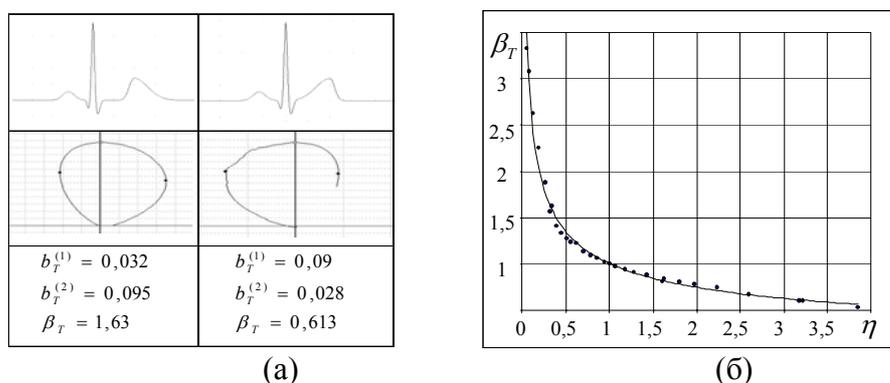


Рис. 3. Примеры циклов ЭКГ во временной области и в фазовых координатах (а); поле корреляции между  $\beta_T$  и  $\eta$  (б)

Установлено также, что параметр  $D$ , характеризующий рассеивания точек фазовых траекторий, с коэффициентом корреляции  $r = 0,997$  связан с ограничением  $\alpha_{0R}$ , налагаемым на искажение амплитуд зубца  $R$  в модели (6), (7), причем эта зависимость может быть описана линейным уравнением регрессии

$$D = 47,841\alpha_{0R} - 1,3172. \quad (10)$$

#### Литература

1. Connolly DC., Elveback LR., Oxman HA. Coronary heart disease in residents of Rochester, Minnesota: Prognostic value of the resting electrocardiogram at the time of initial diagnosis of angina pectoris // Mayo.Clin.Proc. – 1984. – 59. – P. 247-250.
2. Файнзильберг Л.С. ФАЗАГРАФ® – эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни сердца // Клиническая информатика и телемедицина. – 2010. – Т.6. – Вып.7. – С. 22-30.
3. Абрамов М.В. Аппроксимации экспонентами временного кардиологического ряда на основе ЭКГ // Вестник кибернетики. – Тюмень: ИПОС СО РАН. – 2010. – № 9. – С. 85-91.
4. Файнзильберг Л.С., Беклер Т.Ю., Глушаускене Г.А. Математическая модель порождения искусственной электрокардиограммы и ее применение в программируемом имитаторе сигналов сложной формы // СППР. Теорія і практика. – К.: ПІММС НАНУ. – 2010. – С. 133-136.