

# Фазовый портрет физиологического сигнала как средство функциональной диагностики и идентификации личности

Л.С. Файнзильберг<sup>1</sup>

*Аннотация* – The novel approach to modelling, computer analysis and interpretation of the physiological signal that carries information about the electrical activity of the heart is developed.

*Ключевые слова* – Фазовый портрет, диагностика, идентификация, модель

## I. ВВЕДЕНИЕ

Функционирование сердца основано на электрических процессах, протекающих в отдельных участках сердечной мышцы. Динамика этих процессов отображается параметрами информативных фрагментов электрокардиограммы (ЭКГ) – зубцов  $P, Q, R, S, T$  и сегментов  $P-Q, S-T$ . Традиционная ЭКГ-диагностика основана на анализе значений этих параметров.

Однако традиционные компьютерные алгоритмы, основанные на обработке сигнала во временной области, не обеспечивают требуемую достоверность результатов диагностики, что побуждает специалистов к поиску новых подходов к анализу и интерпретации ЭКГ.

## II. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПОРОЖДЕНИЯ ЭКГ

Циклический характер функционирования системы кровообращения и тесно связанной с ней системы органов дыхания порождает цикличность ЭКГ, которая лишь только внешне напоминает периодическую функцию времени. Физиологам хорошо известно, что частота сердечных сокращений (ЧСС) даже в состоянии покоя и при отсутствии каких либо патологий претерпевает определенные вариации. Более того, при изменении ЧСС происходят *неравномерные* изменения продолжительностей фрагментов  $P, Q, R, S, T, P-Q, S-T$  внутри каждого цикла [1].

На основании анализа и *аналитического* решения системы дифференциальных уравнений, предложенной в работе [2], нам удалось построить математическую модель порождения циклов  $Z_1(t), \dots, Z_N(t)$  искусственной ЭКГ в виде

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

где

$$\tilde{A}_{im} = A_i(1 + \alpha_{im}), \quad (2)$$

$$\tilde{\mu}_{im} = \mu_i(1 + \delta_{im}), \quad (3)$$

$$\tilde{b}_{im} = \begin{cases} b_i^{(1)}(1 + \varepsilon_{im}^{(1)}) & \forall t \leq \mu_{im}, \\ b_i^{(2)}(1 + \varepsilon_{im}^{(2)}) & \forall t > \mu_{im}. \end{cases} \quad (4)$$

В соответствии с (1)-(4) *внутренние* возмущения моделируют случайные искажения параметров  $A_i, \mu_i, b_i^{(1)}, b_i^{(2)}$  эталона на каждом  $m$ -м цикле искусственной ЭКГ. Для этого используются реализации независимых случайных величин  $\alpha_{im}, \delta_{im}, \varepsilon_{im}^{(1)}, \varepsilon_{im}^{(2)}$ , которые с нулевыми математическими ожиданиями распределены на ограниченных интервалах.

Функция  $h(t)$  моделирует *внешние* возмущения, в том числе сетевые помехи, мышечный тремор и дрейф изоэлектрической линии. Модель позволяет порождать искусственные ЭКГ с нетипичными циклами (экстрасистолами и артефактами), а также моделировать депрессию и элевацию сегмента  $S-T$ , симметризацию и инверсию зубца  $T$  и другие признаки нарушений сердечной деятельности.

Для моделирования альтернации зубца  $T$  с уровнем  $\Delta_A$  вместо (2) используется выражение

$$\tilde{A}_{im} = \begin{cases} A_i(1 + \alpha_{im}) & \forall i \in \{P, Q, R, S, ST\}, \\ A_T \lambda_m^{(A)}(1 + \alpha_{Tm}) & \text{при } i = T, \end{cases} \quad (5)$$

где

$$\lambda_m^{(A)} = \begin{cases} 1 + \frac{\Delta_A}{A_T}, & \text{если } \lambda_{m-1}^{(T)} = 1, \\ 1, & \text{если } \lambda_{m-1}^{(T)} = 1 + \frac{\Delta_A}{A_T}, \end{cases} \quad (6)$$

при начальном условии  $\lambda_0^{(A)} = 1$ .

Предложенная модель позволяет генерировать искусственные ЭКГ, формы которых практически не отличаются от реальных. Для иллюстрации на рис. 1 показаны примеры реальных (вверху) и искусственных (внизу) ЭКГ сгенерированных с помощью модели (1)-(6).

<sup>1</sup> Международным научно-учебным центром информационных технологий и систем НАН и МОН Украины, пр. Академика Глушкова, 40, Киев, 03680, УКРАИНА, E-mail: [fainzilberg@voliacable.com](mailto:fainzilberg@voliacable.com)

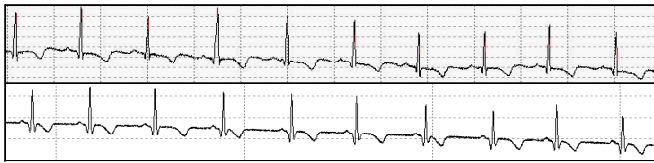


Рис. 1. Результаты моделирования ЭКГ с инверсией зубца  $T$



Рис. 2. Результаты моделирования ЭКГ с альтернативой зубца  $T$

### III. ФАЗОВЫЕ ПОРТРЕТЫ ЭКГ

Основная идея предлагаемого метода состоит в том, что в каждой точке дискретно заданного сигнала  $Z(t)$ ,  $t = 1, 2, \dots$  оценивается первая производная  $\dot{Z}(t)$  и вся последующая обработка осуществляется на “фазовой” плоскости (рис. 3) в координатах  $Z(t) - \dot{Z}(t)$ .

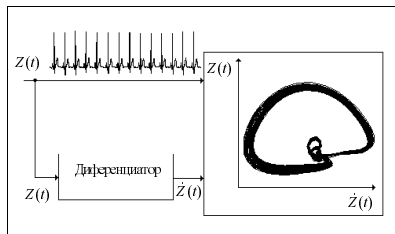


Рис. 3. Фазовый портрет ЭКГ

Показано [3], что усреднение фазовых траекторий с использованием хаусдорфовой метрики

$$R_H(Q_i, Q_j) = \max \left\{ \max_{q_i \in Q_i} \min_{q_j \in Q_j} q(u_i, u_j), \max_{q_j \in Q_j} \min_{q_i \in Q_i} q(u_i, u_j) \right\}, \quad (5)$$

между парами  $Q_i, Q_j$  фазовых траекторий отдельных циклов, где  $\rho(q_i, q_j) = \|q_i - q_j\|$  – евклидово расстояние между точками  $q_i = (z_i, \dot{z}_i)$  и  $q_j = (z_j, \dot{z}_j)$  нормированных фазовых координат  $z_i \in [0,1]$ ,  $\dot{z}_i \in [0,1]$ , позволяет точнее оценить параметры эталона, чем традиционная процедура усреднения циклов во временной области.

На основании многочисленных наблюдений и экспериментов установлен ряд полезных свойств фазовых портретов ЭКГ, в том числе

**Свойство 1.** Под действием физических и эмоциональных нагрузок фрагмент усредненной фазовой траектории, соответствующий зубцу  $T$ , претерпевает характерные изменения, которые несут дополнительную диагностическую ценность и позволяют повысить достоверность ЭКГ-диагностики [4].

**Свойство 2.** Фазовые портреты ЭКГ различных испытуемых, подобно отпечаткам пальцев, имеют ряд индивидуальных особенностей (рис. 4), причем эти особенности сохранялись на достаточно большом периоде наблюдений.

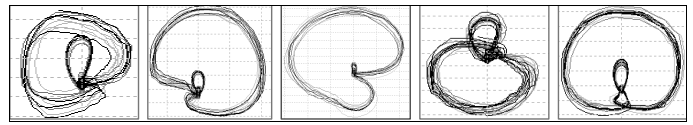


Рис. 4. Фазовые портреты ЭКГ пяти разных испытуемых

### IV. Практические результаты

На основе проведенных исследований создана и передана в серийное производство диагностическая система ФАЗАГРАФ® (рис. 5), которая обеспечивает

- *оперативность* получение результата (1-2 минуты);
- *удобство* измерения с помощью оригинального сенсора с пальцевыми электродами;
- *информативность* (обнаружение скрытых признаков сердечных патологий, которые недооцениваются при традиционной ЭКГ-диагностике);
- *наглядность* (результат отображается на специальном индикаторе в виде градусника с тремя цветовыми градациями и понятен не только медицинскому работнику, но и самому испытуемому).

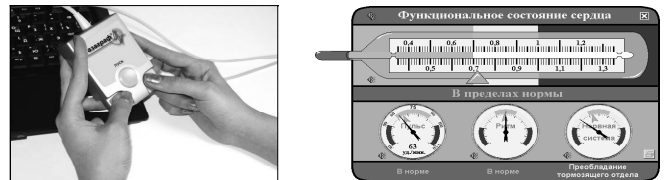


Рис. 5. Микропроцессорный сенсор (слева) и индикатор функционального состояния (справа) системы ФАЗАГРАФ®

На этих же принципах создана система АНТИСТРЕС и микроэлектронный прибор ИКАР с автономной и дистанционной обработкой информации.

Проводятся исследования, направленные на разработку оригинальных средств биометрической защиты информации, основанных на индивидуальных особенностях фазовых портретов ЭКГ.

### СПИСОК ССЫЛОК

- [1] Генкин А.А. Новая информационная технология анализа медицинских данных / А.А. Генкин. – СПб: Политехника, 1999. – 192 с.
- [2] McSharry P. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals / P. McSharry, G. Clifford, L. Tarasenko, L. Smith // IEEE Transaction on Biomedical Engineering. – 2003. – Vol. 50 (3). – P. 289-294.
- [3] Файнзильберг Л.С. Восстановление эталона циклических сигналов на основе использования хаусдорфовой метрики в фазовом пространстве / Л.С. Файнзильберг // Кибернетика и системный анализ. – 2003. – № 3. – С. 20-28.
- [4] Файнзильберг Л.С. ФАЗАГРАФ® – эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни сердца / Л.С. Файнзильберг // Клиническая информатика и телемедицина. – 2010. – Т.6. – Вып.7. – С. 22-30.