

УДК 681.3.06.14

**АВТОМАТИЧЕСКОЕ РАСПОЗНАВАНИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ С
НЕТИПИЧНЫМИ ЦИКЛАМИ ПРИ ДИСТАНЦИОННОМ МОНИТОРИНГЕ
СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ**

Л.С. Файнзильберг

МНУЦ ИТИС

e-mail: fainzilberg@gmail.com

Болезни сердечно-сосудистой системы по-прежнему лидируют в структуре заболеваемости, оставаясь одной из главных причин смертности и инвалидности работоспособного населения в развитых странах. В значительной мере разрешению этой проблемы могут способствовать персонифицированные средства цифровой медицины, обеспечивающие постоянный мониторинг состояния пациента, в том числе, в домашних условиях.

В последнее время получили известность электрокардиографы для домашнего применения, в которых используется упрощенный способ регистрации электрокардиограмм (ЭКГ) только с одного отведения, например с пальцев рук [1]. Однако при традиционном подходе к анализу ЭКГ-сигнала $z(t)$ во временной области такой упрощенный метод позволяет определить лишь нарушения сердечного ритма, что недостаточно.

В то же время привлечение новых информационных технологий анализа *тонких* изменений сигнала позволяет получать важную диагностическую информацию даже при упрощенном способе регистрации сигнала. Фазаграфия [2] – одна из таких технологий, реализованная в отечественном комплексе ФАЗАГРАФ[®], который выпускается серийно.

Главная особенность фазаграфии – обработка $z(t)$ на фазовой плоскости с координатами $z(t), \dot{z}(t)$, где $\dot{z}(t)$ – скорость изменения сигнала об электрической активности сердца. Это *принципиальное* отличие фазаграфии от аналогичных подходов, основанных на отображении ЭКГ-сигнала в так называемом псевдофазовом пространстве с координатами $z(t), z(t-\tau)$, где τ – задержка во времени. Именно такое отличие позволило расширить систему диагностических признаков ЭКГ, основанных на оценке скоростных характеристик процесса [2].

С помощью современных средств телекоммуникаций [3] появляется возможность проводить удаленный мониторинг текущего состояния кардиологических пациентов на основе метода фазаграфии. При этом больной самостоятельно накапливает данные в домашних условиях для их последующей интерпретации врачом (рис. 1).

Помимо решения задач хранения и передачи данных, программное обеспечение сервера обеспечивает автоматическое распознавание ЭКГ, на которые врач должен обратить внимание в первую очередь.

Таковыми считаются ЭКГ с нетипичными циклами, которые могут быть вызваны экстрасистолами – преждевременными сокращениями сердечной мышцы. Функциональные экстрасистолы не несут особой опасности и могут возникать у практически здоровых людей с невротическими расстройствами. В то же время внезапное появление экстрасистолии может быть первым признаком развития острого инфаркта миокарда. Поэтому при построении системы удаленного мониторинга сердечной деятельности важно иметь интеллектуальные средства, обеспечивающие автоматическое распознавание ЭКГ с нетипичными циклами, которые могут быть вызваны экстрасистолией, и требуют дополнительного внимания врача.



Рис. 1. Клиент-серверная система организация взаимодействия врача и пациента

Рассмотрим вычислительный алгоритм, направленный на решение этой задачи.

Используя специальные методы фильтрации, регуляризации и численного дифференцирования ЭКГ-сигнала, наблюдаемого в дискретные моменты времени $k = 0, \dots, K - 1$, получим последовательность векторов

$$(z[0], \dot{z}[0]), (z[1], \dot{z}[1]), \dots, (z[K_0 - 1], \dot{z}[K - 1]), \quad (1)$$

лежащих на фазовой траектории ЭКГ в плоскости $z(t), \dot{z}(t)$. Выполнив нормировку

$$z_m^*[k] = \frac{z_m[k] - \min_{0 \leq z \leq K-1} z_m[k]}{\max_{0 \leq k \leq K-1} z_m[k] - \min_{0 \leq k \leq K-1} z_m[k]}, \quad \dot{z}_m^*[k] = \frac{\dot{z}_m[k] - \min_{0 \leq k \leq K-1} \dot{z}_m[k]}{\max_{0 \leq k \leq K-1} \dot{z}_m[k] - \min_{0 \leq k \leq K-1} \dot{z}_m[k]}, \quad k = 0, \dots, K - 1,$$

перейдем от (1) к последовательности нормированных векторов $z^*[k] \in [0, 1]$ и $\dot{z}^*[k] \in [0, 1]$:

$$(z^*[0], \dot{z}^*[0]), (z^*[1], \dot{z}^*[1]), \dots, (z^*[K - 1], \dot{z}^*[K - 1])). \quad (2)$$

Разобьем последовательность векторов (2) на M подпоследовательностей, соответствующих траекториям отдельных сердечных циклов:

$$Q_m = \{(z_m^*[k_m], \dot{z}_m^*[k_m]), k_m = 0, \dots, K^{(m)} - 1\}, \quad m = 1, \dots, M, \quad (3)$$

где $K^{(m)}$ – число дискретных отсчетов наблюдаемого сигнала $z(t)$ на m -м цикле.

Вычислим $M \times M$ матрицу $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ расстояний между всеми парами $Q_i \in Q$ и $Q_j \in Q$, $i, j = 1, \dots, M$. Поскольку в общем случае число элементов i -й и j -й последовательностей не одинаково, то для построения матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ воспользуемся хаусдорфовым расстоянием

$$R_H(Q_i, Q_j) = \max \left\{ \max_{q_j \in Q_j} \min_{q_i \in Q_i} \rho(q_i, q_j), \max_{q_i \in Q_i} \min_{q_j \in Q_j} \rho(q_i, q_j) \right\}, \quad (4)$$

где $q = (z^*, \dot{z}^*)$, 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 одного из циклов

$$Q_0 = \arg \min_{1 \leq j \leq M} \sum_{i=1}^M R_H(Q_i, Q_j), \quad (5)$$

который будем называть *эталонным циклом* обрабатываемой ЭКГ.

Если полагать, что число M_N нетипичных циклов (экстрасистол и артефактов) значительно меньше общего числа M обрабатываемых циклов, т.е. что $M_N \ll M$ (в противном случае определение «нетипичный» цикл теряет смысл), то эталонный цикл Q_0 , найденный согласно (5), позволяет провести селекцию циклов по их расстоянию до Q_0 .

С этой целью упорядочим по возрастанию элементы строки матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ хаусдорфовых расстояний (4), соответствующей эталонному циклу Q_0 . Полученная последовательность расстояний

$$\mathfrak{R}_\mu = R_H(Q_0, Q_\mu), \quad \mu \in [1, M] \quad (6)$$

дает представление о вариабельности формы траекторий наблюдаемых циклов по отношению к эталонной траектории Q_0 .

Если наблюдаемый сигнал содержит только типичные циклы, то с ростом μ упорядоченные значения $R_H(Q_0, Q_\mu)$ возрастают более-менее равномерно (рис. 2, слева).

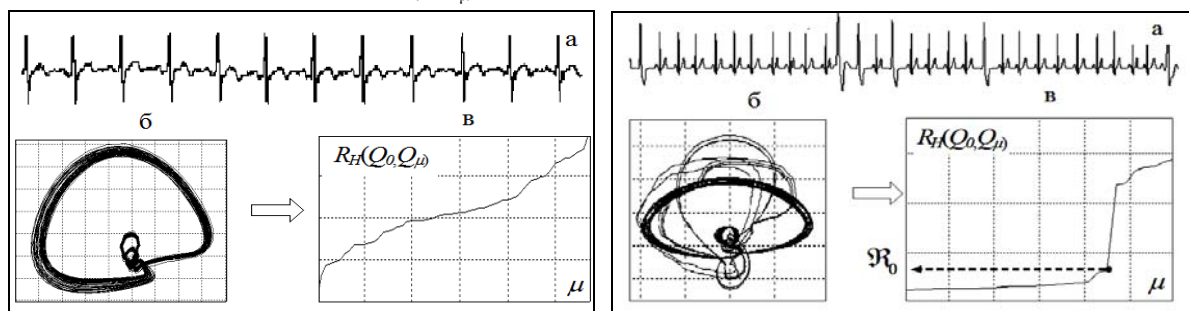


Рис. 2. Анализ формы ЭКГ (а) с типичными (слева) и нетипичными (справа) циклами по фазовому портрету (б) и кривой расстояний \mathfrak{R} (в)

Если же на ЭКГ появляются нетипичные циклы, то последовательность \mathfrak{R}_μ содержит один или несколько выраженных скачков (рис. 2, справа). С помощью несложной вычислительной процедуры определим положение первого из таких скачков, найдем пороговое значение \mathfrak{R}_0 и тем самым выделим подмножество I_0 номеров *нетипичных* циклов [4]:

$$I_0 = \{\mu : R_H(Q_0, Q_\mu) \geq \mathfrak{R}_0\}. \quad (7)$$

Получив от сервера информацию об обнаружении ЭКГ с нетипичными циклами врач на своем клиентском приложении может визуально просмотреть циклы с номерами $\mu \in I_0 \neq \emptyset$ и принять соответствующее решение. Такую информацию можно получать не только на персональный компьютер, но и на мобильный телефон (смартфон), работающий под управлением операционной системы ANDROID (рис. 3).

Хаусдорфовы расстояния (4) позволяют также классифицировать нетипичные циклы, а также принимать решение о степени отклонения текущей ЭКГ от предыдущих. Для этого в базе данных сервера хранятся фазовые траектории эталонных циклов и персонифицированные пороги Δ_p , которые автоматически корректируются при поступлении очередной ЭКГ p -го пациента.

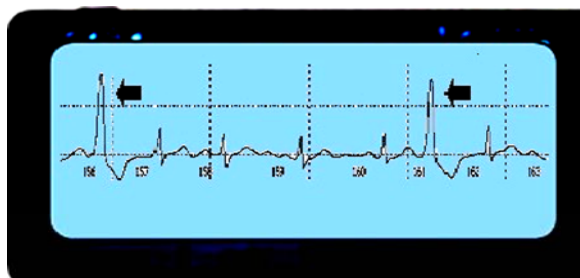


Рис. 3. Экран мобильного телефона врача с отметками экстрасистол реальной ЭКГ

Порог Δ_p вычисляется путем усреднения величин $\Delta_p [v]$, определяемых по каждой v -й ЭКГ p -го пациента следующим образом:

$$\Delta_p [v] = \begin{cases} \mathfrak{R}_0 [v], & \text{если на } v\text{-й ЭКГ обнаружены нетипичные циклы;} \\ R_H^{\max} [v], & \text{если на } v\text{-й ЭКГ не обнаружены нетипичные циклы,} \end{cases} \quad (8)$$

где $\mathfrak{R}_0 [v]$ – величина, определяемая по положению первого скачка (рис. 2 справа) упорядоченных хаусдорфовых расстояний (6) между циклами v -й ЭКГ p -го пациента, а $R_H^{\max} [v]$ – наибольшее хаусдорфовое расстояние между циклами v -й ЭКГ p -го пациента.

Если хаусдорфовое расстояние между фазовой траекторией эталонного цикла текущей ЭКГ p -го пациента и фазовыми траекториями эталонных циклов предшествующих ЭКГ превышает порог (8), то на сервере формируется сигнал, который информирует врача о необходимости более тщательного анализа такой ЭКГ.

Понятно, что рассмотренный подход естественным образом может быть обобщен на обработку многоканальных ЭКГ, в частности, на обработку ЭКГ от трех ортогональных отведений.

Таким образом, окончательные диагностические решения остаются за врачом, а сервер лишь поддерживает эти решения, предоставляя уведомления о появлении подозрительных ЭКГ. После визуальной оценки таких ЭКГ врач при необходимости может воспользоваться дополнительной диагностической информацией, предоставляемой комплексом ФАЗАГРАФ®. Благодаря такой организации взаимодействия клиентских приложений и сервера оптимизируется время, затрачиваемое врачом на оказание медицинских услуг своим пациентам.

Литература

1. Benade S.A., Bonbale U.L. Finger touch based ECG monitoring // International Journal of Research in Engineering and Technology. – 2016. – Vol. 5. – Issue 7. – P. 263-266.
2. Файнзильберг Л. С. Основы фазографии. – Киев : Освита України, 2017. – 264 с.
3. Вишневский В.В. Грид-система для массового накопления и обработки цифровых электрокардиограмм // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2013. – Т. 11. – № 1. – С. 202-208.
4. Файнзильберг Л.С. Спосіб виявлення атипичних циклів на електрокардіограмі // Патент України на корисну модель № 112127. – Бюл. № 23, 2016 р.