

Информатика и информационные технологии

УДК 681.3.06.14

МОБИЛЬНЫЕ ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ВИРТУАЛЬНОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ВРАЧА И ПАЦИЕНТА ПРИ ДИСТАНЦИОННОМ МОНИТОРИНГЕ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

Л.С. Файнзильберг¹, Т.В. Сорока²

¹*Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины (г. Киев)*

²*Национальный технический университет Украины «КПИ» (г. Киев)*

Разработана телемедицинская система, реализующая удаленный контроль функционального состояния пациента на основе метода фазаграфии. Дана краткая характеристика мобильных приложений пациента и врача, реализованных в среде Андроид. Предложен оригинальный вычислительный алгоритм автоматической селекции электрокардиограмм с атипичными циклами, которые требуют повышенного внимания врача. Алгоритм основан на оценке близости фазовых траекторий циклов с использованием анализа упорядоченных хаусдорфовых расстояний.

Ключевые слова: клиент-серверная система, фазаграфия, дистанционный мониторинг, атипичные циклы электрокардиограммы.

Розроблено телемедицину систему, яка реалізує віддалений контроль за функціональним станом пацієнта на основі методу фазаграфії. Дано коротку характеристику мобільних додатків пацієнта і лікаря, реалізованих в середовищі Андроїд. Запропоновано оригінальний обчислювальний алгоритм автоматичної селекції електрокардіограм з атипичними циклами, які вимагають підвищеної уваги лікаря. Алгоритм засновано на оцінці близькості фазових траєкторій циклів з використанням аналізу впорядкованих хаусдорфових відстаней.

Ключові слова: клієнт-серверна система, фазаграфія, дистанційний моніторинг, атипичні цикли електрокардіограми

ВВЕДЕНИЕ

Болезни сердечно-сосудистой системы по-прежнему лидируют в структуре заболеваемости, оставаясь главной причиной смертности и инвалидности работоспособного населения в развитых странах. Согласно [1], в США только за один год экономические потери от инвалидности и преждевременной смерти кардиологических больных составляют астрономическую сумму — более 160 миллиардов долларов. В Европе ежегодно от сердечно-сосудистых заболеваний умирают около 3 млн. человек, что намного превышает смертность от всех злокачественных

новообразований. Причем 25% умерших от сердечно-сосудистых заболеваний составляют люди в возрасте до 65 лет.

Тревожная ситуация сложилась в Украине: показатель смертности от сердечно-сосудистых заболеваний один из наибольших в мире (около 70 %). В последнее время увеличилось число внезапной сердечной смерти у водителей транспортных средств и операторов, которые управляют другими сложными объектами, что приводит к масштабным авариям. Происходит значительное «омоложение» сердечно-сосудистых заболеваний — внезапно умирают школьники на уроках физкультуры и спортсмены на тренировках и соревнованиях [2].

По наблюдениям клиницистов многие больные даже не знают о наличии нарушений со стороны сердца и далеко не всегда обращаются за медицинской помощью. Отсутствие своевременной и адекватной терапии приводит к возникновению тяжелых осложнений, инвалидности и смерти больного. Приблизительно в половине случаев госпитализация по поводу инфаркта миокарда является первым в жизни контактом больного с кардиологом [3]. Это объясняется как бессимптомным течением ишемической болезни сердца, так и частой недооценкой больными эпизодов дискомфорта в грудной клетке.

Понятно, что кардинально изменить эту ситуацию может только профилактическая медицина [4] и средства цифровой медицины, обеспечивающие постоянный контроль за состоянием пациента. Для этого необходимы удобные, доступные и надежные средства, которые могут выявлять начальные признаки отклонений в работе сердца не только в медицинских учреждениях, но и в домашних условиях.

Электрокардиография до сих пор остается одним из наиболее доступных методов функциональной диагностики в кардиологии. В амбулаторной и клинической практике широко используются цифровые электрокардиографы с встроенными алгоритмами анализа и интерпретации электрокардиограммы (ЭКГ). В то же время известно [5], что компьютерный анализ ЭКГ часто приводят к ошибкам еще на стадии измерения диагностических признаков. Поэтому опытные кардиологи не всегда доверяют компьютерным алгоритмам и часто предпочитают визуальную интерпретацию ЭКГ.

В последнее время все большую известность получают портативные электрокардиографы для домашнего применения. Приближение таких средств непосредственно к пациенту предъявляет еще большие требования к надежности компьютерного алгоритма интерпретации ЭКГ, поскольку пациент, который не имеет специального медицинского образования, не может корректировать ошибочные решения компьютерного алгоритма на основе визуальной оценки ЭКГ.

При персональном использовании регистрация ЭКГ в 12 общепринятых отведениях становится проблематичной, т.к. требует определенной квалификации для правильного расположения электродов. Поэтому для домашнего применения разрабатываются специальные электрокардиографы, в которых используется упрощенный способ регистрации ЭКГ только от одного отведения, например с пальцев рук [6, 7].

Понятно, что одноканальные регистраторы при традиционном способе обработки ЭКГ позволяют контролировать лишь частоту пульса и выявлять угрожающие жизни нарушения ритма сердца, что недостаточно для полноценных профилактических обследований. В то же время привлечение наукоемких информационных технологий, обеспечивающих реализацию новых подходов к анализу тонких изменений сигнала, позволяет получать важную дополнительную диагностическую информацию даже при упрощенном способе регистрации сигнала.

Фазаграфия — одна из таких перспективных технологий, реализованная в отечественном диагностическом комплексе ФАЗАГРАФ[®], который разработан в Международном Центре информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины и выпускается серийно [8].

Цель — дальнейшее развитие метода фазаграфии для построения телемедицинской системы массовых профилактических обследований на основе клиент-серверной архитектуры и реализации мобильных приложений пациента и врача в среде Андроид.

СТРУКТУРА И КОМПОНЕНТЫ ПРЕДЛАГАЕМОЙ СИСТЕМЫ

Главная особенность фазаграфии — переход от ЭКГ-сигнала $z(t)$, который традиционно наблюдается во временной области, к его отображению и обработке на фазовой плоскости с координатами $z(t), \dot{z}(t)$, где $\dot{z}(t)$ — скорость изменения сигнала об электрической активности сердца [9, 10]. Это *принципиально* отличает фазаграфию от аналогичных подходов, основанных на представлении сигнала в псевдофазовом пространстве с координатами $z(t), z(t - \tau)$, где τ — задержка во времени [11].

Именно такое отличие позволило ввести совокупность дополнительных диагностических признаков ЭКГ, основанных на оценке скоростных характеристик процесса [12]: величину разброса фазовых траекторий σ_{QRS} , угол ориентации усредненной фазовой траектории α_{QRS} , параметр симметрии фрагмента реполяризации усредненной фазовой траектории β_T и ряд других признаков (рис. 1).

Поскольку дифференцирование зашумленных функций относится к числу некорректно поставленных математических задач, то для практической реализации фазаграфии привлекаются специальные вычислительные процедуры [13]. Клинические испытания подтвердили, что метод фазаграфии позволяет выявить начальные признаки сердечных патологий даже в тех случаях, когда традиционный анализ ЭКГ в 12-ти общепринятых отведениях оказывается неинформативным [14].

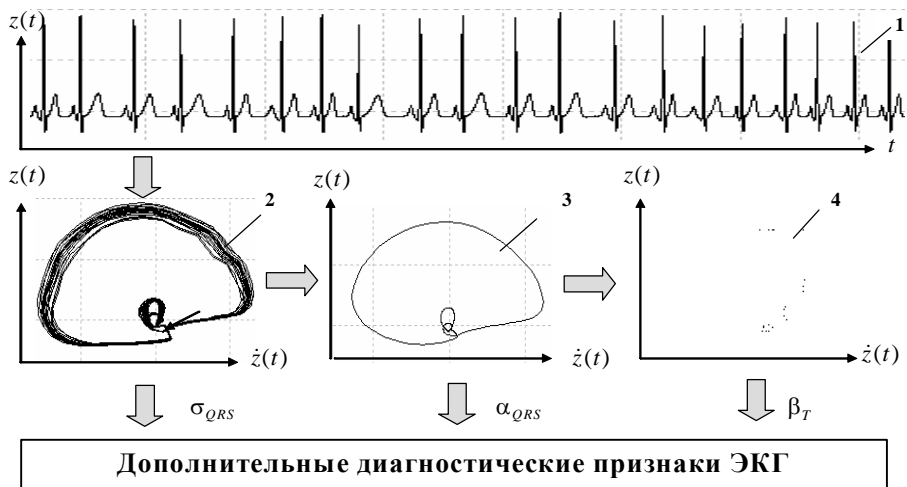


Рис. 1. Основная идея метода фазаграфии

1 — исходная ЭКГ; 2 — ее фазовая траектория; 3 — усредненная фазовая траектория; 4 — фрагмент реполяризации усредненной фазовой траектории

В то же время до сих пор метод фазаграфии, реализованный в диагностическом комплексе ФАЗАГРАФ[®], ориентировался лишь на работу в автономном режиме. Современные средства телекоммуникаций позволяют проводить удаленную обработку цифровых ЭКГ [15], что открывает путь к созданию клиент-серверной системы, обеспечивающей постоянный мониторинг текущего состояния пациентов на основе метода фазаграфии [16]. При этом организуется виртуальное взаимодействие врача и пациента, который может постоянно накапливать данные в домашних условиях для их последующей интерпретации врачом с помощью комплекса ФАЗАГРАФ[®] (рис. 2).

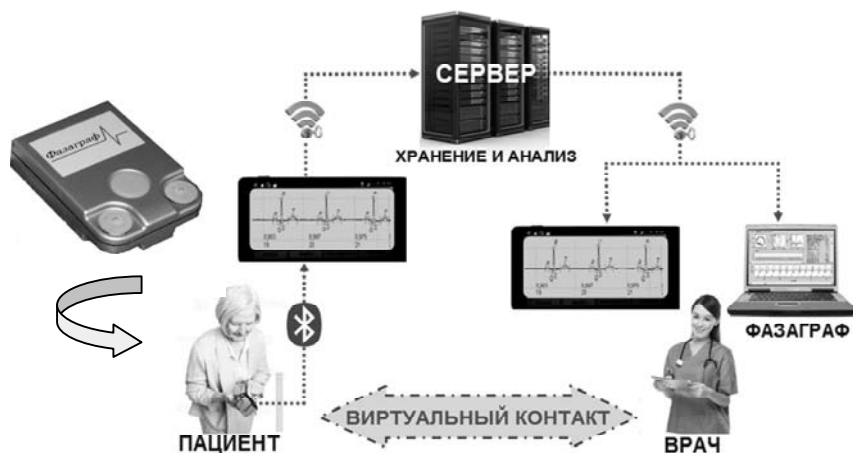


Рис. 2. Клиент-серверная система организации взаимодействия врача и пациента

Кратко рассмотрим особенности построения компонент предлагаемой системы.

Клиентские приложения предназначены для работы на планшете или мобильном телефоне (смартфоне) под управлением ОС Андроид 4.1 или

выше. Разработаны на языке программирования Java версии 7 с использованием Android sdk.

Приложение пациента обеспечивает:

- регистрацию и предварительную обработку одноканальной ЭКГ;
- управление дозированной физической нагрузкой;
- передачу зарегистрированной ЭКГ и сопроводительной информации на сервер для хранения и предварительного анализа.

Для регистрации ЭКГ-сигнала используется портативный датчик с пальцевыми электродами, обеспечивающий передачу цифровых данных через интерфейс Блутуз в мобильное приложение пациента (рис. 3, слева).

С помощью оригинальных вычислительных процедур в реальном масштабе времени обеспечивается удаление дрейфа изоэлектрической линии и фильтрация данных с минимальными искажениями полезного сигнала, а также автоматический поиск *QRS*-комплексов, по которым определяется и отображается на экране смартфона текущая частота сердечных сокращений ЧСС (рис. 3, справа)

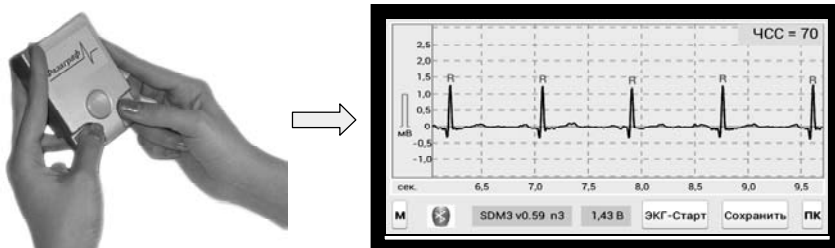


Рис. 3. Регистрация ЭКГ-сигнала с помощью датчика с пальцевыми электродами

Для того чтобы иметь возможность регистрировать ЭКГ не только в покое, но и после физической нагрузки, в приложении реализован модуль, обеспечивающий удобство выполнения заданного числа приседаний за заданное время. Темп приседаний устанавливается по рекомендации врача с учетом возраста и уровня тренированности пациента, которому необходимо выполнить установленный темп приседаний синхронно с виртуальным «инструктором» (рис. 4)

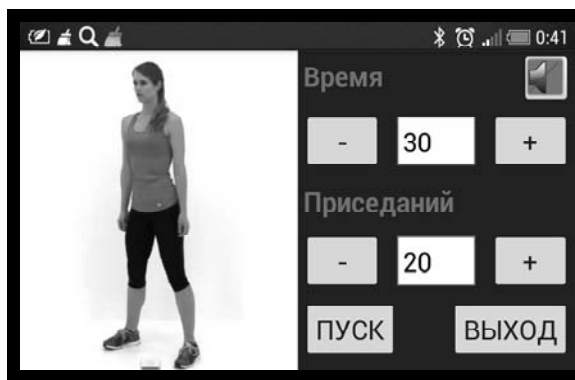


Рис. 4. Окно модуля управления физической нагрузкой

На рис. 5 представлена диаграмма вариантов использования системы в нотациях универсального языка моделирования UML. Пользователями системы (актерами) являются пациент, врач и администратор.

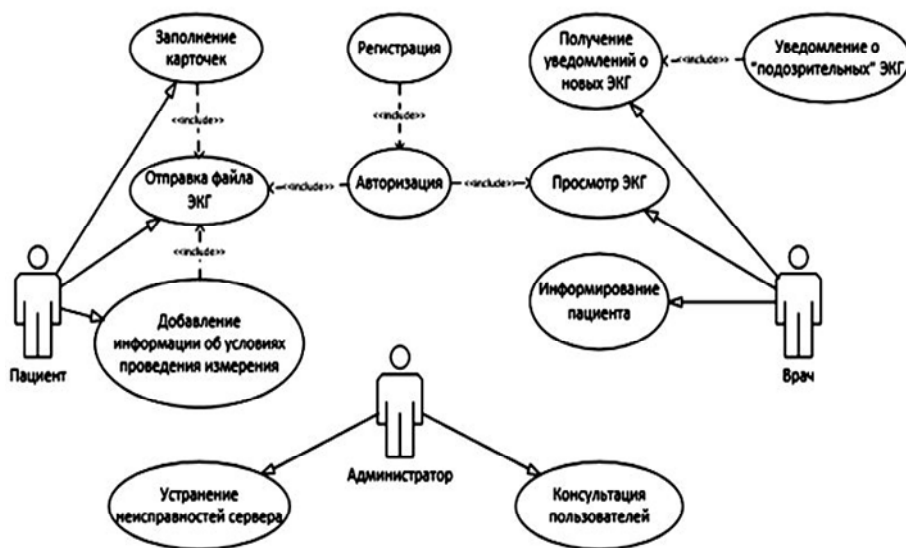


Рис. 5. Укрупненная диаграмма вариантов использования в нотациях языка UML

Для передачи на сервер зарегистрированных ЭКГ в клиентском приложении пациента используется отдельный программный модуль. Перед отправкой файла пациент указывает фамилию врача, которому открыт доступ к его данным.

При разработке клиентских приложений учитывалось то, что пользователи системы (пациент и врач) могут иметь лишь начальные навыки работы с Интернет-технологиями. Поэтому рабочие окна приложений выполнены предельно просто и после однократной регистрации дальнейшая работа с приложениями сводится лишь к интуитивно понятным действиям (рис. 6).

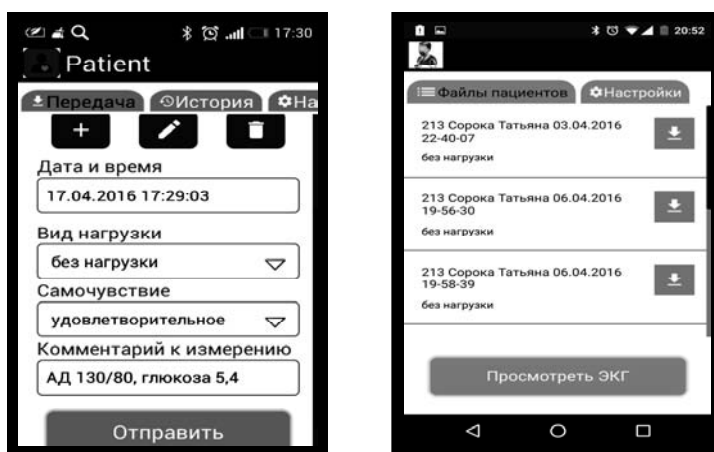


Рис. 6. Окна клиентских приложений пациента (слева) и врача (справа)

Пользователю предоставляется возможность указать субъективную оценку своего состояния (хорошее, удовлетворительное, плохое), отметить условие проведения измерения (без нагрузки или после нагрузки), а также в комментарии указать другую информацию для врача, например, артериальное давление.

Процесс авторизации пользователей и проверка валидности его данных осуществляется только при первом старте приложений (рис. 7). Для этого на экране отображается форма, в которой пользователь вводит свой логин и пароль. Для удобства в качестве логина используется электронный адрес пользователя.

При успешной регистрации авторизованные данные в зашифрованном виде кэшируются в памяти смартфона. Поэтому, если при последующих запусках приложений в памяти смартфона обнаруживаются валидные данные пользователя, то процесс авторизации осуществляется автоматически и пользователь сразу же получает доступ к системе.

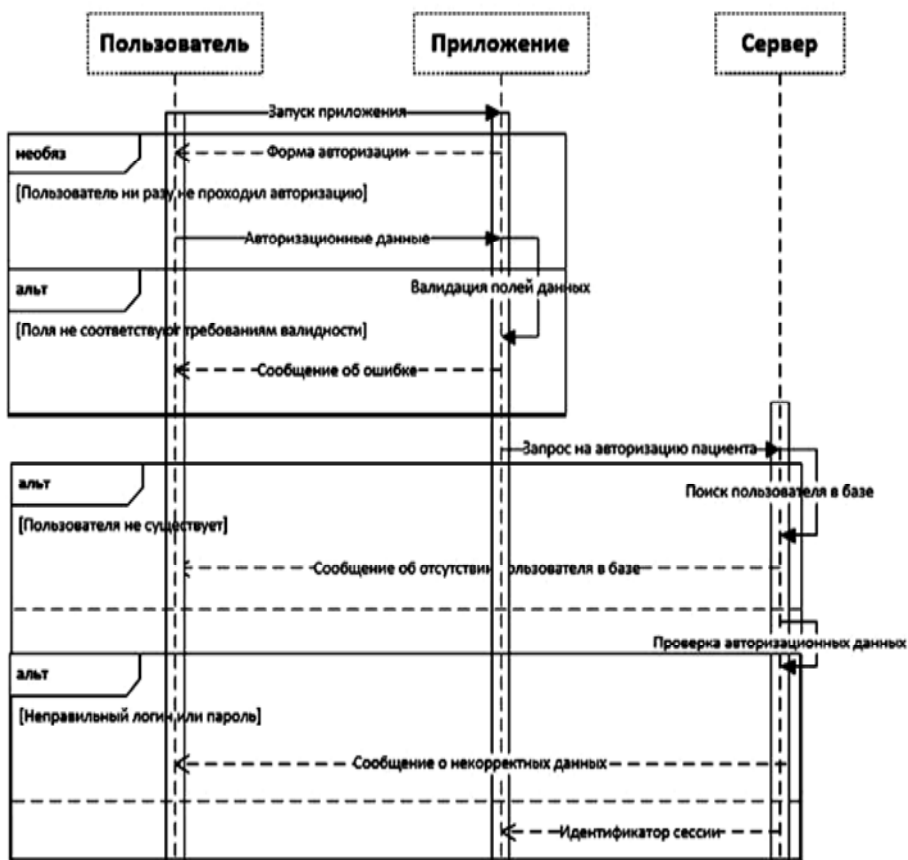


Рис. 7. Диаграмма последовательности при авторизации пользователей в системе

Порядок взаимодействия клиентских приложений с сервером иллюстрирует укрупненная диаграмма последовательностей в нотациях языка UML (рис. 8).

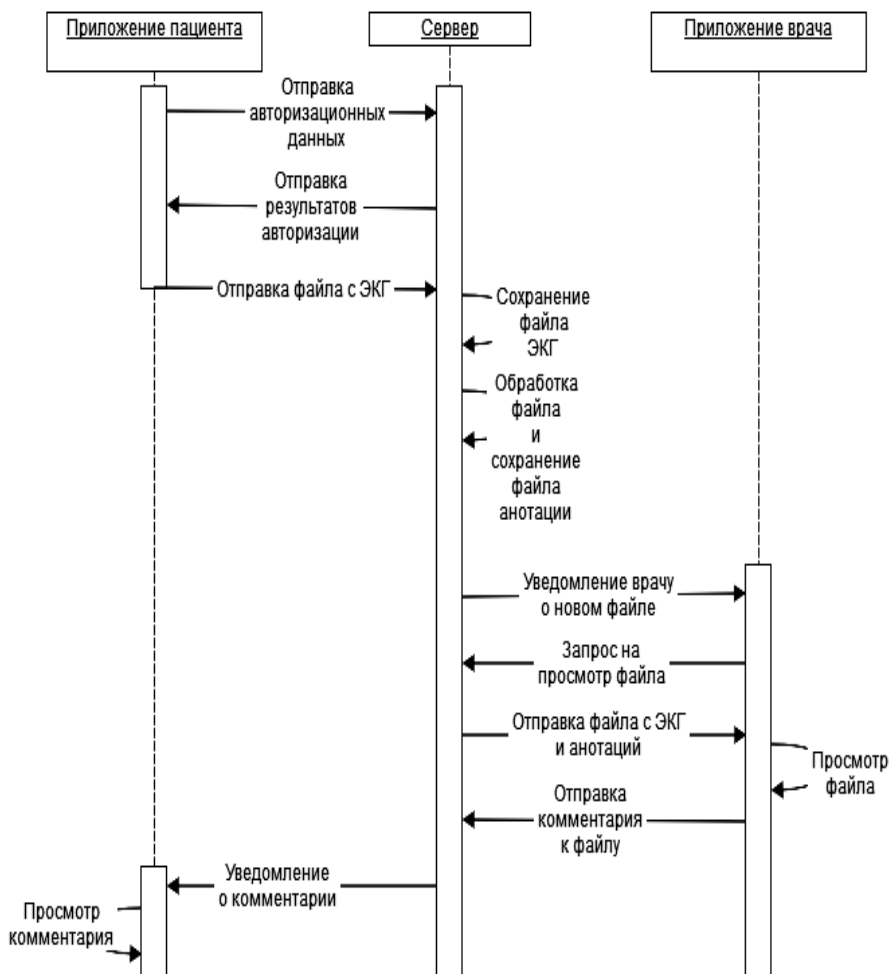


Рис. 8. Диаграмма последовательностей при отправке файла в нотациях языка UML

Программное обеспечение сервера написано на языке Java версии 8 с использованием фреймворка Spring 4.3 для REST API и Hibernate 5.1 в качестве ORM. База данных построена на основе MySQL 5.5.

АВТОМАТИЧЕСКАЯ СЕЛЕКЦИЯ «ПОДОЗРИТЕЛЬНЫХ» ЭКГ

Помимо хранения данных, программное обеспечение сервера обеспечивает автоматическую селекцию ЭКГ, на которые врач должен обратить внимание в первую очередь. «Подозрительными» считаются те ЭКГ, у которых наблюдаются атипичные циклы либо эталонный цикл существенно отличается от эталонных циклов предшествующих ЭКГ.

Атипичные циклы ЭКГ могут быть вызваны случайными возмущениями (артефактами) либо порождаться экстрасистолами — преждевременными сокращениями сердечной мышцы, обусловленными возникновением

импульса вне синусового узла. Функциональные экстрасистолы не несут особой опасности и могут возникать у практически здоровых людей с невротическими расстройствами.

С другой стороны, внезапные появления экстрасистол могут нести важную информацию об органических поражениях сердца, в частности, быть первым признаком развития острого инфаркта миокарда [17]. Поэтому при построении системы удаленного мониторинга сердечной деятельности важно иметь «интеллектуальные» средства, обеспечивающие автоматическое распознавание «подозрительных» ЭКГ с атипичными циклами, которые требуют дополнительного внимания врача.

Для решения этой задачи в программное обеспечение сервера включен специальный модуль, реализующий вычислительные процедуры оценки близости циклов обрабатываемых ЭКГ.

Будем считать, что обрабатываемая ЭКГ содержит M циклов и представлена последовательностью дискретных значений $z(k)$, наблюдаемых в фиксированные моменты времени $t_k \equiv k\Delta$, $k = 0, 1, \dots, K-1$, где Δ — равномерный шаг квантования по времени.

Хорошо известно, что даже у здоровых людей в состоянии покоя частота сердечных сокращений (ЧСС) не является постоянной величиной [18], а значит в общем случае i -й и j -й циклы, ($i, j = 1, \dots, M$, $i \neq j$) содержат разные числа дискретных отсчетов $K^{(i)} \neq K^{(j)}$. Более того, при изменении ЧСС происходят неравномерные изменения продолжительностей отдельных фрагментов ЭКГ. Например, продолжительность комплекса QRS в меньшей степени связана с изменением ЧСС, чем продолжительности зубцов P и T [19].

Неравномерные изменения области определения циклов приводит к «несинхронности» относительного времени появления информативных фрагментов ЭКГ на разных циклах (рис. 9), что налагает дополнительные трудности при оценке их близости во временной области.

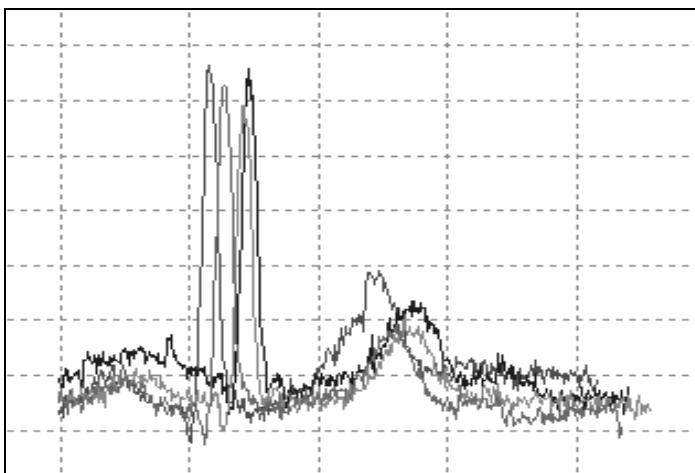


Рис. 9. Неравномерные изменения области определения циклов реальных ЭКГ

Рассмотрим альтернативный подход к оценке близости циклов ЭКГ, основанный на анализе фазовых траекторий отдельных циклов.

Применение оригинальных процедур фильтрации и регуляризации позволило на основе конечно-разностной аппроксимации [13] получить приемлемые оценки производной $\dot{z}(k)$ дискретно заданной функции $z(k)$ и тем самым обеспечить переход от скалярного представления ЭКГ к последовательности двумерных векторов:

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

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

Выполним нормировку:

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

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

В результате 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:

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

где $K^{(m)}$ — число дискретных отсчетов m -го цикла.

Доказано, что хотя каждый m -й цикл порождает на плоскости $z(t), \dot{z}(t)$ свою траекторию, характерные точки однотипных фрагментов (зубцов P, Q, R, S, T) будут группироваться в локальной области нормированного фазового пространства, несмотря на возможную *несинхронность* этих фрагментов во временной области. Это дало ключ к построению эффективного алгоритма селекции атипичных циклов наблюдаемой ЭКГ.

Будем оценивать близость i -й и j -й траекторий $Q_i \in Q$ и $Q_j \in Q$, $i, j = 1, \dots, M$ 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 $q_j \in Q_j$.

Вычислим $M \times M$ матрицу $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ расстояний (4) между всеми парами $Q_i \in Q$ и $Q_j \in Q$. Номер строки матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$, сумма элементов которой минимальна, определит подпоследовательность $Q_0 \in Q$ 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 считать эталонным циклом обрабатываемой ЭКГ.

Поскольку число M_N атипичных циклов (экстрасистол и артефактов) значительно меньше общего числа M обрабатываемых циклов (в противном случае определение атипичный цикл теряет смысл), то эталонный цикл Q_0 , который, согласно (5), находится на минимальном среднем расстоянии от остальных, можно считать типичным, что 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 об изменчивости 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.10).

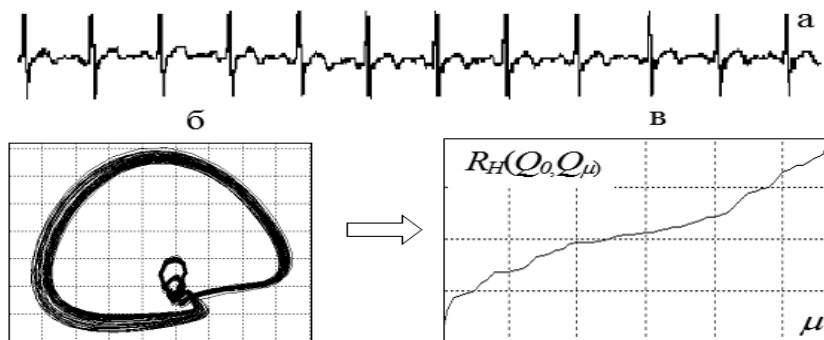


Рис. 10. Анализ формы ЭКГ при отсутствии атипичных циклов: а — график ЭКГ; б — фазовые траектории; в — кривая упорядоченных расстояний

Если же на ЭКГ появляются атипичные циклы, форма которых существенно отличается от эталона Q_0 , то последовательность \mathfrak{R}_μ содержит один или несколько выраженных скачков (рис. 11). Определив положение первого из таких скачков, можно найти пороговое значение \mathfrak{R}_0 и тем самым выделить подмножество I_0 номеров атипичных циклов:

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

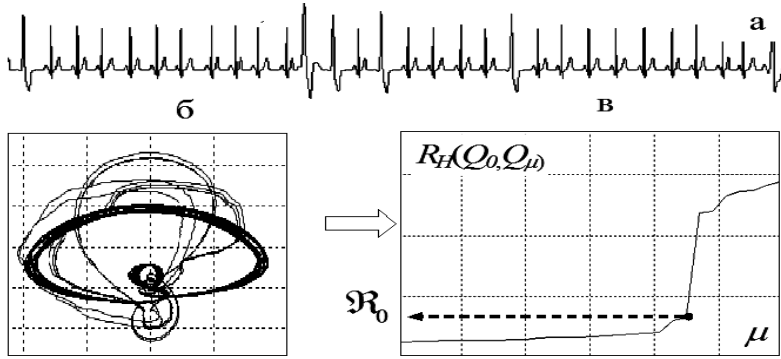


Рис. 11. Анализ формы ЭКГ с атипичными циклами:

а — график ЭКГ; б — фазовые траектории; в — кривая упорядоченных расстояний

На основе дальнейшего анализа упорядоченных хаусдорфовых расстояний между атипичными циклами с номерами $\mu \in I_0 \neq \emptyset$ можно провести селекцию экстрасистол и артефактов, а при наличии на ЭКГ достаточно большого числа экстрасистол провести их классификацию.

Понятно, что предложенный подход к автоматической селекции «подозрительных» ЭКГ естественным образом может быть обобщен на обработку многоканальных ЭКГ, в частности, на обработку ЭКГ от трех ортогональных отведений.

Хаусдорфовы расстояния (4) позволяют также принимать решение о степени отклонения эталонного цикла текущей ЭКГ от эталонных циклов предыдущих ЭКГ. Для этого в базе данных сервера сохраняются не только сами ЭКГ, но и фазовые траектории их эталонных циклов, а также индивидуальные пороговые величины Δ_j , которые автоматически вычисляются и корректируются при поступлении очередной ЭКГ j -го пациента.

Индивидуальный порог Δ_j вычисляется путем усреднения величин Δ_{ji} , определяемых по каждой i -й ЭКГ j -го пациента следующим образом:

$$\Delta_{ji} = \begin{cases} \mathfrak{R}_0, & \text{если на ЭКГ обнаружены атипичные циклы;} \\ R_H^{\max}, & \text{если на ЭКГ не обнаружены атипичные циклы,} \end{cases} \quad (8)$$

где \mathfrak{R}_0 — величина, определяемая по положению первого «скачка» (рис. 11 справа) упорядоченных хаусдорфовых расстояний (6) между

циклами i -й ЭКГ j -го пациента и ее эталоном, а R_H^{\max} — наибольшее хаусдорфовое расстояние между циклами i -й ЭКГ j -го пациента и ее эталоном.

Если хаусдорфовое расстояние между фазовой траекторией эталонного цикла текущей ЭКГ и фазовыми траекториями эталонных циклов нескольких предшествующих ЭКГ или последней предшествующей ЭКГ превышает индивидуальный порог Δ_j , то на сервере формируется дополнительный сигнал, который информирует врача о необходимости более тщательного анализа текущей ЭКГ.

Получив от сервера информацию об обнаружении атипичных циклов, врач на своем клиентском приложении может визуально просмотреть циклы с номерами $\mu \in I_0 \neq \emptyset$ и принять соответствующее решение. Такую информацию врач может получать не только на персональный компьютер, но и на планшет или смартфон (рис. 12).

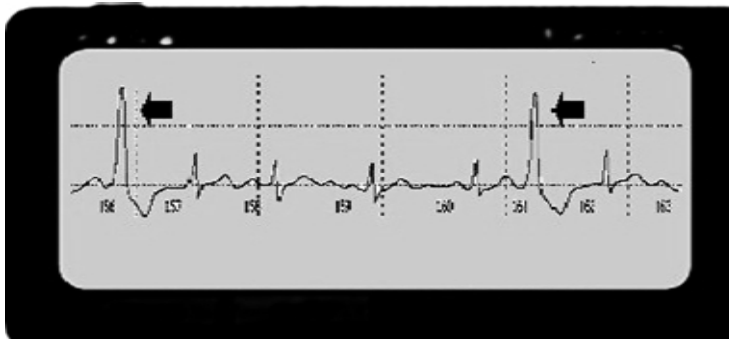


Рис. 12. Экран смартфона врача с отметками экстрасистол реальной ЭКГ

Заметим, что 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®.

Программное обеспечение комплекса реализует наукоемкую информационную технологию обработки сигналов сложной формы на основе цепочки компьютерных алгоритмов извлечения диагностической информации из реальных сигналов, искаженных внутренними и внешними возмущениями [8]. В то же время врач не должен знать математические сложности используемых алгоритмов: врачу в удобной форме предоставляются конечные результаты компьютерной обработки в виде развернутой текстовой и графической информации.

При организации взаимодействия врача и пациента с использованием клиент-серверной системы оптимизируется время, затрачиваемое врачом на оказание медицинских услуг своим пациентам. К тому же, предложенный подход «распределенной» диагностики, когда пациент сам накапливает информацию за достаточно большой промежуток времени, а врач ее интерпретирует, позволяет сделать гораздо более обоснованные выводы о

состоянии сердечно-сосудистой системы, чем эпизодический «контакт» пациента с врачом с использованием традиционных клинических средств.

Выводы

Фазаграфия — перспективный в кардиологии метод, обеспечивающий анализ дополнительных диагностических признаков ЭКГ, несущих информацию о скорости измерения электрической активности сердца. Этот метод позволяет выявить начальные стадии поражения миокарда при упрощенной регистрации ЭКГ от одного отведения даже в тех случаях, когда традиционный ЭКГ анализ в 12-ти общепринятых отведениях оказывается неинформативным.

Для более широкого и эффективного использования фазаграфии разработана клиент-серверная система, которая обеспечивает дистанционную обработку данных и виртуальное взаимодействие врача, оказывающего медицинскую помощь своему пациенту.

Клиентское приложение пациента позволяет зарегистрировать ЭКГ с помощью оригинального датчика с пальцевыми электродами, провести предварительную обработку сигнала, дозировать физическую нагрузку при тестировании и передать зарегистрированные данные на удаленный сервер.

На сервере обеспечивается не только хранение полученных данных, но и автоматическая селекция ЭКГ, на которые врач должен обратить внимание в первую очередь. Для этого используются оригинальные вычислительные процедуры оценки близости сердечных циклов на фазовой плоскости с использованием упорядоченных хаусдорфовых расстояний.

Врач, получив от сервера информацию об обнаружении атипичных циклов, может визуально просмотреть на своем клиентском приложении «подозрительные» ЭКГ, провести дополнительную обработку сигнала с помощью диагностического комплекса ФАЗАГРАФ® и принять соответствующее решение. Благодаря такой организации взаимодействия клиентских приложений и сервера повышается эффективность скрининговых обследований и оптимизируется время, затрачиваемое врачом на оказание медицинских услуг своим пациентам.

1. Chronic coronary artery disease: diagnosis and management / A. Cassar, D.R. Holmes, C.S.Rihal & others // *Mayo Clin. Proc.* — 2009. — Vol. 84. — № 12. — P. 1130–1146.
2. Basso C., Corrado D., Thiene G. Prevention of sudden cardiac death in the young and in athletes: dream or reality? // *Cardiovascular Pathology.* — 2010. — Vol. 19. — № 4. — P. 207–217.
3. Initial clinical presentation of cardiac disease in asymptomatic men with silent myocardial ischemia and angiographically documented coronary artery disease (the Oslo Ischemia Study) / E. Thaulow, J. Erikssen, L. Sandvik & others // *American Journal of Cardiology.* — 1993. — Vol. 72. — № 9. — P. 629–633.
4. Гоженко А., Кульбіда М., Кочет О. Профілактична стратегія медичної науки — шлях до підвищення ефективності охорони здоров'я // *Вісник НАН України.* — 2011. — № 12. — С. 64–69.
5. Солопов В.Н., Садыкова А.Р., Федосеева Т.С. Ограничения автоматического компьютерного анализа электрокардиограммы // *Казанский медицинский журнал.* — 2012. — Т. 93. — № 4. — С. 687–691.

6. Lourenço A. Unveiling the Biometrical Potential of Finger-Based ECG Signals // Computational Intelligence and Neuroscience. — 2011. — Vol. 2011. — P. 1–8.
7. Grier J.W. Comparison and review of portable, handheld, 1-lead/channel ECG / EKG recorders // <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/Comparison-handheld-ECG-EKG.html>
8. Файнзильберг, Л.С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы. — Киев : Освіта України, 2013. — 191 с.
9. Fainzilberg L.S. ECG Averaging based on Hausdorff Metric // International Journal of Biomagnetism. — 2003. — Vol. 5. — № 1. — P. 236–237.
10. Fainzilberg L.S. Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w balaniach skriningowych oraz w opiece domowej // Zdrowie publiczne (Public Health). — 2005. — Vol. 115. — № 4. — P.458–464.
11. Matjaž Perc. Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram // European Journal of Physics. — 2005. — № 26. — P. 757–768.
12. Минина Е.Н., Файнзильберг Л.С. Анализ функционального состояния сердечно-сосудистой системы по совокупности признаков фазового портрета одноканальной ЭКГ // Российский кардиологический журнал. — 2015. — № 12 (128). — С. 7–13.
13. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. — Киев: Наукова Думка, 2008. — 333 с.
14. Гриценко В.И., Файнзильберг Л.С. Информационная технология ФАЗАГРАФ® для интегральной оценки состояния сердечно-сосудистой системы по фазовому портрету электрокардиограммы // Врач и информационные технологии. — 2013. — № 3. — С.52–63.
15. 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.
16. Файнзильберг Л.С., Сорока Т.В. Разработка телемедицинской системы для дистанционного мониторинга сердечной деятельности на основе метода фазографии // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. — 2015. — № 6/9(78). — С. 37–46.
17. Kaya Y., Pehlivan N. Classification of Premature Ventricular Contraction in ECG // International Journal of Advanced Computer Science and Applications. — 2015. — Vol. 6. — № 7. — P. 34–40.
18. Goldberger A.L. Fractal mechanisms in the electrophysiology of the heart //IEEE Eng. Med. Biol. — 1992. — № 11. — P. 47–52.
19. Генкин А.А. Новая информационная технология анализа медицинских данных. — СПб: Политехника, 1999. — 192 с.

UDC 681.3.06.14

MOBILE APPLICATIONS FOR VIRTUAL INTERACTION OF PHYSICIAN AND PATIENT DURING REMOTE MONITORING OF HEART ACTIVITY

L.S. Fainzilberg¹, T.V. Soroka²

¹International Research and Training Center for Information Technologies and Systems of National Academy of Sciences of Ukraine and Ministry of Education and Science of Ukraine (Kiev)

²National Technical University of Ukraine “Kiev Polytechnical Institute” (Kiev)

Introduction. The diseases of cardiovascular system lead in the structure of morbidity. The absence of timely treatment leads to severe complications, invalidity and death of the patient. Only preserving medicine can radically change this situation. Fasegraphy is one of perspective directions in cardiology, that allows even by simplified way of ECG registration to detect early signs of disease

development.

Purpose. The development of method of fasegraphy for building of complex telemedicine system for mass prophylactic examinations based on client-server architecture and realization of mobile applications for patients and physicians in Android environment is proposed.

Methods. The portable sensor is used for registration of ECG signal, that provides the transfer of digital data through Bluetooth to the patient's application. The application provides preprocessing of signal, the control of dosed exercise, stress and transfer data to server. The client's applications are developed in a java programming language version 7 together with Android sdk. The software of server is written in Java version 8 in conjunction with frameworks Spring 4.3 for REST API and Hibernate 5.1 as ORM. The database is based on MySql 5.5.

Results. The server software provides automatic selection of ECG with atypical cycles for which the physician must pay attention primarily. The algorithm of selection is based on the analysis of ordered Hausdorff distances between trajectories of cycles on the phase plane. When the information about detection of atypical cycles is received, the physician may view ECG, perform additional analysis those ECGs and send appropriate recommendations to patient.

Conclusions. Client-server organization of interaction of physician and patient increases the effectiveness of screening surveys and optimizing time spent by a doctor on the medical services to their patients.

Keywords: client-server system, fasegraphy, distant monitoring, atypical cycles of ECG.

1. Chronic coronary artery disease: diagnosis and management / A. Cassar, D.R. Holmes, C.S.Rihal & others // *Mayo Clin. Proc.* — 2009. — Vol. 84. — № 12. — P. 1130–1146.
2. Basso C., Corrado D., Thiene G. Prevention of sudden cardiac death in the young and in athletes: dream or reality? *Cardiovascular Pathology.* — 2010. — Vol. 19. — № 4. — P. 207–217.
3. Initial clinical presentation of cardiac disease in asymptomatic men with silent myocardial ischemia and angiographically documented coronary artery disease (the Oslo Ischemia Study) / E. Thaulow, J. Erikssen, L. Sandvik & others // *American Journal of Cardiology.* — 1993. — Vol. 72. — № 9. — P. 629–633.
4. Gozhenko A., Kulbida M., Kochetov A. Preventive medical science strategy — a way to improve the efficiency of health care / *Journal of National Academy of Sciences of Ukraine.* — 2011. — № 12. — P. 64–69 (in Ukrainian).
5. Solopov V., Sadykova A., Fedoseyeva T. Restrictions of automatic analysis of computer / *Kazansky Medical Journal.* — 2012. — T.93. — № 4. — P. 687–691 (in Russian).
6. Lourenço A. Unveiling the Biometrical Potential of Finger-Based ECG Signals. *Computational Intelligence and Neuroscience.* 2011. Vol. 2011. — P. 1–8.
7. Grier J.W. Comparison and review of portable, handheld, 1-lead/channel ECG / EKG recorders. <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/Comparison-handheld-ECG-EKG.html>
8. Fainzilberg L.S. Computer diagnosis of the phase portrait of the electrocardiogram. Kiev: Osvita Ukrainy. 2013, 191 p (in Russian).
9. Fainzilberg L.S. ECG Averaging based on Hausdorff Metric // *International Journal of Biomagnetism.* 2003. Vol. 5. № 1. — P. 236–237.
10. Fainzilberg L.S. Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w balaniach skriningowych oraz w opiece domowej // *Zdrowie publiczne (Public Health)* — 2005. — Vol. 115. — № 4. — P.458–464.
11. Matjaž Perc. Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram // *European Journal of Physics.* — 2005. — № 26. — P. 757–768.

12. Minina E.H., Fainzilberg L.S. Analysis of the functional condition of the cardiovascular system of the combination of features of the phase portrait of single-channel ECG // *Russian Cardiology Journal*. — 2015. — № 12 (128). — P. 7–13 (in Russian).
13. Fainzilberg L.S. Information signal processing technology complex shape. Theory and practice. — Kiev: Scientific Thought. 2008. — 333 p. (in Russian).
14. Gritsenko V.Y., Fainzilberg L.S. Information technology of FAZAGRAF® for the integrated estimation of the cardiovascular's system condition on phase portrait of electrocardiogram // *Doctor and Information Technology*. — 2013. — № 3. — P.52–63 (in Russian).
15. Vishnevsky V.V. Grid-based system for mass storing and and processing of digital electrocardiograms // *Ukrainian Journal of Telemedicine and Medical Telematics*. — 2013. — E. 11. — № 1. — P. 202–208 (in Russian).
16. Fainzilberg L.S., Soroka T.V. The development of telemedicine systems for remote monitoring heart activity based on the method of fasegraphy // *East European Journal of advanced technologies*. — 2015. — № 6/9(78). — P. 37–46 (in Russian).
17. Kaya Y., Pehlivan H. Classification of Premature Ventricular Contraction in ECG // *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*. — 2015. — Vol. 6. № 7. — P. 34–40.
18. Goldberger A.L. Fractal mechanisms in the electrophysiology of the heart // *IEEE Eng. Med. Biol.* — 1992. — № 11. — P. 47–52.
19. Genkin A.A. The new information technology of medical data analysis. — SPB: Polytechnic. 1999. — 192 p. (in Russian).

Получено 28.04.16