

РАЗРАБОТКА ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ НА ОСНОВЕ МЕТОДА ФАЗАГРАФИИ

Л. С. Файнзильберг

Доктор технических наук, главный научный сотрудник
Международный научно-учебный Центр информационных
технологий и систем НАН и МОН Украины
пр. Ак. Глушкова, 40, г. Киев, Украина, 03680
E-mail: fainzilberg@voliacable.com

Т. В. Сорока

Кафедра биобезопасности и
восстановительной биоинженерии
Национальный технический университет Украины
«Киевский политехнический институт»
пр. Победы, 37, г. Киев, Украина, 03056
E-mail: grais.victory@gmail.com

Представлена клієнт-серверна телемедична система для дистанційної обробки електрокардіограми. Для реєстрації ЕКГ використовується портативний датчик з пальцьовими електродами. Аналіз кардіограми проводиться методом фазаграфії. Особливістю системи є оригінальний метод економного кодування сигналу, який забезпечує високу ефективність, порівняну з кращими відомими методами стиснення

Ключові слова: телемедична система, віддалений аналіз ЕКГ, метод фазаграфії, методи стиснення ЕКГ

Представлена клиент-серверная телемедицинская система для удаленной обработки электрокардиограммы. Для регистрации ЭКГ используется портативный датчик с пальцевыми электродами. Анализ кардиограммы производится методом фазаграфии. Особенность системы – оригинальный метод экономного кодирования сигнала, обеспечивающий высокую эффективность, сравнимую с лучшими известными методами сжатия

Ключевые слова: телемедицинская система, удаленный анализ ЭКГ, метод фазаграфии, методы сжатия ЭКГ

1. Введение

Болезни сердечно-сосудистой системы по-прежнему лидируют в структуре заболеваемости, оставаясь одной из главных причин смертности и инвалидности работоспособного населения в развитых странах. Так, в Европе ежегодно от сердечно-сосудистых заболеваний умирают около 3 млн. человек, в США – 1 млн., что составляет половину всех смертей, в 2,5 раза больше, чем от всех злокачественных новообразований вместе взятых.

Тревожная ситуация сложилась в Украине. Почти в 70 % случаев сердечно-сосудистые заболевания являются причиной смерти, причем многие хронические больные даже не подозревают о своем заболевании и при неадекватных реакциях на физические и эмоциональные нагрузки встречаются с врачом-кардиологом уже в отделение реанимации по поводу острого коронарного синдрома.

В последнее время увеличилось число внезапной сердечной смерти у водителей транспортных средств и операторов, которые управляют другими опасными объектами, что приводит к масштабным авариям. Происходит значительное омоложение сердечно-сосуди-

стых заболеваний – внезапно умирают школьники на уроках физкультуры и спортсмены на тренировках и соревнованиях.

Понятно, что кардинально изменить эту ситуацию может только профилактическая медицина [1]. Для этого необходимы удобные, доступные и в то же время надежные средства цифровой медицины, которые могут выявлять начальные признаки отклонений в работе сердца под действием физических и эмоциональных перегрузок не только в медицинских учреждениях, но и на производстве и даже в домашних условиях.

В традиционной медицине диагностические решения опираются на понятие медицинских норм. Однако клиническая практика показывает, что у многих людей протекание заболеваний выходит за рамки общепринятых стандартов. В связи с этим ученые активно обсуждают концепцию так называемой *персонализированной* медицины, основной принцип которой – лечить больного, а не болезнь, опираясь на индивидуальные особенности организма пациента.

Для практической реализации таких возможностей необходимо приблизить средства диагностики непосредственно к пациенту и обеспечить возможность

дистанционного мониторинга на основе телемедицинских технологий.

2. Анализ литературных данных и постановка проблемы

С помощью современных средств телекоммуникаций появляется возможность проводить удаленный мониторинг текущего состояния кардиологических больных и принимать адекватные медицинские решения. Так, например, ученые из Германии проводили исследование с 90 пациентами на протяжении 24 месяцев [2]. Сами пациенты получили 12-канальные электрокардиографы, в то время как анализ сигнала проводился на удаленном сервере. Телемедицинский центр работал 24 часа в сутки. Как результат – своевременное выявление болезней сердца, что позволило вовремя госпитализировать больных и уменьшить стоимость лечения на 71 % [2].

В работе [3] представлены результаты исследований, которые проводились в University Hospital of Heidelberg. Под постоянным наблюдением пребывали 26 пациентов, состояние здоровья которых контролировалось на протяжении 12 месяцев. Сигнал 12-канального ЭКГ с помощью телефона пересылался в центр мониторинга. Пациенты постоянно пребывали под присмотром медицинского персонала, в результате чего срок госпитализации больных, для которых была необходима срочная медицинская помощь, уменьшился в 4 раза [3].

Авторы работы [4] изучали роль телекардиографии в уменьшении количества необоснованных госпитализаций больных. Сотне врачей общей практики в удаленных районах Италии были отосланы транселефонные 12-канальные электрокардиографы. Перед телеконсультированием врач общей практики записывал собственный диагноз. После передачи ЭКГ врач-кардиолог говорил собственное мнение. В результате выявлено примерно 140 расхождений в диагнозах, что составляет примерно 31 % всех исследований.

Развитие компьютерных технологий позволило использовать для регистрации ЭКГ цифровой формат. Для получения сигнала в таком формате выполняют аналогово-цифровое преобразование с достаточно большой частотой дискретизации (500–1000 Гц), что позволяет получить сигнал необходимой точности и выполнять различные виды его анализа. Но при этом возникает проблема сохранения и передачи данных. Так, 24-часовая запись включает в себя почти 100 тыс. сердечных циклов, что требует около 20 Мб памяти для одного отведения [5].

Для решения данной проблемы обычно используются методы сжатия ЭКГ, классификация которых (наиболее распространенных) приведена на рис. 1.

Согласно [6], основными критериями, характеризующими эффективность метода сжатия ЭКГ, являются степень сжатия

$$CR = \frac{S_{original}}{S_{compr}}, \tag{1}$$

где $S_{original}$ – количество данных оригинальном сигнале, S_{compr} – количество данных в сжатом сигнале, и степень искажения сигнала

$$PRD = 100 \cdot \sqrt{\frac{\sum (ORG(i) - REG(i))^2}{\sum ORG(i)^2}}, \tag{2}$$

которая определяется как процент среднеквадратичной разницы между оригинальным и искаженным сигналами

$$CR = \frac{S_{original}}{S_{compr}}.$$

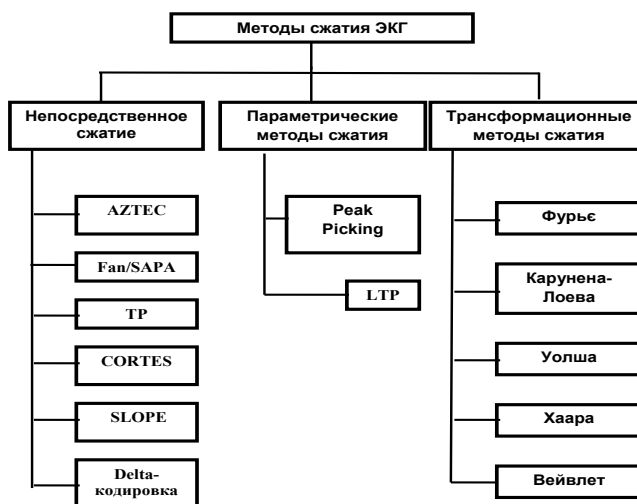


Рис. 1. Классификация методов сжатия ЭКГ

В табл. 1 представлено краткое описание некоторых из известных методов сжатия ЭКГ и оценка их эффективности по критериям (1) и (2).

Актуальной проблемой при построении телемедицинских сетей является также стандартизация процессов передачи информации. В связи с бурным развитием телемедицины ей уделяется все больше внимания.

На сегодняшний день существует несколько широко известных стандартов передачи медицинских записей [17]. Стандарт HL7 (Health Level 7) обеспечивает основу для обмена, интеграции, совместного использования и поиска электронной медицинской информации. Этот стандарт определяет, как упакована информация и как она передается от одной системы к другой, регламентирует настройки структуры и типов данных, необходимых для безопасной интеграции между системами.

Последняя и актуальная на сегодняшний день версия стандарта HL7 V3, основана на модели Reference Information Model (RIM). Цель стандарта – согласованность в определении различных информационных объектов и их представления в сообщениях, что позволяет упростить реализацию и определить четкие требования к системе. Кроме того, эта модель определяет стандарты для представления любой информации, включая формы, механизмы поддержки принятия решений и электронные записи пациентов. Стандарты HL7 V3 разработаны в качестве синтаксических независимых моделей. В настоящее время лучшей технологией является реализация расширенного языка разметки (XML).

Стандарт SCP-ECG (Standard communications protocol for computerized electrocardiography) [18] Европей-

ского Союза устанавливает единый протокол передачи электрокардиографических данных как между цифровыми кардиографами и компьютеризированной системой управления, так и между компьютерными системами различных производителей.

Таблица 1
Оценка эффективности методов сжатия ЭКГ

Название	Краткое описание метода	CR	PRD (%)
Turning Point [7]	Уменьшение частоты дискретизации в 2 раза	2	28.0
Amplitude Zone Time Epoch Coding [8]	Для каждого цикла передается значения амплитуд зубцов Q, R, S, их продолжительности Q-R, R-S и дополнительная информация для восстановления сигнала	10	5.3
Coordinate Reduction Time Encoding System [9]	Одновременно использует алгоритмы Turning Point и Amplitude Zone Time Epoch Coding	4.8	7.0
Fan/SAPA [10]	Основываются на интерполяции первого порядка с двумя степенями свободы	3	4.0
SLOPE [11]	Сигнал рассматривается как последовательность векторов (наклонов), угол между которыми больше порогового значения	3	–
Delta Coding [12]	Передаются разницы между последовательными отсчетами ЭКГ, если они превышают заданный порог	4	–
Peak Picking Compression of ECG [13]	Сигнал представляется в виде последовательности сплайн-функций	10	14.0
ECG Compression by Long Term Prediction [14]	Использует автокорреляционную функцию и долгосрочный прогноз для представления ЭКГ	–	<10
Преобразование Фурье [15]	Определяются параметры дискретного преобразования Фурье для отдельных фрагментов сигнала	7.4	7.0
Вейвлет-преобразование [16]	Определяются параметры дискретного вейвлет преобразования для похожих участков сигнала	22.19	1.06

Стандарт SCP-ECG не накладывает ограничений на физический уровень протокола, а лишь определяет минимально необходимые требования. Стандарт разбивает логическую последовательность ЭКГ данных на *секции* и описывает содержание и формат представления каждой секции. Обязательных секций две: секция 0 (список указателей на начало каждой последующей секции) и секция 1 (данные о пациенте).

Следует заметить, что приближение медицинских средств непосредственно к пациенту не может осуществляться лишь незначительными доработками приборов клинического использования. При персональном использовании даже процесс регистрации ЭКГ в 12 традиционных отведениях стано-

вится проблематичной, так как требует определенной квалификации для правильного расположения электродов.

Поэтому в последнее время получили известность электрокардиографы для домашнего применения (HOME ECG DEVICES), в которых используется *упрощенный* способ регистрации ЭКГ только с одного отведения, например с пальцев рук [19]. Однако при *традиционном* подходе к анализу и интерпретации ЭКГ такой упрощенный метод позволяет определить лишь угрожающие жизни нарушения сердечного ритма.

Из анализа литературных данных следует актуальность разработки инновационных телемедицинских систем для дистанционного мониторинга функционального состояния сердца, которые при *упрощенном* способе регистрации ЭКГ обеспечат повышение эффективности диагностических решений. Разработка таких систем требует привлечения наукоемких информационных технологий, которые реализуют новые подходы к обработке информации.

Перспективная информационная технология, обеспечивающая повышение чувствительности и специфичности ЭКГ-диагностики, основана на методе компьютерной диагностики по фазовому портрету ЭКГ (методе фазаграфии) [20]. Клинические испытания подтвердили, что эта технология позволяет выявить начальные признаки сердечных патологий при обработке сигнала одного отведения (первого стандартного) даже в тех случаях, когда традиционный анализ ЭКГ в 12 традиционных отведениях оказывается неинформативным.

В то же время до сих пор метод фазаграфии, реализованный в диагностическом комплексе ФАЗАГРАФ®, который серийно производится в Украине (г. Киев), ориентировался лишь на работу в автономном режиме. Для более широкого и эффективного использования метода фазаграфии необходимо решить ряд задач, связанных с дистанционной передачей и обработкой данных в телемедицинских приложениях.

3. Цель и задачи исследований

Цель работы – дальнейшее развитие метода фазаграфии на основе клиент-серверной системы организации телемедицинских услуг, обеспечивающую дистанционный контакт пациента и врача.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- сформулировать основные преимущества метода фазаграфии;
- предложить структуру клиент-серверной системы, обеспечивающую «виртуальную» связь пациента и его семейного врача при дистанционном мониторинге сердечной деятельности;
- разработать новый метод сжатия ЭКГ, который обеспечит высокую степень сжатия сигнала при малых искажениях сигнала;
- описать основные функции взаимодействия клиентской и серверной частей предлагаемой системы в нотациях универсального языка моделирования UML.

4. Метод фазографии

В основе метода фазографии лежит известный из физики и прикладной математики способ изучения поведения динамической системы в N-мерном пространстве с фазовыми координатами x_1, \dots, x_N , в частности, на фазовой плоскости при $N=2$.

В подавляющем числе доступных публикаций, использующих данный метод для анализа ЭКГ, фазовые координаты представляют собой амплитуды наблюдаемого сигнала $z(t)$ в моменты времени t и $t-\tau$, где τ – лаг преобразования. Главным образом, такие исследования направлены на анализ variability сердечного ритма, оценку степени хаотичности сигнала и классификацию аритмий.

В комплексе ФАЗАГРАФ® впервые реализована более прогрессивная идея [20]: при построении фазового портрета в *явно виде* используются скоростные показатели исследуемого процесса. Иными словами, фазовый портрет ЭКГ строится 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 .

Приемлемую оценку $\dot{z}[k]$ дискретно заданной функции $z[k], k=0, \dots, K-1$ удалось получить при использовании оригинальных процедур фильтрации и регуляризации [21]. В результате скалярный сигнал $z(t)$, наблюдаемый в дискретные моменты времени $t_k \equiv k\Delta, k=0, 1, \dots, K-1$, где Δ – шаг квантования по времени, порождает последовательность двумерных векторов (точек)

$$(z(t_0), \dot{z}(t_0)), (z(t_1), \dot{z}(t_1)), \dots, (z(t_{K-1}), \dot{z}(t_{K-1}))), \quad (3)$$

лежащих на фазовой плоскости $z(t), \dot{z}(t)$, которые используются для последующей компьютерной обработки (рис. 2).

Хотя ЭКГ (рис. 2, а) не является строго периодической функцией времени, но траектории отдельных циклов (рис. 2, б) притягиваются к некоторой локальной области фазовой плоскости – аттрактору в виде предельного цикла. Подобно векторкардиограмме фазовый портрет ЭКГ содержит петли зубцов P, T и комплекса QRS. Но, в отличие от традиционной векторкардиограммы, фазовый портрет может быть построен по скалярному сигналу *одного отведения*, например, первого стандартного отведения.

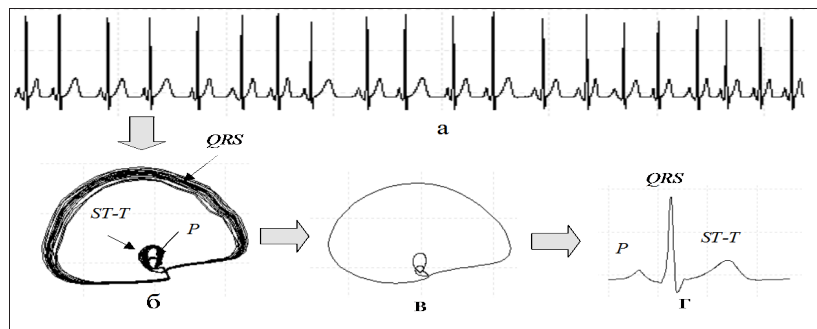


Рис. 2. Последовательность этапов обработки ЭКГ: а – исходная ЭКГ; б – фазовая траектория; в – усредненная фазовая траектория; г – эталонный цикл ЭКГ во временной области

Отличительной особенностью информационной технологии, реализованной в комплексе ФАЗАГРАФ®, является то, что для селекции нетипичных циклов ЭКГ (экстрасистол и артефактов) и оценки усредненной фазовой траектории (рис. 2, в) используются хаусдорфовы расстояния

$$R_H(Q_k, Q_m) = \max \left\{ \max_{q_k \in Q_k} \min_{q_m \in Q_m} \rho(q_k, q_m), \max_{q_m \in Q_m} \min_{q_k \in Q_k} \rho(q_k, q_m) \right\}, \quad (4)$$

между всеми парами фазовых траекторий Q_k та Q_m отдельных циклов ЭКГ, где $\rho(q_k, q_m) = \|q_k - q_m\|$ – евклидово расстояние между точками (нормированными векторами) $q_k = (z_k, \dot{z}_k) \in Q_k$ и $q_m = (z_m, \dot{z}_m) \in Q_m$, лежащими на фазовой плоскости.

Проектирование усредненной фазовой траектории (рис. 2, в) на временную ось обеспечивает оценку эталонного цикла $z_0(t)$ во временной области (рис. 2, г). Теоретические и экспериментальные исследования показали, что такой способ имеет преимущества по сравнению с традиционным методом усреднения сигнала во временной области, который из-за несинхронности фрагментов приводит к эффекту «размывания» формы полезного сигнала и, как следствие, к ошибкам при последующей интерпретации ЭКГ.

По эталонному циклу $z_0(t)$ определяются показатели ЭКГ, несущие диагностическую ценность, в том числе:

- A_P, A_Q, A_R, A_S, A_T (мВ) – соответственно амплитуды зубцов P, Q, R, S, T;
- Δ_Q (мс) – продолжительность зубца Q;
- Δ_{PQ}, Δ_{QT} (мс) – соответственно продолжительности интервалов PQ и QT;
- δ_{ST} (мВ) – величина смещения вниз (депрессия) или вверх (элевация) сегмента ST относительно изоэлектрической линии;
- S_{PR} и S_{TR} (ед.) отношение площадей зубцов P к R и T к R соответственно.

Определяется также средняя частота сердечных сокращений (уд/мин), а также традиционные статистические и спектральные показатели variability сердечного ритма, в частности:

- SDNN (мс) – среднее квадратическое отклонение продолжительностей нормальных RR-интервалов;
- RMSSD (мс) – квадратный корень из суммы разностей последовательного ряда кардиоинтервалов;
- PNN50 (%) – процент пар кардиоинтервалов с разностью более 50 мс от общего числа кардиоинтервалов в массиве;
- CV (%) – коэффициент вариации полного массива кардиоинтервалов;
- M_o (мс) – мода ритмограммы;
- A_{M_o} (%) – амплитуда моды ритмограммы;
- $MxDMn$ (мс) – разность между максимальным и минимальным значениями нормальных RR-интервалов;
- ИН (ед.) – индекс Баевского (индекс напряжения регуляторных систем);

- HF (%) – спектр мощности ритмограммы в диапазоне высоких частот (более 15 Гц);
- LF (%) – спектр мощности ритмограммы в диапазоне низких частот (0,4–15 Гц);
- LF/HF (ед.) – симпато-вагусный баланс.

Модельные эксперименты показали, что изменения традиционных амплитудно-временных показателей ЭКГ более выразительно проявляются при отображении сигнала в фазовых координатах $z(t), \dot{z}(t)$ (рис. 3), чем во временной области $z(t)$.

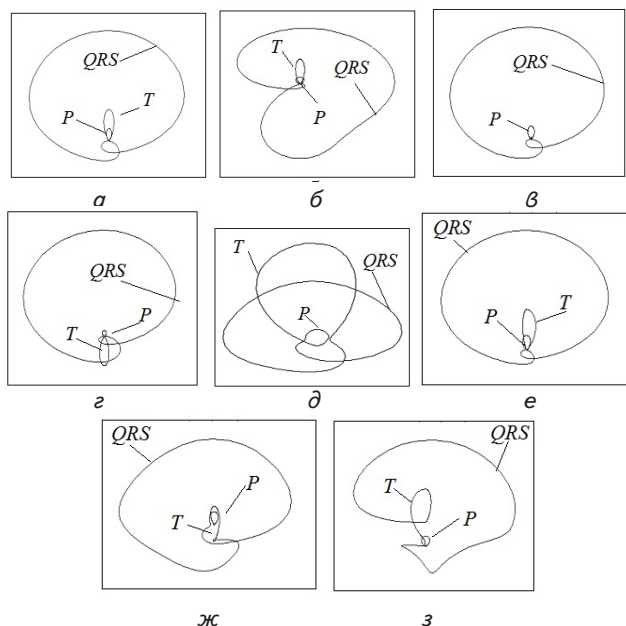


Рис. 3. Характерные изменения формы фазовых портретов ЭКГ: а – нормальная форма ЭКГ; б – патологический зубец Q; в – плоский зубец T; г – отрицательный зубец T; д – высокий зубец T; е – асимметричный зубец T; ж – депрессия сегмента S–T; з – элевация сегмента S–T

При нормальной форме ЭКГ на фазовом портрете отображаются три петли, соответствующие зубцам P, T и комплексу QRS (рис. 3, а). При патологическом (широком и глубоком) зубце Q фазовый портрет разворачивается (рис. 3, б). Плоский (рис. 3, в), отрицательный (рис. 3, г), чрезмерно высокий (рис. 3, д) или асимметричный (рис. 3, е) зубец T вызывает адекватные изменения размера и ориентации соответствующей петли на фазовом портрете. Характерный сдвиг вниз (рис. 3, ж) при депрессии или вверх (рис. 3, з) при элевации сегмента S–T претерпевает соответствующий фрагмент фазового портрета.

Переход от скалярного сигнала $z(t)$ к фазовому портрету ЭКГ на плоскости $z(t), \dot{z}(t)$ позволил ввести также ряд дополнительных показателей [20], которые ранее не использовались в цифровых электрокардиографах, в том числе (рис. 4):

- показатель σ_{QRS} рассеивания точек фазовых траекторий;
- угол α_{QRS} ориентации усредненной фазовой траектории;
- показатель $\beta_T = D_2 / D_1$ симметрии фрагмента реполяризации усредненной фазовой траектории относительно оси $\dot{z} = 0$.

Эти показатели также вычисляются комплексом ФАЗАГРАФ®. Клинические испытания подтвердили диагностическую ценность $\beta_T, \alpha_{QRS}, \sigma_{QRS}$, особенно при упрощенном способе регистрации ЭКГ в одном отведении. В частности, установлено [22], что изменения величины β_T в первом стандартном отведении с чувствительностью $S_E = 81\%$ и специфичностью $S_P = 78\%$ несут информацию о начальных признаках ишемической болезни сердца, даже когда традиционных показатели ЭКГ в 12 отведениях находятся в пределах физиологической нормы.

Заметим, что диагностически значимые изменения β_T , которые ФАЗАГРАФ® определяет по фрагменту реполяризации усредненной фазовой траектории, почти незаметны при визуальном анализе ЭКГ во временной области (рис. 5).

Разумеется, регистрация ЭКГ только в одном отведении не может служить основой стандартного ЭКГ-заключения. В то же время, как показали результаты масштабных клинических исследований, даже такая ограниченная информация при оригинальном способе обработке сигнала позволяет интегрально судить о функциональном состоянии сердца и выявлять (с определенной степенью достоверности) начальные признаки отклонений от нормы.

Таким образом, фазаграфия – перспективный метод, на основе которого может быть построена телемедицинская система дистанционного мониторинга функционального состояния сердечно-сосудистой системы.

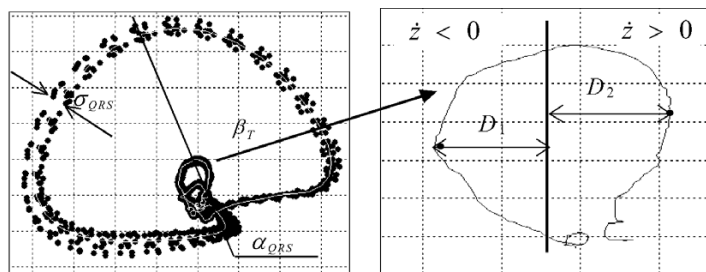


Рис. 4. Дополнительные диагностические признаки ЭКГ в фазовом пространстве

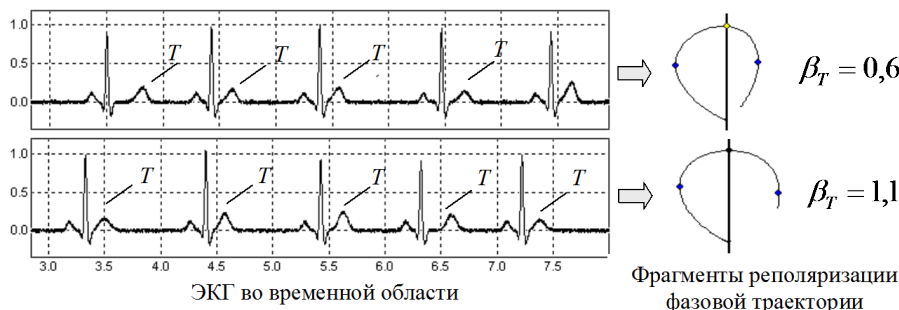


Рис. 5. ЭКГ с низким (вверху) и высоким (внизу) значениями признака β_T

5. Клиент-серверная телемедицинская система мониторингирования сердечной деятельности на основе метода фазаграфии

В данной работе предложена телемедицинская система, построенная на основе клиент-серверной архитектуры. Применение такой архитектуры снижает нагрузку на клиента, поскольку все ресурсоемкие операции и хранение больших объемов данных проводятся на сервере.

Для регистрации ЭКГ сигнала используется портативный датчик с пальцевыми электродами, обеспечивающий передачу цифровых данных через интерфейс Блутуз в мобильный телефон (смартфон) пациента (рис. 6).



Рис. 6. Датчик для регистрации ЭКГ-сигнала

Клиентские части системы представлены мобильным приложением для пациента и веб-приложением для его семейного врача. На сервере обеспечивается регистрация пользователей системы (пациентов и семейных врачей), прием и декодирование (реконструкция) ЭКГ данных, их автоматическая обработка методом фазаграфии, отправка необходимых уведомлений пользователям, поиск в базе и отправка клиентам данных по их запросу.

На рис. 7 представлена информационная модель системы. Регистрируемая ЭКГ через блютуз передается на мобильный телефон (смартфон) пациента, где она кодируется (сжимается) и сохраняется в файле определенного формата. Зарегистрированный пациент может передать указанный файл на сервер для его автоматической обработки. Результаты, полученные после обработки, передаются пациенту и его лечащему врачу, которому отправляется уведомление о получении новых результатах анализа. После анализа этих данных врач может связаться с пациентом для обсуждения результатов и предоставления необходимых рекомендаций.

Заметим, что при каждом измерении комплекс ФАЗАГРАФ® автоматически корректирует персональную норму показателей ЭКГ конкретного пациента, на которые врач *дополнительно* опирается при анализе текущего измерения.

В предлагаемой системе использован оригинальный метод кодиро-

вания сигнала, который применяется в клиентской части системы [23]. Суть метода состоит в следующем. Каждый информативный фрагмент ЭКГ сигнала (зубцы P, Q, R, S, T и сегмент ST), которые представлены последовательностью значений, $z_k(t_m)$, $k \in \{P, Q, R, S, ST, T\}$ в дискретные моменты времени t_m , $m = 1, \dots, M_k$, аппроксимируются несимметричной гауссовской функцией

$$\phi_k(t) = E_k \exp\left[-\frac{(t - \mu_k)^2}{2[b_k(t)]^2}\right], \quad k \in \{P, Q, R, S, ST, T\}, \quad (5)$$

где параметры E_k и μ_k определяются значением амплитуд и моментов времени, когда k -й фрагмент принимает максимальное значение при $E_k > 0$ или минимальное при $E_k < 0$, а параметр $b_k(t)$ определяется выражением

$$b_k(t) = \begin{cases} b_k^{(1)} & \forall t \leq \mu_k, \\ b_k^{(2)} & \forall t > \mu_k. \end{cases} \quad (6)$$

Тем самым обеспечивается несимметричность гауссовой функции при выполнении условий

$$b_k^{(1)} \neq b_k^{(2)}. \quad (7)$$

Для каждого фрагмента $k \in \{P, Q, R, S, ST, T\}$ оптимальные параметры E_k , μ_k , $b_k^{(1)}$, $b_k^{(2)}$ определяются по критерию минимума суммы квадратов отклонений

$$C_k = \sum_{m=1}^{M_k} [E_k \exp\left[-\frac{(t_m - \mu_k)^2}{2[b_k(t_m)]^2}\right] - z_k(t_m)]^2. \quad (8)$$

На сервере осуществляется реконструкция циклов ЭКГ по формуле (5). Тем самым формируется искусственная ЭКГ (рис. 8), которая и поступает для автоматической обработки.

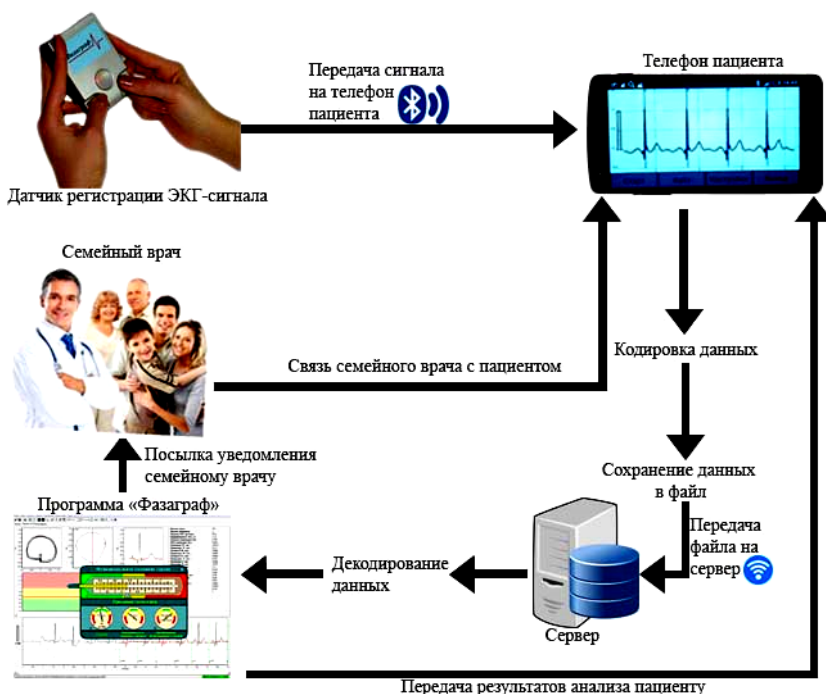


Рис. 7. Модель клиент-серверной телемедицинской системы мониторингирования сердечной деятельности

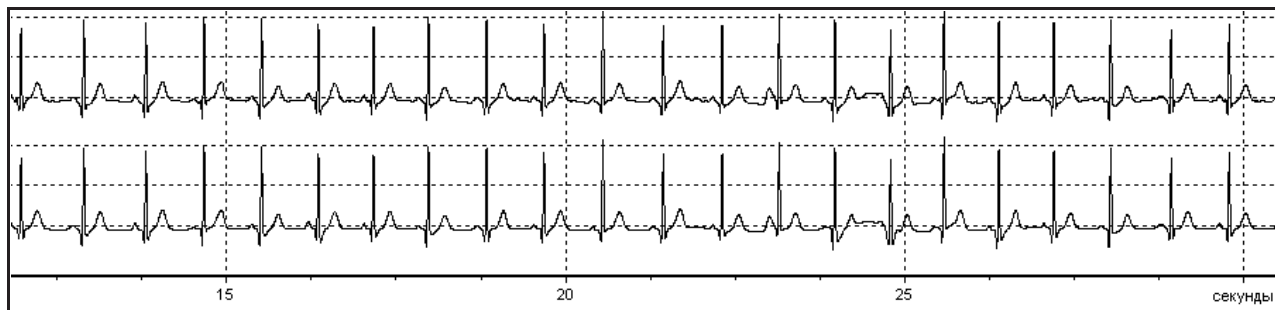


Рис. 8. Иллюстрация метода сжатия: сверху – реальная ЭКГ, снизу – реконструированная ЭКГ

Эксперименты показали, что предложенный метод экономного кодирования ЭКГ обеспечивает высокую эффективность по критериям (1) и (2), а именно $CR=20$ и $PRD=2,2\%$.

Как видно из табл. 1, предложенный метод сравним с лучшими из известных алгоритмов сжатия. В то же время этот метод имеет ряд преимуществ перед известными. В частности, метод обеспечивает возможность автоматического вычисления *персонализированной* нормы показателей ЭКГ для *конкретного* пациента [23].

Из рис. 9, на котором представлена use-case диаграмма системы, видно, что каждый пользователь (пациент и врач) должен пройти предварительную регистрацию. При регистрации пациент указывает своего лечащего врача, таким образом его данные может просмотреть только конкретный врач. При передаче файла пациент должен быть авторизован.

Семейный врач, который пользуется системой, также регистрируется в системе и для просмотра данных своих пациентов он должен пройти авторизацию.

На рис. 10 представлена диаграмма последовательности регистрации пациентов в системе. После отправки запроса на регистрацию, пользователю открывается форма, в которой указаны необходимые поля. После заполнения полей пользователь подтверждает регистрацию. Перед отправкой запроса на сервер, приложение (мобильное или веб-клиент) проверяет введенные данные на валидность.

На рис. 11 представлена диаграмма взаимодействия пациента с телемедицинской системой. Когда пользователь делает запрос на отправку файла ЭКГ, мобильное приложение проверяет, авторизован ли он. В случае, если не авторизован, пациенту выдает-

ся форма авторизации. При авторизации проверяется валидность данных и наличие пользователя с такими логином и паролем в системе.

На рис. 12 представлена диаграмма последовательности взаимодействия врача с телемедицинской системой. Сначала врач должен пройти авторизацию, аналогичную авторизации пациента. После этого врачу выдается список его пациентов. Выбрав конкретного пациента, врач может просмотреть список его файлов ЭКГ.

Таким образом, в предлагаемой системе осуществляется виртуальная связь пациента и его лечащего врача, который при необходимости может запрашивать с сервера как текущие измерения, так и анализировать данные, накопленные пациентом за достаточно большой промежуток времени. Это позволяет врачу делать гораздо более обоснованные выводы о состоянии сердечно-сосудистой системы, чем эпизодический «контакт» с пациентом с использованием традиционных клинических средств.

Важно отметить, что для анализа текущей ситуации врач опирается не только на общепринятые медицинские нормы, но и анализирует персонализированные «нормы» показателей ЭКГ конкретного пациента, которые автоматически вычисляются комплексом ФАЗАГРАФ® по всем предыдущим измерениям.

Заметим также, что накопление исходных данных с использованием персонализированных средств цифровой медицины существенно уменьшает время необходимых обследований пациента в стационарных условиях, что имеет положительные экономические последствия как для пациента, так и для государственной системы здравоохранения.



Рис. 9. Use-case диаграмма телемедицинской системы

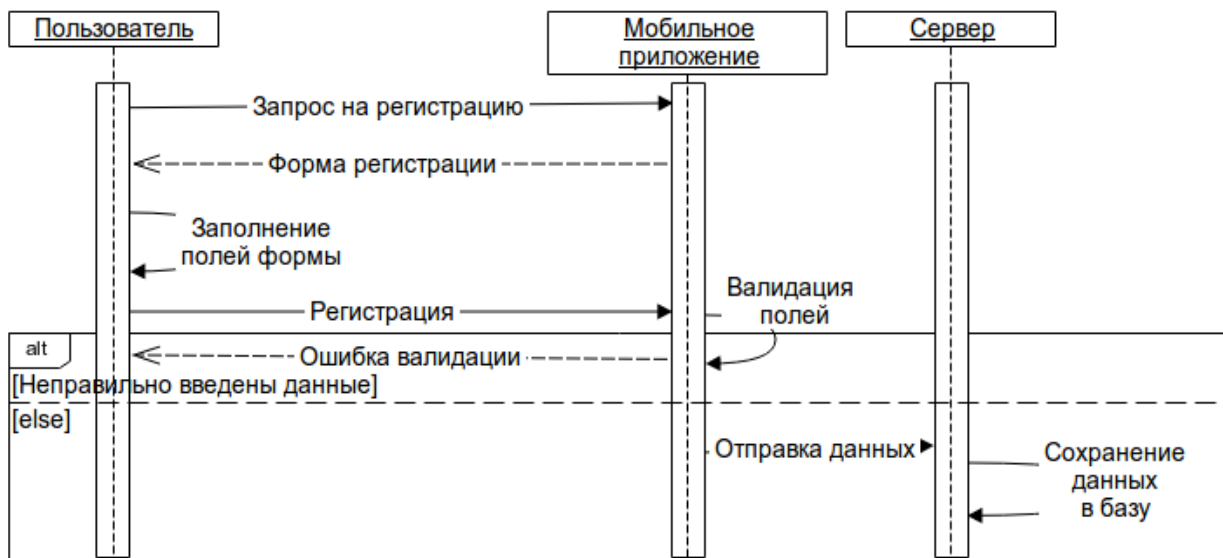


Рис. 10. Диаграмма последовательности регистрации пользователей

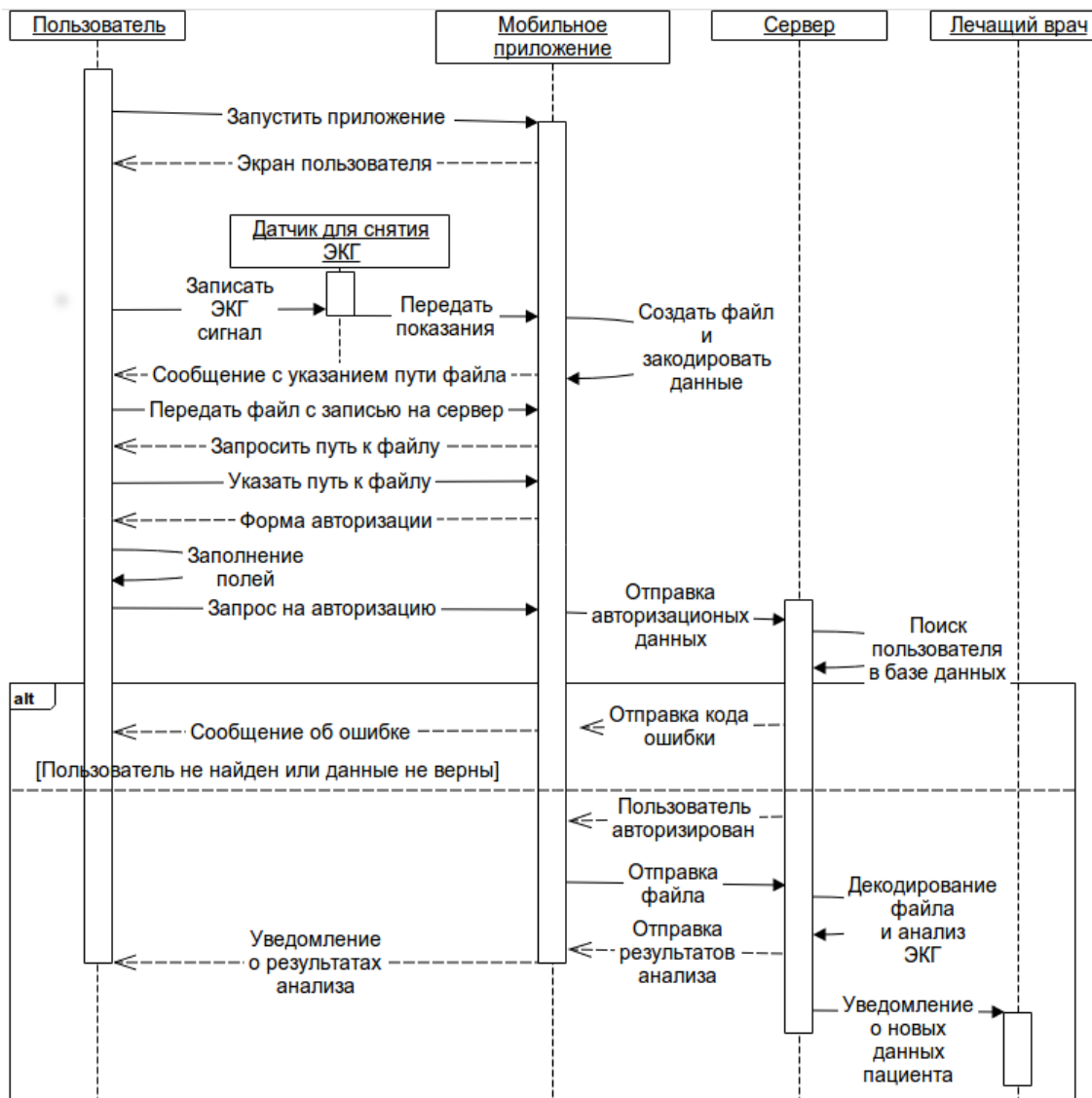


Рис. 11. Диаграмма последовательности взаимодействия пользователя с телемедицинской системой

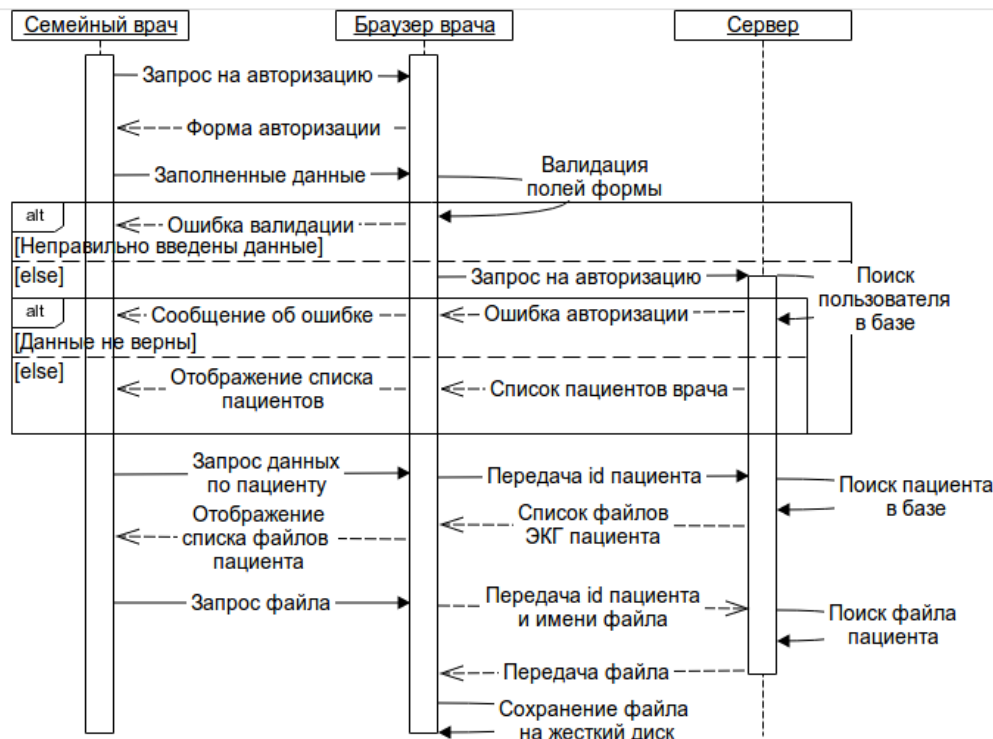


Рис. 12. Диаграмма последовательности взаимодействия врача с телемедицинской системой

7. Выводы

В результате проведенных исследований:

1. Показано, что для построения эффективной телемедицинской системы дистанционного мониторинга сердечной деятельности целесообразно использовать инновационный метод обработки ЭКГ – метод фазаграфии, который позволяет повысить точность оценки эталонного цикла во временной области и ввести дополнительную систему диагностических признаков в фазовом пространстве.

2. Предложена структура клиент-серверной системы, которая позволяет семейному врачу удаленно контролировать своего пациента, опираясь не только на результаты текущего измерения, но и на персонализированную норму конкретного пациента, которая автоматически вычисляется на основе накопленного массива данных.

3. Экспериментально подтверждено, что используемый в системе оригинальный метод сжатия ЭКГ обеспечивает степень сжатия сигнала на стороне клиента $CR=20$ и точность воспроизведения информации на стороне сервера $PRD=2,2\%$. Такие показатели сравнимы с лучшими известными алгоритмами сжатия, а сам метод дополнительно обеспечивает возможность автоматического вычисления *персонализированной* нормы показателей ЭКГ для конкретного пациента.

4. На основе представленных UML диаграмм показаны преимущества телемедицинской системы перед автономным использованием комплекса ФАЗАГРАФ®: пациент может самостоятельно накапливает данные с помощью оригинального датчика с пальцевыми электродами, а семейный врач их интерпретировать, опираясь на результаты автоматической обработки.

Литература

1. Гоженко, А. Профілактична стратегія медичної науки – шлях до підвищення ефективності охорони здоров'я [Текст] / А. Гоженко, М. Кульбіда, О. Кочет // Вісник НАН України. – 2011. – № 12. – С. 64–69.
2. Goerning, M. Feasibility and Effectiveness of Home Care Telemedicine in Patient with Heart Failure in Thuringia [Text] / M. Goerning, A. Kvetkat, B. Brehm, K. Fiddora, A. Roth, H. R. Figulla, U. Leder // World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. – Munich, Germany, 2009. – P. 79–81. doi: 10.1007/978-3-642-03904-1_21
3. Zugck, C. Telemedicine reduces hospitalisation rates in patients with chronic heart failure – results of the randomized HiTel trial [Text] / C. Zugck, L. Frankenstein, M. Nelles, H. Froehlich, D. Schellberg, R. Cebola, A. Remppis, H. A. Katus // European Journal of Heart Failure Supplements. – 2008. – Vol. 7. – P. 9. doi: 10.1016/s1567-4215(08)60024-7
4. Molinari, G. The role of telecardiology in supporting the decision-making process of general practitioners during the management of patients with suspected cardiac events [Text] / G. Molinari, G. Reboa, M. Frascio, M. Leoncini, A. Rolandi, C. Balzan, A. Barsotti. // Journal of Telemedicine and Telecare. – 2011. – Vol. 8, Issue 2. – P. 97–101. doi: 10.1258/1357633021937541
5. Pentti, M. R. NOVACODE serial ECG classification system for clinical trials and epidemiologic studies [Text] / M. R. Pentti, H. P. Calhoun, B. R. Chaitman // International Journal of Electronic Engineering Research. – 2011. – Vol. 9. – P. 179–187.

6. Антошкин, С. А. Программно-алгоритмическое обеспечение сжатия и восстановления сигналов в системах обработки информации при значительных ограничениях на ресурсы на примере обработки кардиосигнала [Текст]: дис. ... д-ра техн. наук / С. А. Антошкин. – Московский авиационный институт. – Москва, 2006. – 121 с.
7. Saini, I. Analysis ECG Data Compression Techniques- A Survey Approach [Text] / I. Saini // International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering Certified Journal. – 2013. – Vol. 2. – P. 544–548.
8. Cox, J. R. AZTEC, a preprocessing program for real-time ECG rhythm analysis [Text] / J. R. Cox, F. M. Nolle, H. A. Fozzard, G. C. Oliver // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1968. – Vol. BME-15, Issue 2. – P. 128–129. doi: 10.1109/tbme.1968.4502549
9. Abenstein, J. P. New data-reduction algorithm for real-time ECG analysis [Text] / J. P. Abenstein, W. J. Tompkins // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1982. – Vol. BME-29, Issue 1. – P. 43–48. doi: 10.1109/tbme.1982.324962
10. Sklansky, J. Fast polygonal approximation of digitized curves [Text] / J. Sklansky, V. Gonzalez // Pattern Recognition. – 1980. – Vol. 12, Issue 5. – P. 327–331. doi: 10.1016/0031-3203(80)90031-x
11. Tai, S. C. SLOPE- A real time ECG data compressor [Text] / S. C. Tai // Medical and Biological Engineering and Computing. – 1991. – Vol. 29, Issue 2. – P. 175–179. doi: 10.1007/bf02447104
12. Stewart, D. An ECG compression code [Text] / D. Stewart, G. E. Dower, O. Suranyi // Journal of Electrocardiology. – 1973. – Vol. 6, Issue 2. – P. 175–176. doi: 10.1016/s0022-0736(73)80013-5
13. Kuklinski, W. S. Fast Walsh transform data-compression algorithm; ECG applications [Text] / W. S. Kuklinski // Medical and Biological Engineering and Computing. – 1983. – Vol. 21, Issue 4. – P. 465–472. doi: 10.1007/bf02442635
14. Nave, G. ECG compression using long-term prediction [Text] / G. Nave, A. Cohen // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1993. – Vol. 40, Issue 9. – P. 877–885. doi: 10.1109/10.245608
15. Reddy, B.R.S. ECG data compression using Fourier descriptors [Text] / B. R. S. Reddy, I. S. N. Murthy // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1986. – Vol. BME-33, Issue 4. – P. 428–434. doi: 10.1109/tbme.1986.325799
16. Lu, Z. Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees (SPIHT) algorithm [Text] / Z. Lu, D. Y. Kim, W. A. Pearlman // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2000. – Vol. 47, Issue 7. – P. 849–856. doi: 10.1109/10.846678
17. Худякова, Л. А. Применение стандартов передачи медицинских данных в телемедицинских системах [Текст] / Л. А. Худякова, В. А. Шуляк // Электроника и связь. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии». – 2009. – Ч. 2. – С. 203–205.
18. Плотников, А. В. Стандарт SCP-ECG для обмена цифровыми ЭКГ [Текст] / А. В. Плотников, Д. А. Прилуцкий, С. В. Селищев // Медицинская техника. – 1999. – № 3. – С. 19–26.
19. Lourenço, A. Unveiling the Biometrical Potential of Finger-Based ECG Signals [Text] / A. Lourenço // Computational Intelligence and Neuroscience. – 2011. – Vol. 2011. – P. 1–8. doi: 10.1155/2011/720971
20. Файнзильберг, Л. С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы [Текст] / Л. С. Файнзильберг. – Киев : Освіта України, 2013. – 191 с.
21. Файнзильберг, Л. С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика [Текст] / Л. С. Файнзильберг. – Киев : Наукова Думка, 2008. – 333 с.
22. Файнзильберг, Л. С. ФАЗАГРАФ® – эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни сердца [Текст] / Л. С. Файнзильберг // Клиническая информатика и телемедицина. – 2010. – Т. 6., Вып. 7. – С. 22–30.
23. Файнзильберг, Л. С. Обобщенный метод обработки циклических сигналов сложной формы в многомерном пространстве параметров [Текст] / Л. С. Файнзильберг // Проблемы управления и информатики. – 2015. – № 2. – С. 58–71.