

УДК 681.3.01

Технология построения телемедицинской системы на основе генеративной модели порождения искусственной ЭКГ реалистической формы

Л. С. Файнзильберг

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН и МОН Украины, Киев

Резюме

Предложена технология построения телемедицинской системы дистанционной обработки ЭКГ, основанная на оценке и передаче вектора оптимальных параметров модели порождения цикла искусственной ЭКГ реалистической формы. Технология обеспечивает повышение эффективности протокола передачи данных и их хранения. Показаны возможности использования предложенной технологии для верификации пользователя на основе сравнение вектора параметров переданной ЭКГ с «эталоном», хранимыми в базе данных.

Ключевые слова: телемедицинская система, генеративная модель, параметры ЭКГ, верификация пользователя.

Клин. информат. и Телемед.
2012. Т.8. Вып.9. с.89–98

Введение

Болезни сердечно-сосудистой системы остаются наиболее распространенными в структуре заболеваемости, а показатель смертности от сердечно-сосудистых заболеваний в Украине один из самых высоких в мире [1]. Поэтому проблема ранней диагностики патологий сердечно-сосудистой системы приобретает все большее значение.

Современные средства клинической информатики и телемедицины в значительной степени направлены на решение этой проблемы. Сказанное в первую очередь относится к методам компьютерной электрокардиографии и телемедицинским средствам дистанционной обработки ЭКГ. Внедрение телеметрического комплекса с электронной базой данных ЭКГ — существенный шаг на пути создания национальной системы электронных медицинских записей [2].

С помощью телемедицинских технологий появляется возможность оказывать квалифицированную медицинскую помощь кардиологическому больному, удаленному от врача, который получает электронную запись ЭКГ через современные средства телекоммуникаций [3]. В последнее время получают распространение также микрoeлектронные средства, которые передают ЭКГ для удаленной диагностики в специализированные call-центры или в офисы семейных врачей даже без ведома пациента при

автоматическом обнаружении определенных кардиологических отклонений ЭКГ от нормы [4, 5].

Среди множества проблем, возникающих при реализации телемедицинских технологий дистанционной обработки ЭКГ, можно выделить несколько наиболее важных. Это прежде всего технические проблемы экономного кодирования ЭКГ записей для повышения эффективности радиотелеметрического протокола передачи данных, что особенно важно при передаче длительных записей холтеровского мониторинга [6].

Актуальным остается также комплекс медицинских и организационных проблем, возникающих при построении надежных алгоритмов верификации подлинности записи, полученной от конкретного пациента, и эффективных методов интерпретации полученной ЭКГ на основе ее сравнения с данными, хранимыми в электронных архивах [7].

Цель работы

Цель настоящей статьи — продемонстрировать возможность построения телемедицинской системы дистанционной обработки и интерпретации ЭКГ, основанной на оригинальном методе экономного сжатия зарегистрированной ЭКГ при ее передаче с последующей реконструкцией искусственной ЭКГ реалистической формы при ее получении.

Предлагаемые методы

Базовые предпосылки

В работе [8] рассмотрен механизм генерации искусственной ЭКГ с имитацией динамики сердечного ритма, основанный на движении отображающей точки (рис. 1) в трехмерном пространстве координат (x, y, z) .

Цикличность ЭКГ моделируется движением точки в плоскости (x, y) по траектории переменной длины, которая «размыта» относительно окружности единичного радиуса. Каждый оборот вдоль этой окружности соответствует одному $R-R$ -интервалу (сердечному циклу).

Информативные фрагменты ЭКГ моделируются движением отображающей точки в направлении z . Моменты времени t , при которых появляются зубцы P, Q, R, S, T , определяют точки, соответствующие заданным углам $\theta_P, \theta_Q, \theta_R, \theta_S, \theta_T$. При приближении к этим углам отображающая точка перемещается вверх или вниз в направлении z , а через определенное время возвращается в плоскость (x, y) .

Формально движение отображающей точки описывается системой из трех обыкновенных дифференциальных уравнений

$$\dot{x} = \alpha x - \omega y, \tag{1}$$

$$\dot{y} = \alpha y + \omega x, \tag{2}$$

$$\dot{z} = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} \alpha_i \Delta \theta_i e^{-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}} - (z - z_B). \tag{3}$$

В системе (1)–(3) приняты следующие обозначения: $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$, ω – угловая скорость движения точки в плоскости (x, y) , $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$, $i \in \{P, Q, R, S, T\}$, где $\theta \in [-\pi, \pi]$ – текущий угол, определяемый выражением

$$\theta = \begin{cases} \arctg\left(\frac{y}{x}\right), & \text{если } x > 0; \\ \pi + \arctg\left(\frac{y}{x}\right), & \text{если } y \geq 0, x < 0; \\ -\pi + \arctg\left(\frac{y}{x}\right), & \text{если } y < 0, x < 0; \\ \frac{\pi}{2}, & \text{если } y > 0, x = 0; \\ -\frac{\pi}{2}, & \text{если } y < 0, x = 0. \end{cases}$$

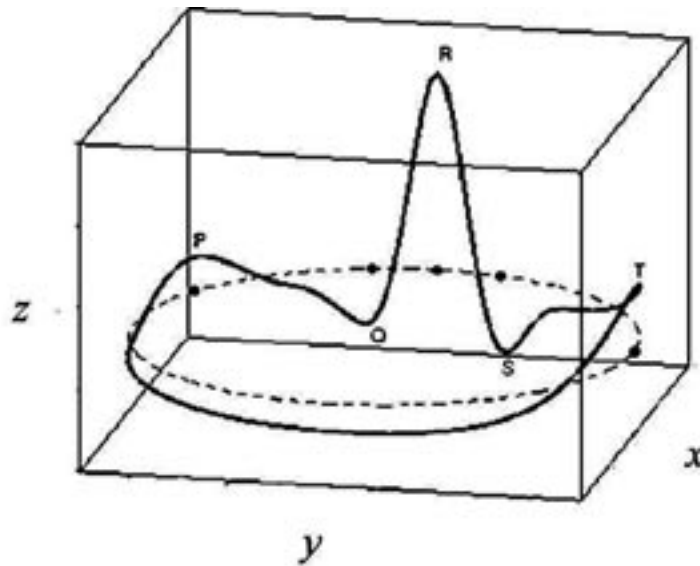


Рис. 1. Иллюстрация механизма генерации ЭКГ.

В уравнении (3) переменная $z_B = B \cdot \sin(2\pi f_B t)$ моделирует дрейф базовой линии с амплитудой B и частотой дыхания f_B . Параметры α_i, b_i, θ_i определяют амплитудно-временные характеристики зубцов P, Q, R, S, T , генерируемой ЭКГ.

Авторы работы [8] показали, что на основе численного решения системы уравнений (1)–(3) методом Рунге-Кутты четвертого порядка можно построить ряд дискретных значений $z(k) \equiv z(t_k)$ в равноотстоящие моменты времени $t_k \equiv k\Delta$, $k = 1, 2, \dots$, где Δ – фиксированный шаг квантования по времени, которые определяют дискретные значения искусственной ЭКГ реалистической формы.

Оказалось, что можно пойти дальше. Нами получено [9] аналитическое решение системы (1)–(3), которое позволило представить математическую модель генерации ЭКГ реалистической формы в явном виде. Модель предусматривает генерацию сигнала в три этапа.

На первом этапе формируется эталонный цикл (образец) $z(t)$, модель которого, с учетом приема, предложенного в [10], представляет собой сумму несимметричных гауссовых функций

$$z(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}} A_i \cdot \exp\left[-\frac{(t - \mu_i)^2}{2[b_i(t)]^2}\right], \tag{4}$$

при ограничениях

$$\begin{aligned} 0 \leq t_P^{(1)} < t_P^{(2)} \leq t_Q^{(1)} < t_Q^{(2)} = t_R^{(1)} < t_R^{(2)} = \\ = t_S^{(1)} < t_S^{(2)} = t_{ST}^{(1)} \leq t_{ST}^{(2)} \leq t_T^{(1)} < t_T^{(2)} \leq t_0, \end{aligned} \tag{5}$$

где t_0 – общая продолжительность (мс) $z(t)$, связанная с частотой $F_{\text{чсс}}$ сердечных сокращений (уд/мин) соотношением

$$t_0 = \frac{60 \cdot 1000}{F_{\text{чсс}}}, \tag{6}$$

а моменты начала $t_i^{(1)}$ и окончания $t_i^{(2)}$ каждого i -го фрагмента эталона, $i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}$, связаны с параметрами $b_i^{(1)}, b_i^{(2)}$ и μ_i следующим образом:

$$t_i^{(1)} = \mu_i - 3b_i^{(1)}, \tag{7}$$

$$t_i^{(2)} = \mu_i + 3b_i^{(2)}. \tag{8}$$

Параметры A_i и μ_i определяют значения амплитуд и моментов времени, когда i -й информативный фрагмент эталона, $i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}$, принимает максимальное значение при $A_i > 0$ или минимальное значение при $A_i < 0$, а параметры







$$b_i(t) = \begin{cases} b_i^{(1)} & \forall t \leq \mu_i, \\ b_i^{(2)} & \forall t > \mu_i, \end{cases} \tag{9}$$



при $b_i^{(1)} \neq b_i^{(2)}$ позволяют генерировать несимметричные фрагменты, в том числе несимметричный зубец T , если $b_T^{(1)} \neq b_T^{(2)}$.

Доказано, что функция (4) и ее первая производная являются непрерывными функциями даже при условии $b_i^{(1)} \neq b_i^{(2)}$, когда функция (9) разрывна.

В табл. 1 приведены модельные примеры искусственных циклов ЭКГ, генерированные согласно (4)–(9). Легко увидеть, что за счет изменения параметров модели удается генерировать сигналы самой различной формы, в том числе, со сдвигом сегмента ST ниже (депрессия)

Табл. 1. Искусственные циклы ЭКГ различной формы.

Описание, параметры информативных фрагментов, $i = \{P, Q, R, S, ST, T\}$	Цикл искусственной ЭКГ
<p>Нормальный цикл:</p> $\alpha_i = 0,11; -0,11; 1; -0,18; 0; 0,28;$ $b_i^{(1)} = 0,04; 0,01; 0,01; 0,015; 0; 0,06;$ $b_i^{(2)} = 0,04; 0,01; 0,01; 0,015; 0; 0,06;$ $\mu_i = 0,38; 0,478; 0,5; 0,523; 0; 0,7.$	
<p>Патологический зубец Q:</p> $\alpha_i = 0,1; -1,02; 0,76; -0,07; 0,13; 0,33;$ $b_i^{(1)} = 0,023; 0,025; 0,01; 0,015; 0,06; 0,07;$ $b_i^{(2)} = 0,023; 0,025; 0,01; 0,015; 0,06; 0,07;$ $\mu_i = 0,37; 0,478; 0,52; 0,52; 0,55; 0,7.$	
<p>Плоский зубец T:</p> $\alpha_i = 0,147; -0,1; 1,32; -0,216; 0; 0,02;$ $b_i^{(1)} = 0,034; 0,01; 0,01; 0,011; 0; 0,051;$ $b_i^{(2)} = 0,034; 0,01; 0,01; 0,011; 0; 0,051;$ $\mu_i = 0,388; 0,478; 0,5; 0,519; 0; 0,7.$	
<p>Отрицательный зубец T:</p> $\alpha_i = 0,068; -0,11; 1,28; -0,31; 0; -0,35;$ $b_i^{(1)} = 0,021; 0,01; 0,01; 0,011; 0; 0,055;$ $b_i^{(2)} = 0,021; 0,01; 0,01; 0,011; 0; 0,055;$ $\mu_i = 0,418; 0,478; 0,5; 0,522; 0; 0,7.$	
<p>Высокий зубец T:</p> $\alpha_i = 0,068; -0,11; 1,28; -0,31; 0; 1,05;$ $b_i^{(1)} = 0,021; 0,01; 0,01; 0,011; 0; 0,055;$ $b_i^{(2)} = 0,021; 0,01; 0,01; 0,011; 0; 0,055;$ $\mu_i = 0,418; 0,478; 0,5; 0,522; 0; 0,7.$	
<p>Асимметричный зубец T:</p> $\alpha_i = 0,176; -0,08; 1,43; -0,176; 0; 0,48;$ $b_i^{(1)} = 0,033; 0,01; 0,01; 0,015; 0; 0,039;$ $b_i^{(2)} = 0,033; 0,01; 0,01; 0,015; 0; 0,097;$ $\mu_i = 0,39; 0,478; 0,5; 0,523; 0; 0,658.$	

Описание, параметры информативных фрагментов, $i = \{P, Q, R, S, ST, T\}$	Цикл искусственной ЭКГ
<p align="center">Депрессия сегмента ST:</p> $\alpha_i = 0,19; -0,3; 1,29; -0,69; -0,25; 0,28;$ $b_i^{(1)} = 0,032; 0,01; 0,08; 0,06; 0,078; 0,055;$ $b_i^{(2)} = 0,032; 0,01; 0,08; 0,06; 0,119; 0,055;$ $\mu_i = 0,409; 0,478; 0,5; 0,519; 0,56; 0,7.$	
<p align="center">Элевация сегмента ST:</p> $\alpha_i = 0,11; -0,29; 1,4; 0; 0,25; 0,618;$ $b_i^{(1)} = 0,027; 0,04; 0,08; 0,015; 0,03; 0,075;$ $b_i^{(2)} = 0,027; 0,04; 0,08; 0,015; 0,2; 0,036;$ $\mu_i = 0,403; 0,478; 0,5; 0; 0,522; 0,7.$	

или выше (элевация) изоэлектрической линии, инверсией зубца T и другими электрокардиографическими признаками сердечных патологий.

На втором этапе по эталону (4) на последовательных временных интервалах $t_{0m} = t_0(1 + \gamma_m)$, $m = 1, \dots, N$ порождаются циклы $Z_1(t), \dots, Z_N(t)$ искусственной ЭКГ с заданными ограничениями на внутренние возмущения:

$$Z_m(t) = \sum_{i \in \{Q, R, S, ST, T\}} \tilde{A}_{im} \exp\left[-\frac{(t - \tilde{\mu}_{im})^2}{2\tilde{b}_{im}^2}\right] + h(t), \quad m = 1, \dots, N, \quad (10)$$

где

$$\tilde{A}_{im} = A_i(1 + \alpha_{im}), \quad (11)$$

$$\tilde{\mu}_{im} = \mu_i(1 + \delta_{im}), \quad (12)$$

$$\tilde{b}_{im} = \begin{cases} b_i^{(1)}(1 + \epsilon_{im}^{(1)}) & \forall t \leq \mu_{im}, \\ b_i^{(2)}(1 + \epsilon_{im}^{(2)}) & \forall t > \mu_{im}. \end{cases} \quad (13)$$

Внутренние возмущения моделируются искажениями частоты сердечных сокращений (временного интервала $t(0)$ и параметров $A_i, \mu_i, b_i^{(1)}, b_i^{(2)}$ эталона на каждом m -м цикле на основе использования реализаций независимых случайных величин $\gamma_m, \alpha_{im}, \delta_{im}, \epsilon_{im}^{(1)}, \epsilon_{im}^{(2)}$, которые с нулевыми математическими ожиданиями распределены на ограниченных интервалах:

$$\begin{aligned} \gamma_m &\in [-\gamma_0, \gamma_0], \quad \alpha_{im} \in [-\alpha_i^0, \alpha_i^0], \\ \delta_{im} &\in [\delta_i^0, -\delta_i^0], \quad \epsilon_{im}^{(1)} \in [-\epsilon_i^0, \epsilon_i^0], \\ \epsilon_{im}^{(2)} &\in [-\epsilon_i^0, \epsilon_i^0], \end{aligned} \quad (14)$$

где $\gamma_0, \alpha_i^0, \delta_i^0, \epsilon_i^0$ – фиксированные числа, определяющие требуемые границы искажений.

На третьем этапе моделируются внешние возмущения с помощью аддитивной функции

$$h(t) = h_G(t) + h_R(t) + h_D(t), \quad (15)$$

которая имитирует сетевые помехи $h_G(t)$ с заданными частотами и амплитудами, мышечный тремор в виде случайной помехи $h_R(t)$ с заданным законом распределения и дрейф изоэлектрической линии в виде низкочастотной функции $h_D(t)$ желаемого уровня.

Дальнейшие усовершенствования модели позволили генерировать искусственные ЭКГ более сложной формы, в том числе, имитировать желудочковые экстрасистолы и альтернацию зубца T [11].

Результаты моделирования

Для оценки адекватности предложенной модели проводились сравнения искусственных ЭКГ с реальными записями, хранимыми в базе данных MIT-BIH Arrhythmia Database [12].

На рис. 2 представлена реальная запись ЭКГ № 201 базы MIT-BIH Arrhythmia Database, зарегистрированная у мужчины 68 лет с диагнозом «Мерцательная аритмия». В нижней части рисунка приведена искусственная ЭКГ, сгенерированная по эталону $z(t)$ при оптимальных значениях параметров.

Вверху рис. 3 показан фрагмент реальной записи ЭКГ мужчины 69 лет

на фоне приема медицинских препаратов (Aldomet, Inderal) из записи №100 базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database, а внизу – модельная ЭКГ.

Как видно из рис. 2 и 3, форма искусственных ЭКГ достаточно близка к форме реальных сигналов, что подтверждает адекватность предложенной модели. Аналогичные результаты были получены по результатам сравнения искусственных и реальных ЭКГ с другими электрокардиографическими признаками

Рассмотренная модель генерации искусственных ЭКГ реалистической формы реализована в программно-техническом комплексе для проверки метрологических характеристик цифровых электрокардиографов и успешно используется при серийном производстве портативного электрокардиографа ФАЗАГРАФ® [13].

Оказалось, что разработанная модель может быть использована и для решения других актуальных задач практической медицины, в частности, при построении телемедицинской системы.

Структура телемедицинской системы дистанционной обработки ЭКГ

Исследуем возможности использования разработанной модели генерации

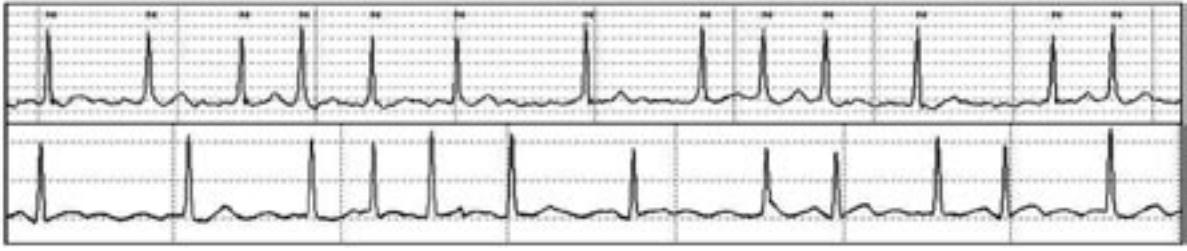


Рис. 2. Мерцательная аритмия: реальная (вверху) и модельная (внизу) ЭКГ.

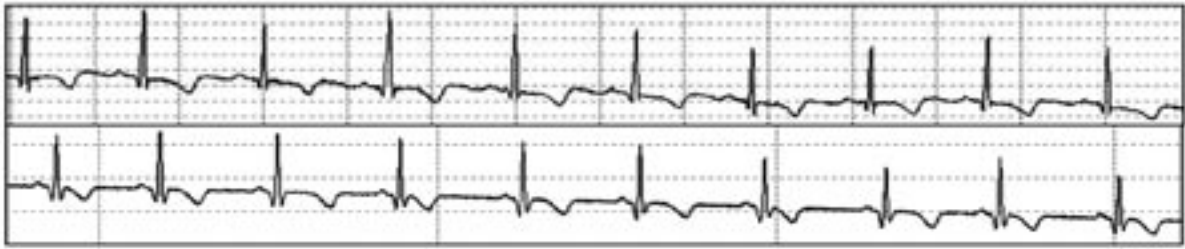


Рис. 3. ЭКГ с инверсией зубца T на фоне тренда изоэлектрической линии.

искусственных ЭКГ при построении телемедицинских систем. Для этого рассмотрим результаты дальнейших экспериментов, направленных на количественную оценку точности реконструкции отдельных циклов реальных ЭКГ по совокупности параметров модели (4) при ограничениях (5).

Идея таких экспериментов состоит в том, что по дискретным отсчетам цикла реальной ЭКГ $y(k) \equiv y(t_k)$ в равноотстоящие моменты времени $t(k) \equiv k\Delta$, $k = 1, 2, \dots, K$, где Δ – фиксированный шаг квантования по времени, определяемый частотой дискретизации сигнала F_D , оцениваются оптимальные значения вектора

$$G = (a_p, b_p^{(1)}, b_p^{(2)}, \mu_p, \dots, a_T, b_T^{(1)}, b_T^{(2)}, \mu_T, t_0) \quad (16)$$

параметров модели (4), обеспечивающие наилучшее в некотором смысле приближение искусственного цикла к реальному. Тем самым формируется «тройка» (рис. 4), связывающая реальный и искусственный циклы ЭКГ посредством параметров (16).

Эксперименты показали, что в большинстве случаев удается достаточно точно представить реальные циклы различной формы искусственными циклами. Отклонения значений основных электрокардиографических показателей модельного цикла от реального находились в пределах, позволяющих провести достоверную интерпретацию сигнала.

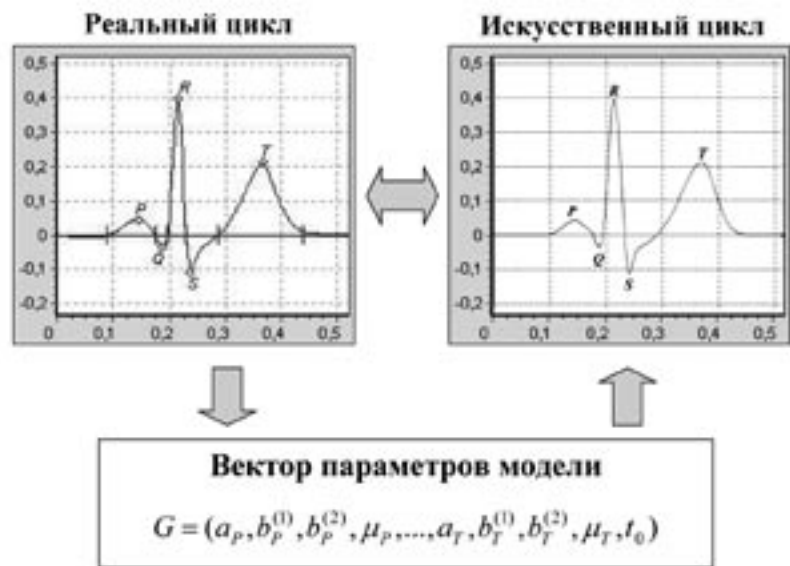


Рис. 4. Взаимосвязь реального и искусственного циклов ЭКГ.

Для иллюстрации в табл. 2 приведены результаты сравнения амплитудно-временных показателей циклов, показанных на рис. 4.

Очевидно, что переход от дискретных отсчетов цикла ЭКГ к совокупности параметров модели позволяет существенно сократить объем информации, подлежащей передаче по радиотелеметрическому каналу. Например, при частоте пульса 60 уд./мин и частоте дискретизации $F_D = 500$ Гц один цикл ЭКГ представляют 500 дискретных отсчетов

(чисел), в то время как вектор G параметров модели содержит всего лишь 25 чисел, т. е. в 20 раз меньше! Понятно, что для 24-часовой холтеровской записи, содержащей 100 тыс. циклов ЭКГ (50 млн. дискретных отсчетов) такая экономия на каждом цикле при передаче сигнала весьма существенна.

Следовательно, появляется возможность экономного представления информации при передаче данных по каналам телемедицинской системы по схеме, показанной на рис. 5.

Табл. 2. Результаты количественной оценки адекватности модели.

Показатель	Реальный цикл	Искусственный цикл	Абсолютная погрешность
Продолж. P , мс	86,4	86	0,4
Сегм. $S-T$, мс	56,4	56	0,4
Продолж. T , мс	151	150	1
Интервал $P-Q$, мс.	100	100	0
Комплекс QRT , мс	50	50	0
Интервал $Q-T$, мс	250	248	2
Ампл. P , мв	0,0437	0,044	0,0003
Ампл. Q , мв	-0,0376	-0,038	0,0004
Ампл. M , мв	0,396	0,396	0
Ампл. S , мв	-0,109	-0,109	0
Ампл. T , мв	0,21	0,210	0

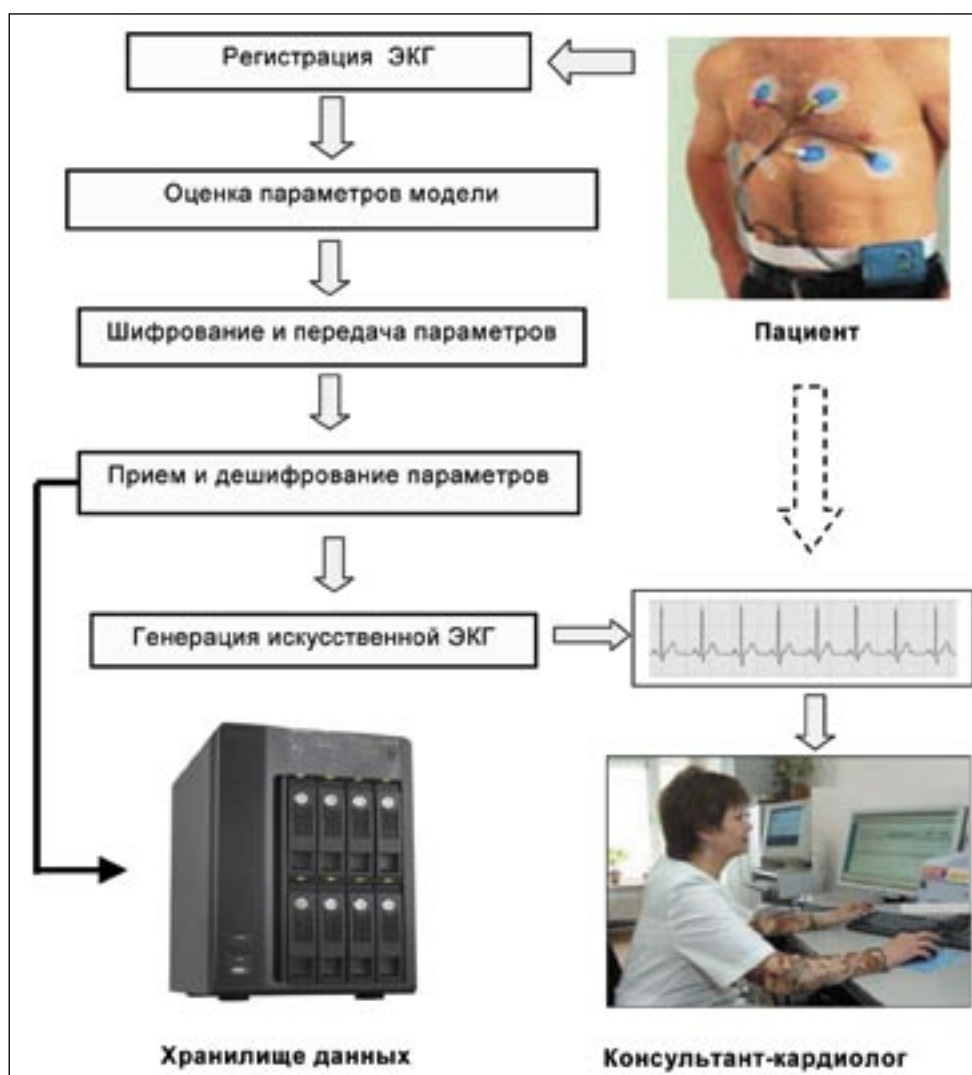


Рис. 5. Технология построения телемедицинской системы.

Каждый цикл реального сигнала представляется 25-ю компонентными векторами G_1, G_2, \dots, G_N где N — число циклов, подлежащих передаче. А на приемной стороне по последовательности G_1, G_2, \dots, G_N генерируется искусственная ЭКГ, подобная реальной ЭКГ, которая используется для постановки диагноза на основе визуальной или автоматической интерпретации.

Разумеется, при передаче векторов G_1, G_2, \dots, G_N по телеметрическим каналам целесообразно дополнительно использовать весь арсенал традиционных средств сжатия информации, а также необходимые средства шифрования и защиты информации.

Технология хранения, верификации и интерпретации ЭКГ

Помимо повышения эффективности радиотелеметрического протокола передачи данных предложенный

подход позволяет экономно хранить электронные данные в центрах обработки информации. Вместо дискретных отсчетов многочасовых записей ЭКГ, зарегистрированных холтер-мониторами, в хранилищах сохраняются лишь векторы G_1, G_2, \dots, G_N параметров циклов реальных ЭКГ. Такая организация хранения данных позволяет не только экономить память, но и упростить доступ к нужным записям по ключам, в качестве которых могут использоваться сами параметры.

Предложенный подход позволяет также упростить решение еще одной важной задачи — верификации подлинности записи, полученной от конкретного пациента. Рассмотрим эту задачу более подробно.

Еще в 1995 г. нами было показано [14], что ЭКГ интегрально отражает индивидуальные характеристики испытуемого и может быть использована как биометрическое средство идентификации личности. В последствии метод идентификации личности по ЭКГ активно исследовался в ряде других работ, в частности, в работах [15–24].

Многолетние наблюдения, представленные в монографии [25], показали, что индивидуальные особенности личности более выразительно проявляются при отображении ЭКГ на фазовой плоскости в координатах $z(t) - \dot{z}(t)$ — сигнал-первая производная.

На рис. 6 представлена галерея фазовых портретов ЭКГ 20 различных

испытуемых. Даже при визуальном анализе видны характерные различия фазовых портретов, которые, подобно отпечаткам пальцев, несут информацию о конкретной личности.

Более того, наблюдения за 2005–2011 г. г. показали (рис. 7), что интегральные характеристики фазовых портретов ЭКГ конкретного испытуемого, в частности, угол ориентации фазового портрета, расположение характерных «петель» и ряд других признаков практически не меняются на достаточно большом промежутке наблюдений (если, конечно же у испытуемого в этот период не произошло серьезных поражений миокарда).

Понятно, что, форма фазового портрета в координатах $z(t) - \dot{z}(t)$ — определяется формой и параметрами породившей его ЭКГ во временной области. Так, например, в работе [9] установлено, что угол W ориентации фазового портрета ЭКГ главным образом определяется соотношением амплитуд зубцов Q и S , причем статистическую зависимость между этими параметрами с высоким коэффициентом детерминации $R^2 = 0,986$ описывает уравнение регрессии

$$W = 200,85e^{-0,7928\rho} \quad (17)$$

где $\rho = Q/S$. Установлены также взаимосвязи других характеристик фазового портрета с параметрами предложенной математической модели.

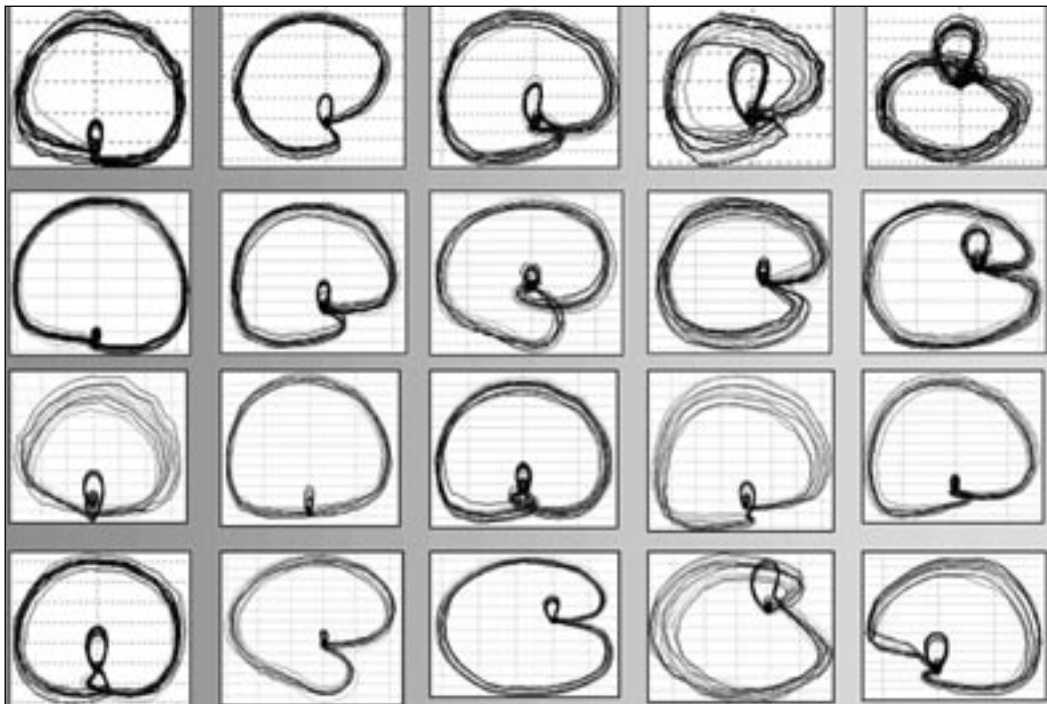


Рис. 6. Галерея фазовых портретов ЭКГ 20 испытуемых.

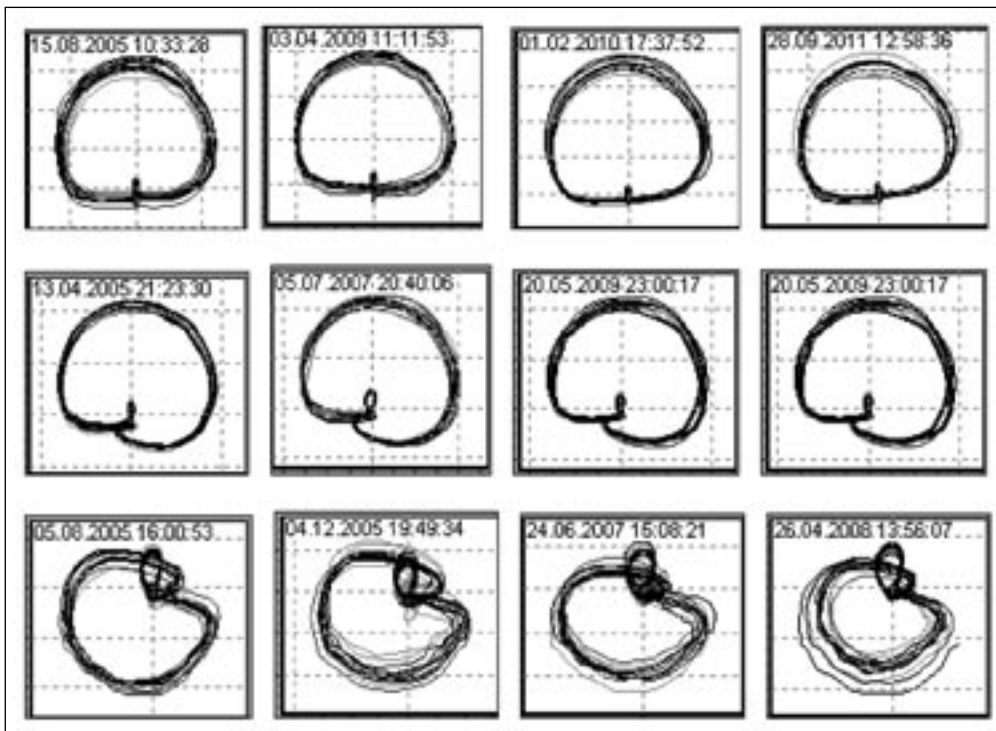


Рис. 7. Динамика интегральных характеристик фазовых портретов трех испытуемых.

Все это дает ключ к возможности верификации подлинности информации, полученной от конкретного пациента, по самой ЭКГ, используя вектора G_1, G_2, \dots, G_N параметров. С этой целью на основе покомпонентного усреднения последовательности векторов G_1, G_2, \dots, G_N на циклах вычислим усредненный вектор

$$\hat{G} = \sum_{i=1}^N G_i, \quad (18)$$

который будем сравнивать с одним или несколькими «эталомами» $\hat{G}_0^{(1)}, \hat{G}_0^{(2)}, \hat{G}_0^{(3)}, \dots$, полученными аналогичным способом для записей известных пациентов, хранимым в базе данных (рис. 8).

При существенном отклонении в нормированном пространстве параметров усредненного вектора \hat{G} от эталона (эталонов) конкретного пациента следует повысить «контроль» над переданной записью и по альтернативным каналам связи (например, по мобильному телефону) запросить подтверждение информации о подлинности записи. В случае подтверждения подлинности следует принять решение о значительных изменениях на ЭКГ, которые требуют повышенного внимания медицинского персонала (консультанта-кардиолога).

Для оценки достоверности такого подхода к верификации информации, полученной от конкретного пациента, проведены предварительные экспери-

менты, в которых приняло участие 516 добровольцев. Для каждого испытуемого были предварительно построены и сохранены в базе данных от 2 до 382 «эталонов».

Далее проводилась верификация 3133 ЭКГ этих же испытуемых по описанной выше схеме. При экспериментах 3027 ЭКГ (96,6%) были верифицированы правильно. Разумеется для более точной оценки надежности метода требуется продолжить серию экспериментов на более обширной выборке наблюдений.

Выводы

1. Математическая модель (4)–(9) позволяет генерировать в условиях внутренних и внешних возмущений искусственные ЭКГ реалистической формы, которые внешне практически не отличаются от реальных ЭКГ (рис. 2 и 3).

2. На основе соотношения (4) при оптимальных значениях вектора параметров (16) может быть реконструирован цикл искусственной ЭКГ (рис. 4) с отклонениями значений основных электрокардиографических показателей от реального цикла в пределах,

позволяющих провести достоверную интерпретацию сигнала (табл. 2).

3. Для повышения эффективности радиотелеметрического протокола передачи данных в телемедицинской системе дистанционной обработки ЭКГ предлагается каждый из циклов реального сигнала кодировать 25 параметрами модели (4), а на приемной стороне по последовательности полученных векторов-параметров реконструировать ЭКГ на основе модели (4). Такая технология позволяет также экономно хранить электронные данные в центрах обработки информации (рис. 5).

4. Предложенный подход к реконструкции искусственной ЭКГ реалистической формы по оптимальному набору параметров математической модели (4) открывает путь к решению других актуальных задач, в частности, к задаче верификации пользователя на основе сравнения вектора параметров переданной ЭКГ с «эталомами», хранимыми в базе данных.

Литература

1. Боюн В. П., Лушчик У. Б., Малиновский Л. Б., Новицкий В. В. Гемодинамічна лабораторія «МакроМікроПоток» для комплексного дослідження та ефективної корекції судинної системи людського

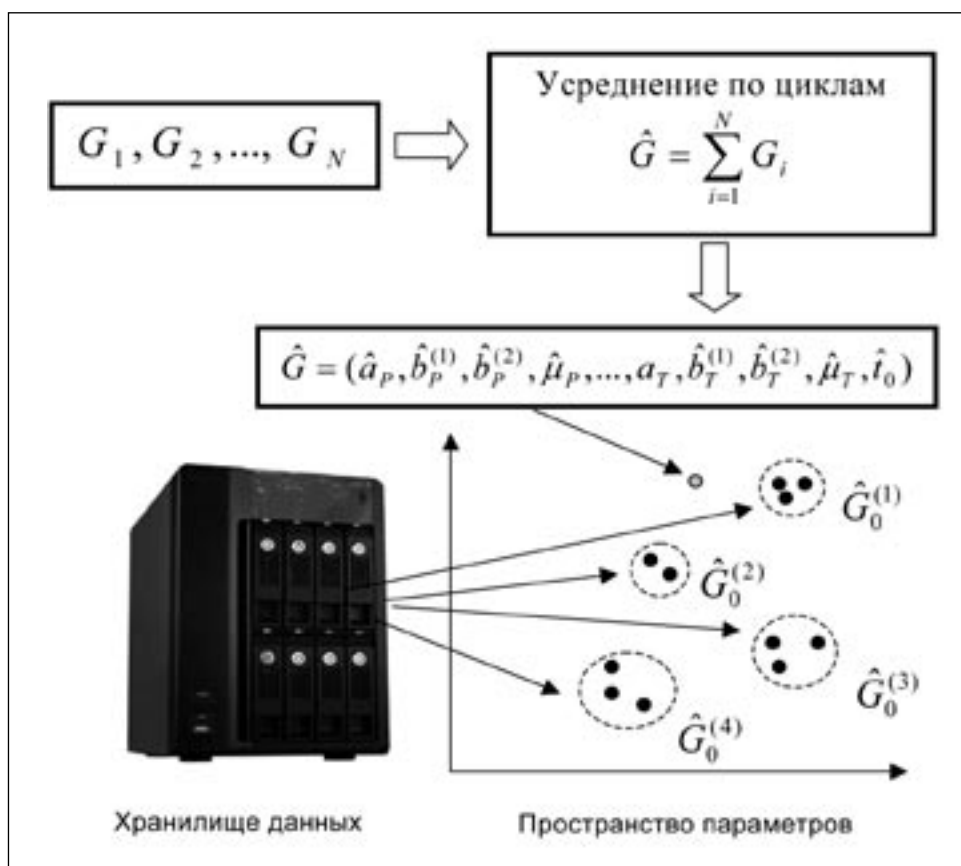


Рис. 8. Сравнение записей ЭКГ с «эталомами» в нормированном пространстве параметров.

- організму // Наука та інновації. – 2010. – Т. 6. – № 1. – С. 45–58.
- Шкель О. В., Коновалюк С. П. Домашняя телемедицинская система мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы // Украинский журнал телемедицины та медичної телематики. – Т. 5. – №2. – 2007. – С. 181–184.
 - Майорников И. Г., Ткаченко В. П. Телеметрический комплекс для кардиологии. Принципы реализации системы. Примеры и перспективы // Медична техніка. – 2008. – № 2 (3). – С. 19–23.
 - Шлунд Й. Новые технологии в телекардиологии // Клиническая информатика и телемедицина. – 2004. – № 1. – С. 13–14.
 - Martin A., Romero C., Vorja K. et al. Remote cardiac telemetry for medium-risk patients is life-saving // Abstr. The annual congress of the European society of cardiology (Munich, 28 August–1 September 2004). – Munich, 2004. – P. 1568.
 - Шульгин В. И. Сжатие ЭКГ сигналов в системе холтеровского мониторинга CardioSens // Вестник национального технического университета «ХПИ». – 2002. – № 3. – С. 16–25.
 - Москаленко В. Ф., Гирина О. Н., Каминский А. В., Киржнер Г. Д. Реформа или создание системы медицинского документооборота? // Медична техніка. – 2008. – № 2 (3). – С. 16–18.
 - McSharry, Clifford G., Tarasenko L., Smith L. A. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals // IEEE Transaction on Biomedical Engineering. – 2003. – Vol. 50 (3). – P. 289–294.
 - Fainzilberg L. S., Bekler T. Yu., Glushauskene G. A. Mathematical Model for Generation of Artificial Electrocardiogram with Given Amplitude-Time Characteristics of Informative Fragments // Journal of Automation and Information Sciences. – 2011. – Vol. 43. – Issue 9. – P. 20–33.
 - Абрамов М. В. Аппроксимации экспонентами временного кардиологического ряда на основе ЭКГ // Вестник кибернетики. – Тюмень: Изд-во ИПОС СО РАН. – 2010. – № 9. – С. 85–91.
 - Fainzilberg L. S., Bekler T. Yu. T-Wave Alternans Modeling on Artificial Electrocardiogram with Internal and External Perturbation // Journal of Automation and Information Sciences. – 2012. – Vol. 44. – Issue 7. – P. 1–14.
 - MIT-BIH Arrhythmia Database. – <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
 - Беклер Т. Ю., Файнзильберг Л. С. Информационная технология тестирования цифровых электрокардиографов с встроенными алгоритмами обработки данных // Управляющие системы и машины. – 2012. – № 4. – С. 31–41.
 - Fainzilberg L. S., Potapova T. P. Computer Analysis and Recognition of Cognitive Phase Space Electro-Cardio Graphic Image // Proceeding of the 6th International Conference On Computer analysis of Images and Patterns (CAIP'95). – Prague (Czech Republic). – 1995. – P. 668–673.
 - Biel L., Pettersson O., Philipson L., Wide P. ECG analysis: a new approach in human identification // IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement. – 2001. – No. 50 (3). – P. 808–812.
 - Wtibbeler G., Stavridis M., Kreiseler D., Bousseljot R. D., Elster C. Verification of humans using the Electrocardiogram // Pattern Recognition Letters. – 2007. – Vol. 28. – Issue 10. – P. 1172–1175.
 - Chiu C. C., Chuang C., Hsu C. A novel personal identity verification approach using a discrete wavelet transform of the ECG signal // International Conference on Multimedia and Ubiquitous Engineering. – 2008. – P. 201–206.
 - Boumbarov O., Velchev Y., Sokolov S. ECG personal identification in subspa-

- ces using radial basis neural networks // IEEE Int. Workshop on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems. – 2009. – P. 446–451.
19. Odinaka I., Lai P.-H., Kaplan A., O'Sullivan J., Sirevaag E., Kristjansson S., Sheffield A., Rohrbaugh J. ECG biometrics: A robust short-time frequency analysis // IEEE International Workshop on Information Forensics and Security. – 2010. – P. 1–6.
 20. Ting C. M., Salleh S. H. ECG based personal identification using extended kalman filter // 10th International Conference on Information Sciences Signal Processing and their Applications. – 2010. – P. 774–777.
 21. Hegde Ch., Prannu H. R., Sagar D. S., Shenoy P. D., Venuopal K. R., Patnaik L. M. Human Authentication Based on ECG Waves Using Radon Transform // Security Technology, Disaster Recovery and Business Continuity / Communications in Computer and Information Science. – 2010. – Vol. 122. – P. 197–206.
 22. Poree Fabienne, Gallix A., Carrault G. Biometric Identification of Individuals based on the ECG. Which Conditions? // Computing in Cardiology. – 2011. – Vol. 38. – P. 761–764.
 23. Nouredine Belgacem, Amine Nait-Ali, Régis Fournier, Fethi Bereksi-Reguig. ECG based Human Authentication using Wavelets and Random Forests // International Journal on Cryptography and Information Security (IJCIS). – 2012. – Vol. 2. – No.2. – P. 1–11.
 24. Singh Y. N., Singh S. K. Evaluation of Electrocardiogram for Biometric Authentication // Journal of Information Security. – 2012. – Vol. 3. – P. 39–48.
 25. Файнзильберг Л. С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. – Киев: Наукова Думка, 2008. – 330 с.

Technology of telemedicine system based on generative model of artificial ECG's realistic forms

L. S. Fainzilberg

The International Research and Training Center of Information Technologies and Systems National Academy of Science and Ministry of Education and Science, Kiev Ukraine

Abstract

The technology of building a telemedicine system remote processing of ECG based on the evaluation and transfer vector of optimal parameters of the model cycle generating artificial ECG realistic form is proposed. The technology provides a more efficient data transfer protocol and storage. The possibility of using the proposed technology for the verification of the user based on a comparison of the parameter vector transmitted ECG with a «standard» that are stored in the database is shown.

Key words: telemedicine system, generative model, ECG parameters, user verification.

Технологія побудови телемедичної системи на основі генеративної моделі породження штучної ЕКГ реалістичної форми

Л. С. Файнзильберг

Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій та систем НАН та МОН України, Київ

Резюме

Запропоновано технологію побудови телемедичної системи дистанційного

оброблення ЕКГ, яка заснована на оцінюванні та передачі вектора оптимальних параметрів моделі породження циклу штучної ЕКГ реалістичної форми. Технологія забезпечує підвищення ефективності протоколу передачі даних та їх зберігання. Показано можливості використання запропонованої технології для верифікації користувача на основі порівняння вектора параметрів переданої ЕКГ з «еталонами», збереженими в базі даних.

Ключові слова: телемедична система, генеративних модель, параметри ЕКГ, верифікація користувача.

Переписка

д.тех.наук, **Л. С. Файнзильберг**

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН и МОН Украины
пр. Академика Глушкова, 42
Киев, 03680, Украина
тел.: +380 (44) 526 11 54
эл.почта: fainzilberg@voliacable.com