

УДК 616.12-008.318.1

# ФАЗАГРАФ® — эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни сердца

**Л. С. Файнзильберг**

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

## Резюме

Рассмотрен новый подход к построению информационной технологии скрининга ишемической болезни сердца. Подход основан на обработке ЭКГ в фазовом пространстве. Дана краткая характеристика предложенных вычислительных алгоритмов. Показаны их преимущества по сравнению с традиционной обработкой сигнала во временной области. Представлены результаты клинических испытаний информационной технологии.

**Ключевые слова:** информационная технология, ишемическая болезнь сердца, ЭКГ, фазовое пространство.

**Клин. информат. и Телемед.**  
**2010. Т.6. Вып.7. с.22–30**

## Введение

Болезни сердечно-сосудистой системы уже давно лидируют среди прочих заболеваний, а их несвоевременное выявление остаются одной из ведущих причин инвалидности и смерти работоспособного населения. В последнее время произошло значительное «омоложение» этих заболеваний. Только за 10 лет (с 1995 по 2005 год) в Украине удвоилась заболеваемость ишемической болезнью сердца (ИБС) [1].

Довольно часто внезапный сердечный приступ, в том числе со смертельным исходом, происходит прямо на производстве, особенно у работников, условия труда которых связаны с большими физическими или эмоциональными нагрузками. Такие ситуации не только болезненно ударяет по конкретным людям и их семьям, но и порождает неблагоприятные экономические последствия для страны, поскольку умирают люди трудоспособного возраста.

Внезапный сердечный приступ на производстве может привести к ошибочным действиям оператора, управляющего сложным оборудованием и, в конечном итоге, к крупномасштабным авариям, последствия которых хорошо известны.

Поэтому необходимы удобные, доступные и в то же время достаточно надежные средства экспресс-диагностики, 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.

Электрокардиография до сих пор остается наиболее распространенным методом функциональной диагностики в кардиологии. Последние десятилетия привнесли революционные преобразования в эту область: в клинической и амбулаторной практике широко используют цифровые электрокардиографы с автоматической интерпретацией ЭКГ.

В то же время, по мнению клиницистов, существующие компьютерные средства анализа и интерпретации ЭКГ все еще не обеспечивают требуемую достоверность результатов диагностики. Сказанное в первую очередь относится к диагностике ИБС.

Можно указать несколько наиболее важных причин такой ситуации. Во-первых, общепринятые электрокардиографические признаки ишемии миокарда [2, с. 207], в частности депрессия или элевация сегмента  $S-T$ , не являются специфичными. Согласно [3], ЭКГ покоя, оцениваемая по традиционным признакам, остается нормальной у 50 % больных с хронической формой ИБС даже во время эпизодов дискомфорта в грудной клетке.

Во вторых, на реальных ЭКГ как правило, нет четких границ между информативными фрагментами, что затрудняет их автоматическое распознавание [4]. Даже такая, на первый взгляд простая задача, как автоматическое выделение  $QRS$  комплексов, требует привлечения достаточно сложных вычислительных процедур [5, 6].

В третьих, реальная ЭКГ обычно наблюдается в условиях разного рода возмущений, которые далеко не всегда могут быть сведены лишь к аддитивной помехе. Но даже подавление аддитивной сетевой помехи с помощью тради-

ционных режекторных фильтров часто приводит к существенным искажениям полезного сигнала [7] и, в конечном итоге, к ошибочной диагностике.

Не меньшие проблемы возникают и при использовании другого известного подхода к повышению соотношения сигнал-шум, который основан на усреднении последовательности циклов ЭКГ [8]. Дело в том, что даже у здоровых людей в состоянии покоя частота сердечных сокращений (ЧСС) не является постоянной величиной [9], причем происходят неравномерные изменения продолжительностей отдельных фрагментов ЭКГ. Например, продолжительность комплекса *QRS* в меньшей степени связана с изменением ЧСС, чем продолжительности зубцов *P* и *T* [10]. Поэтому при использовании тривиальных алгоритмов усреднения сердечных циклов во временной области происходит «размывание» информативных фрагментов [7] и, как следствие, возникают ошибки в измерении значений диагностических признаков, сосредоточенных на этих фрагментах.

Можно указать и целый ряд других проблем, возникающих при построении вычислительных алгоритмов анализа и интерпретации ЭКГ во временной области.

Следует также заметить, что область применения компьютерных систем обработки ЭКГ существенно расширяется и далеко уже не ограничивается медицинскими учреждениями. Бурно развивается направление амбулаторного мониторинга, под которым понимается длительная регистрация ЭКГ с помощью портативных устройств при обычном образе жизни пациента [11]. Приближение таких средств к пациенту, не имеющему специального медицинского образования, в том числе, для самоконтроля в бытовых условиях, выдвигает еще большие требования к эффективности компьютерных алгоритмов обработки ЭКГ.

## Постановка задачи

В международном научно-учебном Центре информационных технологий и систем (МНУЦ ИТиС) в рамках Государственной научно-технической программы «Образный компьютер» разработана информационная технология (ИТ) ФАЗАГРАФ®, в которой используются оригинальные алгоритмы обработки ЭКГ.

Цель настоящей статьи – провести сравнительный анализ эффективности этих алгоритмов и на клинических данных обосновать диагностическую ценность ИТ ФАЗАГРАФ® для решения задач профилактической медицины, в частности, задачи скрининга ИБС.

## Предлагаемые методы

### Стохастическая модель порождения ЭКГ

В основу построения ИТ ФАЗАГРАФ® положена стохастическая модель порождения ЭКГ в условиях внутренних и внешних возмущений [12], которая имеет вид

$$y(t) = \Phi [\hat{y}(t), \zeta(t)] + h(t) \quad (1)$$

где  $\hat{y}(t)$  – периодическая функция,  $\zeta(t)$  – внутреннее возмущение,  $h(t)$  – внешняя аддитивная помеха, а  $\Phi(\cdot)$  – неизвестная функция.

Обозначим  $y_0(t)$  – эталонный кардицикл, под которым понимается часть ненаблюдаемой функции  $\hat{y}(t)$  на одном из ее периодов  $T_0$ . Предполагается, что эталон  $y_0(t)$  задает последовательность  $K_F$  фрагментов  $y_0^{(i)}(t), i = 1, \dots, K_F$  (зубцов *P*, *Q*, *R*, *S*, *T* и элементов изоэлектрической линии), которые характеризуют стадии возбуждения отдельных участков сердечной мышцы:

$$y(t) = \begin{cases} y_0^{(1)}(t) & n p u \ 0 \leq t < t_0^{(1)}, \\ \dots & \\ y_0^{(K_F)}(t) & n p u \ t_0^{(K_F-1)} \leq t < t_0^{(K_F)} = T_0 \end{cases}$$

Допускается, что реальная ЭКГ порождается в результате независимых искажений отдельных фрагментов эталона  $y_0(t)$ , т.е. каждый  $i$ -й фрагмент  $m$ -го цикла наблюдаемой ЭКГ – результат операторного преобразования над соответствующим фрагментом  $y_0(t)$ :

$$y_0^{(i)}(t) = a_m y_0^{(i)} \left( \frac{t - \tau_m^{(i)}}{b_m^{(i)}} \right),$$

$$m = 1, 2, \dots, \quad i = 1, \dots, K_F,$$

где  $a_m, b_m^{(i)}$  – случайные искажения по амплитуде и времени, а  $\tau_m^{(i)}$  – сдвиг по времени.

При таких предположениях модель порождения реальной ЭКГ можно представить в виде [13]

$$y_m^{(i)}(t) = (1 + \xi_m^{(i)}) y_0^{(i)}(\theta) + h(t), \\ m = 1, 2, \dots, \quad i = 1, \dots, K_F, \quad (2)$$

где нелинейная величина  $\theta$ , имеющая размерность времени, определяется соотношением

$$\theta = \frac{t - (m-1) T_0 + (1 + \delta_m^{(i)}) t_0^{(i-1)}}{1 + \delta_m^{(i)}} - \\ - \frac{\sum_{j=1}^{m-1} \sum_{i=1}^{K_F} (t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)}) \delta_j^{(i)}}{1 + \delta_m^{(i)}} + \\ + \frac{\sum_{l=1}^{i-1} (t_0^{(l)} - t_0^{(l-1)}) (1 + \delta_m^{(l)})}{1 + \delta_m^{(i)}}. \quad (3)$$

В этих соотношениях  $\xi(t)$  – случайная величина, которая с нулевым математическим ожиданием  $M\{\xi\} = 0$  распределена на интервале  $[-\epsilon_0, \epsilon_0]$ , ограниченном фиксированным числом  $\epsilon_0 \in [0, 1]$ , а  $\delta_m^{(i)}$  – последовательность независимых случайных величин, которые с нулевым математическим ожиданием  $M\{\delta\} = 0$  распределены на интервалах  $[-\Delta_0^{(i)}, \Delta_0^{(i)}]$ , ограниченными фиксированными числами  $\Delta_0^{(i)} \in [0, 1]$ .

Интересно, что модель (2), (3) является стохастическим обобщением известных в математике периодической и почти периодической функций и сводится к ним путем последовательных упрощений.

Предложенная модель легко может быть обобщена для описания процесса порождения более сложных сигналов, в частности, ЭКГ с изменяющейся морфологией отдельных циклов (экстрасистолами). Для этого достаточно ввести в рассмотрение не один, а  $G > 1$  эталонов  $y_{01}(t), \dots, y_{0G}(t)$ , и предположить, что каждый  $m$ -й цикл порождается путем аналогичных искажений одного из этих эталонов, выбираемых случайным образом в соответствии с вероятностями  $P_g, \sum_{g=1}^G P_g = 1$ .

Эксперименты подтвердили адекватность стохастической модели (2), (3) для описания реальных ЭКГ: опытные кардиологи признавали искусственно порожденные ЭКГ реальными (рис. 1).

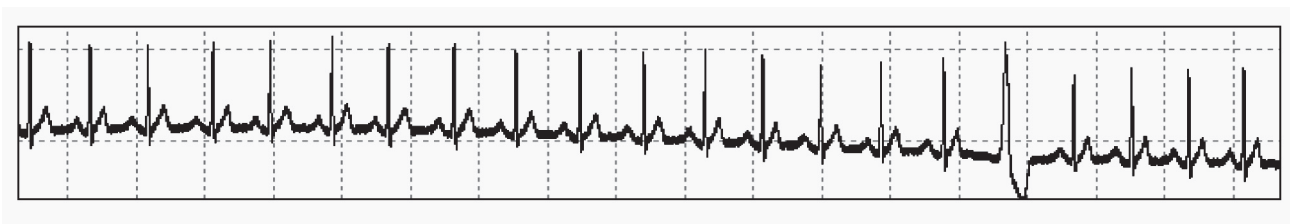


Рис. 1. Пример искусственной ЭКГ, порожденной моделью (2), (3) с двумя эталонами.

### Структура информационной технологии ФАЗАГРАФ®

Предложенная модель позволила конкретизировать проблему построения ИТ обработки ЭКГ, проведя последовательную декомпозицию общей задачи [14].

Будем исходить из того, что реальная ЭКГ представляет собой последовательность искаженных сердечных циклов  $y_1(t), \dots, y_M(t)$ , наблюдаемых при фиксированном функциональном состоянии пациента  $s$ . Тогда обобщенная схема формирования информационного продукта может быть сведена к последовательному решению трех отдельных задач:

- восстановление полезного сигнала (эталона)  $y_0(t)$  по искаженным реализациям  $y_1(t), \dots, y_M(t)$ ;
- анализ значений признаков  $x_1, \dots, x_N$ , сосредоточенных на информативных фрагментах эталона;
- оценка текущего состояния  $s$  пациента по диагностическому правилу  $\hat{s} = s(x_1, \dots, x_N)$ .

В соответствии с (1) задачу восстановления  $y_0(t)$  по искаженным реализациям  $y_1(t), \dots, y_M(t)$  можно подвергнуть дальнейшей декомпозиции, рассматривая ее решение в два этапа: подавление внешних аддитивных помех  $h(t)$  и оценку  $y_0(t)$  по реализациям  $y_1(t), \dots, y_M(t)$ , наблюдаемым в условиях действия только внутреннего возмущения  $\zeta(t)$ , предполагая, что  $h(t) = 0$ .

Хотя в кардиологической практике уже давно сформировался традиционный набор диагностических признаков ЭКГ, но для повышения чувствительности и специфичности ЭКГ-диагностики актуальным является расширение набора этих признаков. Решение такой задачи предполагает

- формирование гипотез о свойствах  $y_0(t)$ , которые можно считать потенциально полезными признаками;
- разработка вычислительных алгоритмов, пригодных для определения этих свойств по реальным сигналам;
- оценка диагностической эффективности каждого такого свойства в отдель-

ности и в совокупности друг с другом, с тем, чтобы расширение пространства признаков было обоснованным.

Тем самым мы приходим к обобщенной схеме (рис. 2) формирования информационного продукта [15], реализованной в ИТ ФАЗАГРАФ®

### Эффективные процедуры фильтрации аддитивных помех

Можно указать наиболее характерные типы аддитивных помех, с которыми чаще всего приходится сталкиваться при обработке реальных ЭКГ (рис. 3).

В общем случае можно предположить, что перечисленные типы помех присутствуют одновременно и независимо искажают полезный сигнал.

Поэтому будем рассматривать модель аддитивной помехи как сумму частных моделей

$$h(t) = h_1(t) + h_2(t) + \dots + h_F(t) \quad (4)$$

и строить процедуру предварительной обработки сигнала в виде последовательности  $F$  фильтров, каждый из которых ориентирован на подавление помех определенного типа.

Предположим вначале, что в дискретные моменты времени  $t_k = k\Delta$ ,  $k = 0, 1, \dots, K-1$ , где  $\Delta$  — шаг квантования, аддитивная помеха  $h[k]$  описывается суммой стационарных гармонических колебаний

$$h[k] = \sum_{g=1}^G a_g \cos(2\pi f_g k\Delta + \varphi_g), \quad (5)$$

где  $a_g, f_g, \varphi_g$  — соответственно амплитуда, частота и начальная фаза  $g$ -й гармоники.

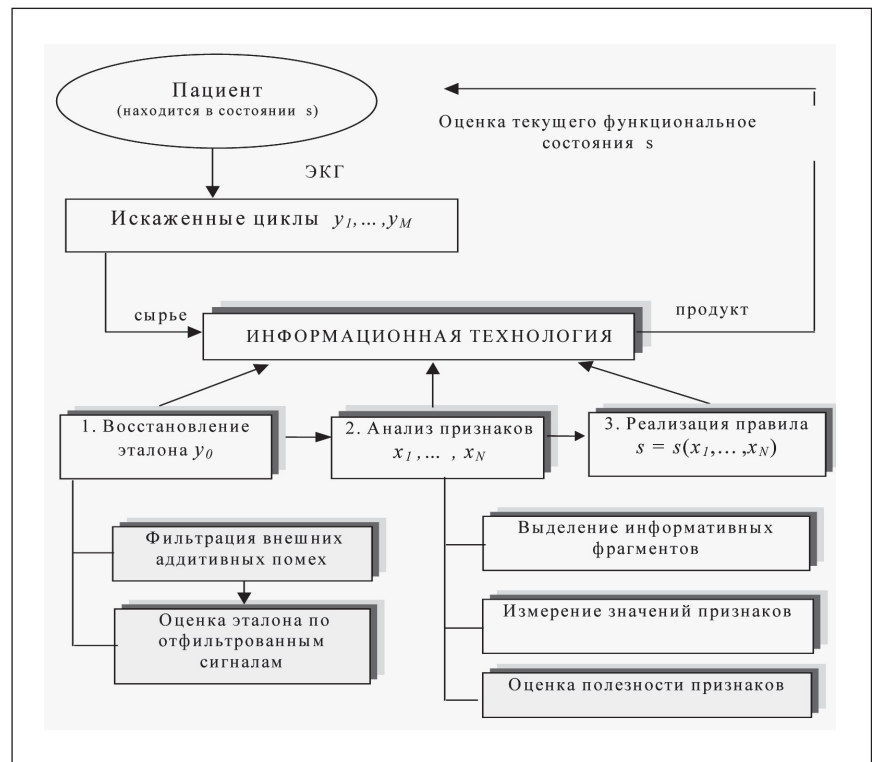


Рис. 2. Обобщенная схема формирования информационного продукта.

Допускается, что величины  $a_g, \varphi_g$  заранее неизвестны, а частоты  $f_g$  гармоник — известны лишь с точностью до ограничений  $f_g^{\min}, f_g^{\max}$  сверху и снизу, т.е.

$$f_g^{\min} \leq f_g \leq f_g^{\max}, \quad (6)$$

причем диапазоны  $\Delta_g = f_g^{\max} - f_g^{\min}$  могут совпадать с областями нагруженных частот полезного сигнала (именно такая ситуация характерна для задачи обработки реальных ЭКГ).

Для эффективного подавления гармонической помехи (5) при минимальных искажениях формы полезного сигнала  $y_0[t]$  предложен оригинальный узкополосный режекторный фильтр [16] на основе дискретного преобразования Фурье (ДПФ), суть которого состоит в следующем.

В силу линейности ДПФ для аддитивной помехи спектр  $S\{y\} = S\{y_0\} + S\{h\}$  наблюдаемого сигнала  $y_0[t]$ , построенный на основании прямого ДПФ, равен сумме спектров  $S\{y_0\}, S\{h\}$  полезного сигнала  $y_0[t]$  и помехи  $h[t]$ . Кроме того, известно, что процедуры прямого и обратного ДПФ взаимно обратимы.

Отсюда, казалось бы, следует, что для заграждения стационарной гармонической помехи (5) достаточно выполнить последовательность всего лишь трех операций:

- построить спектр  $S\{y\} = S\{y_0\} + S\{h\}$  наблюдаемого сигнала на основе прямого ДПФ;
- подавить составляющие  $S\{h\}$ , соответствующие частотам помехи  $h[t]$ ;
- восстановить полезный сигнал во временной области на основе обратного ДПФ.

Однако такой привлекательный прием не всегда эффективен, поскольку в общем случае спектр одиночного гармонического колебания, построенный на основании прямого ДПФ, будет «распределяться» на целый ряд смежных частот. Такой эффект в научной литературе принято называть *растеканием* спектра [17]. Но если подавлять все составляющие ДПФ, на которые в результате растекания спектра распределена нагрузка помехи, то придется затронуть много составляющих, несущие информацию о полезном сигнале, и в результате после обратного преобразования Фурье полезный сигнал будет существенно искажен.

Оригинальность предложенного фильтра состоит в использовании дополнительной поисковой процедуры, которая за счет автоматического подбора оптимального числа  $K_{opt} \leq K$  элементов обрабатываемого сигнала позволяет существенно уменьшить эффект растекания спектра вплоть до

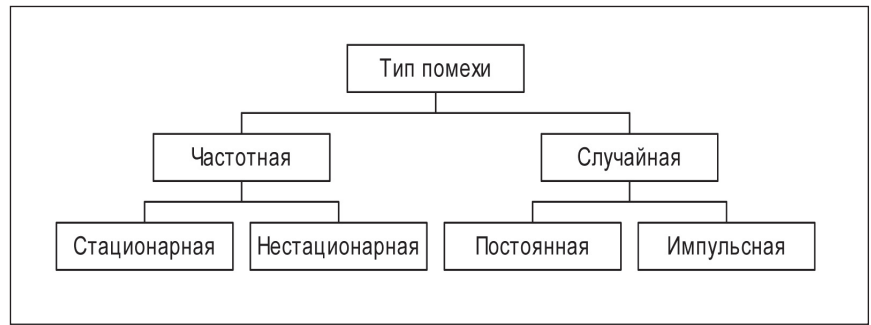


Рис. 3. Характерные типы аддитивных помех.

полного устранения. Значение  $K_{opt}$  удовлетворяет условию

$$K_{opt} = \arg \max_{K_j \in [K - \delta_K, K]} \left\{ \frac{\max_{n \in \Omega_n} C_n(K_j)}{\sum_{n \in \Omega_n} C_n(K_j)} \right\}, \quad (7)$$

где  $C_n(K_j), n = K_j/2, \dots, 0, \dots, K_j/2$  — спектральные компоненты, вычисленные на основе прямого ДПФ при различных значениях  $K_j \in [K - \delta_K, K], \Omega_n$  — множество номеров спектральных компонент с частотами, принадлежащими интервалу  $[f_g^{\max} - f_g^{\min}]$ , а  $\delta_g$  — ограничение процедуры.

На рис. 4 демонстрируется эффективность предложенного алгоритма на примере фильтрации модельной ЭКГ, зашумленной 50 % гармонической помехой с частотой 16,68 Гц, расположенной в области существенно нагруженных частот полезного сигнала.

Аналогичный результат фильтрации достигается и при подавлении сетевой (50Гц) помехи.

Для подавления аддитивных помех другого типа — ограниченного по уровню случайного шума с неизвестным законом распределения предложен оригинальный алгоритм адаптивного сглаживания [18], который представляет собой усовершенствование известной процедуры скользящего среднего. Алгоритм предусматривает автоматическую «адаптацию» окон сглаживания таким образом, чтобы обеспечить максимальное возможное подавление помехи, но не допустить излишние искажения формы локальных фрагментов полезного сигнала.

Формально предложенный алгоритм основан на использовании процедуры

$$\hat{y}[k] = \frac{1}{2W_k + 1} \sum_{j=-W_k}^{W_k} y[k+j], \quad (8)$$

в которой ширина окна  $W_k$  зависит от номера  $k$ .

Алгоритм предусматривает два этапа обработки. На первом шаге для каждой  $k$ -й точки вычисляется значение  $W_k^{(1)}$ , которое, при ограничениях  $W_k^{(1)} \leq W_0, |W_k^{(1)} - W_{k-1}^{(1)}| \leq 1$ , обеспечивает выполнение условия

$$|\hat{y}[k] - y[k]| \leq h_0,$$

где  $W_0 = \text{const}$  — ограничение окна сглаживания, а  $h_0 = \text{const}$  — ограничение, характеризующее уровень случайной помехи.

Окончательным шагом адаптации является модификация найденных значений  $W_k^{(1)} \rightarrow W_k^{(2)} \rightarrow W_k^{(3)}$ , обеспечивающая выполнение условия «плавности» изменения окон по ходу обработки сигнала.

Эффективность предложенного алгоритма также подтверждена многочисленными экспериментами на модельных и реальных данных. В частности, адаптивное сглаживание цикла ЭКГ, наблюдаемого на фоне случайной помехи (20 % белый шум) более чем в 3 раза уменьшило отклонение значений диагностических признаков по сравнению с результатами сглаживания этого же сигнала традиционным алгоритмом скользящего среднего.

В ИТ ФАЗАГРАФ® реализованы и другие вычислительные компоненты [15, с.160–164], ориентированные на подавление дрейфа изоэлектрической линии, импульсных помех и случайных скачков базового уровня.

## Метод обработки ЭКГ в фазовом пространстве

Будем исходить из того, что каждый цикл отфильтрованной ЭКГ представлен последовательностью дискретных отсчетов  $y_m[k] = y_m[t_k], m = 1, \dots, M$ , зафиксированных в моменты времени  $t_k = k\Delta, k = 0, \dots, K_m - 1$ , где  $\Delta$  — шаг квантования.

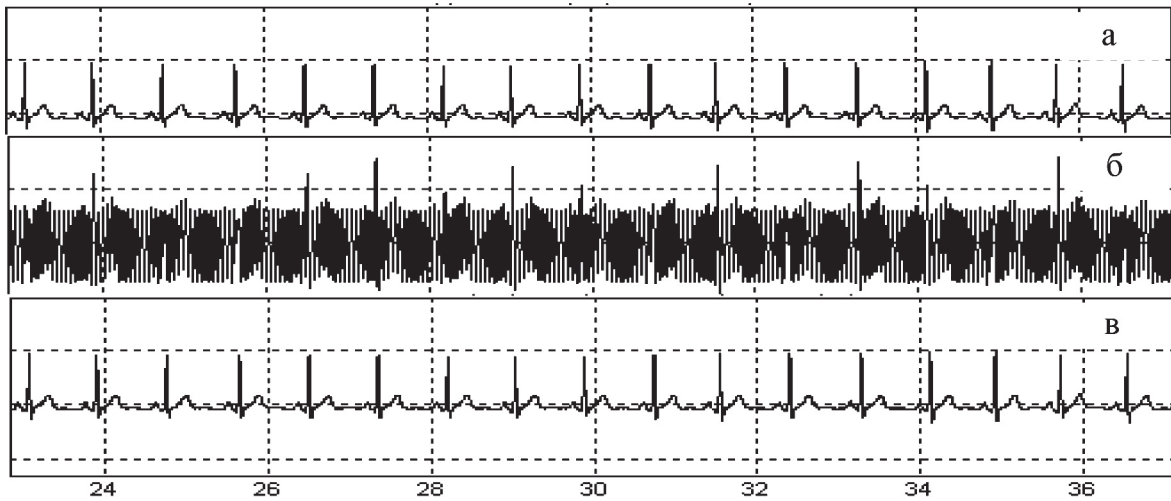


Рис. 4. Частотная фильтрация ЭКГ: полезный сигнал (а), зашумленный сигнал (б), результат фильтрации (в).

Оценим численно производную  $\dot{y}_m[k]$  в каждой  $k$ -й точке сигнала и проведем нормировку  $y_m^*[k] \in [0, 1]$ ,  $\dot{y}_m^*[k] \in [0, 1]$ . В результате получим последовательность

$$Q_1 = \{z_1[k], k = 0, \dots, K_1 - 1\}, \dots, \\ Q_M = \{z_M[k], k = 0, \dots, K_M - 1\}, \quad (9)$$

нормированных векторов  $z_m[k] = (y_m^*[k], \dot{y}_m^*[k])$ ,  $m = 1, \dots, M$  которые отображают траектории циклов фильтрованной ЭКГ на плоскости с координатами  $y^* - \dot{y}^*$  (фазовой плоскости).

Поскольку ЭКГ не является периодической функцией, то траектории отдельных циклов «размываются» в фазовом пространстве, притягиваясь к некоторой локальной области – аттрактору в виде предельного цикла (рис. 5).

Анализ математической модели (2), (3) с учетом ограничений, налагаемых на случайные величины  $\delta_m^{(i)}$  и  $\xi_m$ , показал, что для любой фиксированной точки  $\theta = \theta_x$  из области определения эталона  $y_0(\cdot)$  соответствующие точки  $y_m(\theta_{mx})$ ,  $\dot{y}_m(\theta_{mx})$  искаженных сердечных циклов группируются в ограниченной области нормированного фазового пространства с центром в точке  $y_0(\theta_x)$ ,  $\dot{y}_0(\theta_x)$  и радиусом  $\rho(\theta_x)$ , удовлетворяющим условию

$$\rho^2(\theta_x) = y_0^2(\theta_x) \xi_m^2 + \dot{y}_0^2(\theta_x) \left[ \frac{\delta_m^{(i)} - \xi_m}{1 + \delta_m^{(i)}} \right]^2,$$

а математическое ожидание отклонений  $y_m(\theta_{mx})$ ,  $\dot{y}_m(\theta_{mx})$  от истинных значений  $y_0(\theta_x)$ ,  $\dot{y}_0(\theta_x)$  равно нулю.

Это дало ключ к построению эффективного метода [13] оценки полезного

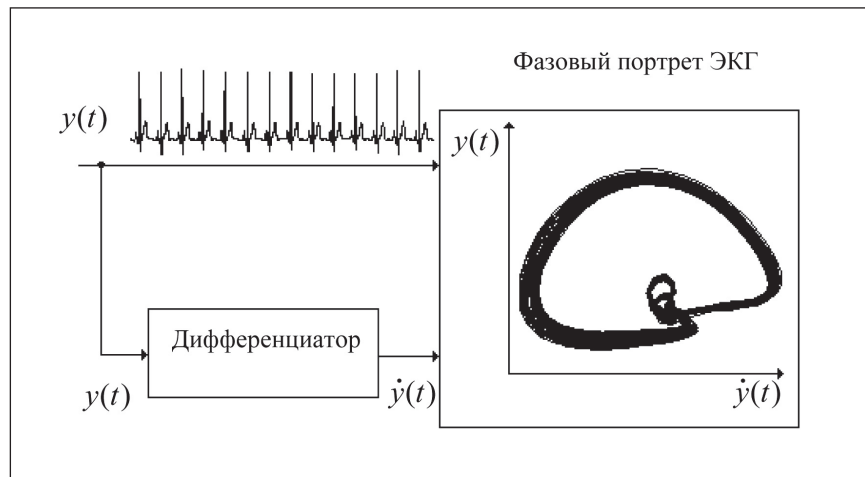


Рис. 5. Отображение ЭКГ в двумерном фазовом пространстве.

сигнала  $y_0(\cdot)$ , основанного на усреднении последовательностей (9) в фазовом пространстве с использованием матрицы  $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$  хаусдорфовых расстояний

$$R_H(Q_i, Q_j) = \max \left\{ \max_{z_i \in Q_i} \min_{z_j \in Q_j} \rho(z_i, z_j), \max_{z_j \in Q_j} \min_{z_i \in Q_i} \rho(z_j, z_i) \right\},$$

между парами фазовых траекторий отдельных циклов, где  $\rho(z_i, z_j) = \|z_i - z_j\|$  – евклидово расстояние между точками  $z_i$  и  $z_j$  на фазовой плоскости.

Оценка эталонного сердечного цикла  $y_0(\cdot)$  осуществляется в два этапа. На первом этапе определим опорный цикл  $Q_0$  – реальный цикл отфильтрованной ЭКГ, который находится на ми-

нимальном хаусдорфовом расстоянии от остальных циклов, т.е.

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

а далее усредним точки фазовых траекторий остальных циклов в окрестности соответствующих точек опорного цикла  $Q_0$ . В результате получим оценку эталона  $\hat{y}_0(\cdot)$  в двумерном фазовом пространстве и во временной области (рис. 6).

Таким образом, предложенный алгоритм позволяет «увидеть» ненаблюдаемый эталонный цикл ЭКГ, который породил наблюдаемую ЭКГ, искаженную возмущениями.

Результаты экспериментов с использованием модели (2), (3) подтвердили эффективность предложенной проце-

дуры: даже при больших искажениях сигнала относительная ошибка в оценке амплитудно-временных параметров зубца  $T$  эталонного цикла не превышала 1%, тогда как при использовании традиционной процедуры усреднения сигнала во временной области ошибка составляла более 17% [15, с.104].

Представление ЭКГ в фазовом пространстве позволило найти нетривиальные и эффективные решения и ряда других задач [19], в частности, задач сегментации ЭКГ на отдельные циклы ( $QRS$ -детектор) и селекции ненадежных циклов (артефактов и экстрасистол), которые не должны участвовать в процедуре усреднения.

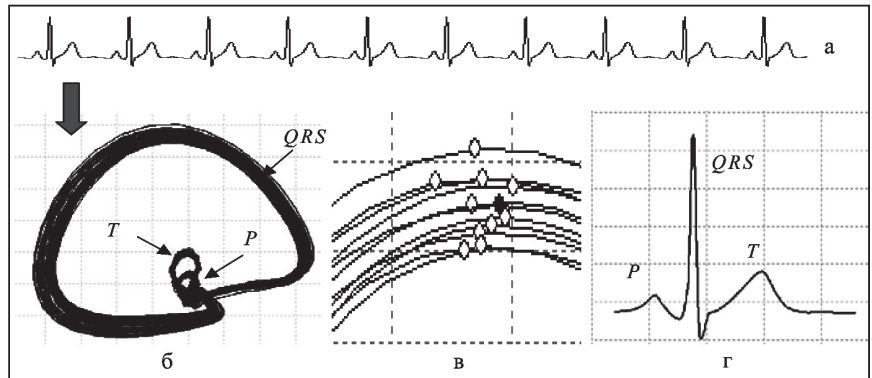


Рис. 6. Иллюстрация алгоритма оценки эталонного кардиоцикла: фильтрованная ЭКГ во временной области (а); фазовая траектория ЭКГ (б); фрагмент фазовых траекторий в окрестности опорного цикла (в); восстановленный эталон (г).

## Диагностические признаки ЭКГ в фазовом пространстве

Многочисленные наблюдения показали, что под действием физических или эмоциональных нагрузок происходят характерные изменения фазового портрета ЭКГ, которые при ее традиционном представлении во временной области менее выразительны, а иногда и просто незаметны. Это породило гипотезу о возможности расширить пространство диагностических признаков ЭКГ и оценивать не только общепринятые амплитудно-временные признаки, но и дополнительные параметры, характеризующие форму фрагментов ЭКГ в фазовом пространстве.

В качестве таких признаков предложено использовать параметр  $\sigma$  рассеивания точек фазовых траекторий, угол  $\alpha$  ориентации усредненной фазовой траектории и параметр  $\beta_T$ , характеризующий симметрию фрагмента реполяризации усредненной фазовой траектории относительно оси  $\dot{y}=0$  (рис. 7).

Приемлемую оценку параметра  $\sigma$  удалось получить по элементам матрицы  $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$  хаусдорфовых расстояний:

$$\sigma = \frac{1}{M-1} \sum_m^{M-1} R_H(Q_0, Q_m).$$

Угол  $\alpha$  определяется по направлению прямой, соединяющей две характерные точки внешнего витка фазовой траектории, соответствующего комплексу  $QRS$ . Параметр  $\beta_T$  определяется как

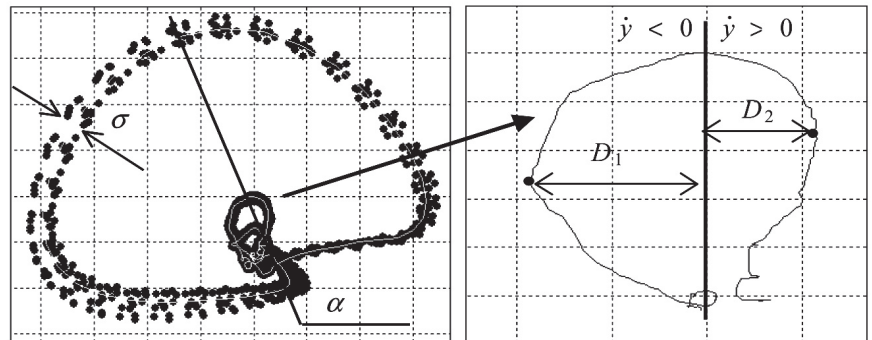


Рис. 7. Дополнительные диагностические признаки ЭКГ в фазовом пространстве.

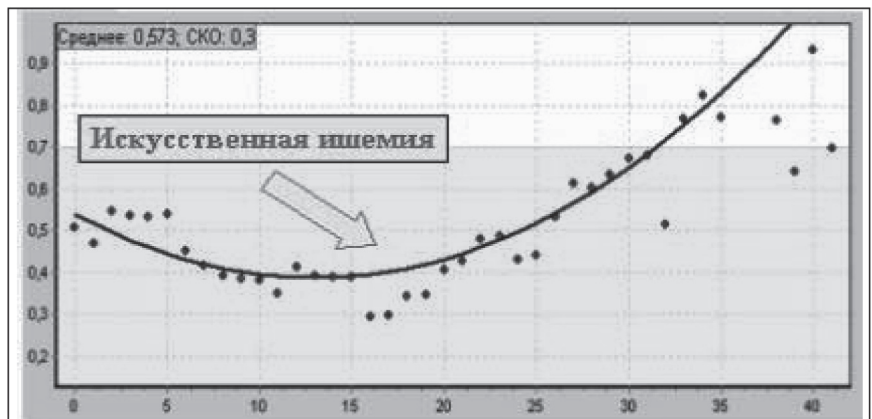


Рис. 8. Результаты эксперимента на беспородной собаке (искусственная ишемия).

отношению максимальных скоростей на восходящем и нисходящем коленах фрагмента фазовой траектории, соответствующего зубцу  $T$ , причем  $\beta_T = D_2/D_1$  при положительном зубце  $T$  и  $\beta_T = D_1/D_2$  при отрицательном зубце  $T$ .

Следует заметить, что симметризация волны  $T$  у больных с ИБС была продемонстрирована еще в работе [20]. Однако до сих пор отсутствовали компьютерные электрокардиографы, в которых бы использовался этот диагностический

признак, по всей видимости, из-за вычислительной сложности надежного определения такого показателя по реальным ЭКГ, искаженным внутренними и внешними возмущениями.

## Результаты клинических исследований

В соответствии с современными представлениями о доказательной медицине [21] введение в ИТ ФАЗАГРАФ® новых диагностических признаков потребовало обоснований их диагностической ценности на конкретном клиническом материале.

Для экспериментального подтверждения диагностической ценности признака  $\beta_T$  проводилась статистическая обработка клинических данных, полученных в отделении ишемических болезней сердца Национального научного центра «Институт кардиологии им. акад. Н. Д. Стражеско» АМН Украины (Киев), а также в четырех клиниках Германии – кардиологической клинике университета Дуйсбург-Эссен (Essen University Hospital), католическом госпитале «Филлипусстифт» (Katholical Hospital «Phillpusstift», Essen), Центре сердца земли Северный Рейн-Вестфалия (Heart and Diabetes Center of North Rhein-Westfalia, Bad-Oeynhausen), Германском центре сердца (German Heart Center, Berlin).

Клинический материал составлял 441 запись ЭКГ больных с ИБС с подтвержденным диагнозом (коронароангиография) и 387 записей ЭКГ здоровых добровольцев, включенных в контрольную группу.

Статистическая обработка данных показала, что среднее значение параметра  $\beta_T$  существенно различалось в группе ИБС и контрольной группе и составило  $0,956 \pm 0,43$  и  $0,665 \pm 0,12$  соответственно. Проверка полученного результата по  $t$ -критерию Стьюдента подтвердила, что с высокой вероятностью ( $P > 0,999$ ) гипотеза о случайном различии средних может быть отброшена.

Установлено, что принятие решений по пороговому правилу

$$\begin{array}{ll} \text{ВНИМАНИЕ,} & \text{если } \beta_T > \beta_0 \\ \text{НОРМА,} & \text{если } \beta_T < \beta_0 \end{array} \quad (10)$$

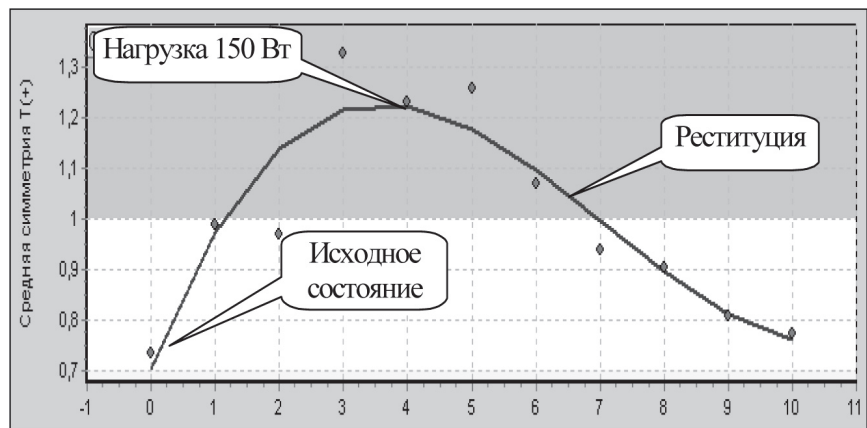


Рис. 9. Результаты эксперимента с велоэргометрической пробой.

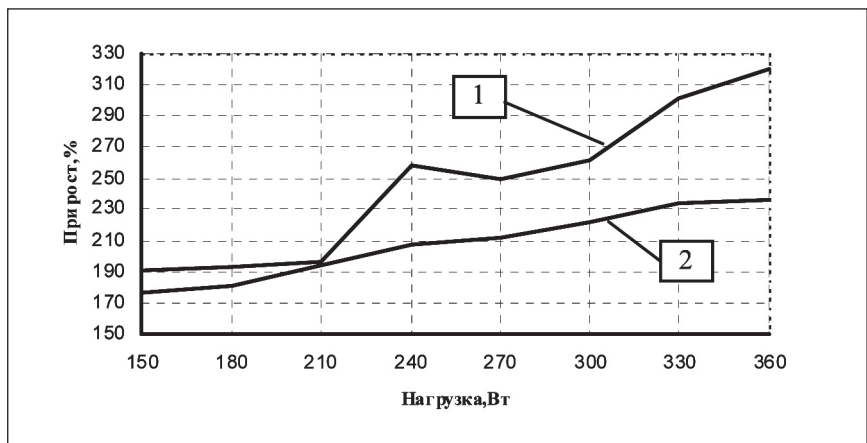


Рис. 10. Графики изменения параметра  $\beta_T$  и ЧСС от величины нагрузки спортсмена И.: прирост параметра  $\beta_T$  (кривая 1); прирост ЧСС (кривая 2).

где  $\beta_0 \approx 0,72$ , обеспечивает разделение представителей указанных групп с чувствительностью  $S_E = 81\%$  и специфичностью  $S_P = 78\%$ .

Следует подчеркнуть, что в группу верифицированных больных были включены лишь пациенты, у которых традиционный ЭКГ-анализ в 12 отведениях не выявил каких-либо отклонений от нормы. Поэтому предложенное диагностическое правило (10), подтвердившее сравнительно высокие показатели чувствительности и специфичности на таком «сложном» клиническом материале, можно считать вполне приемлемым для решения задач скрининга ИБС.

Диагностическая ценность показателя  $\beta_T$  подтверждена также в экспериментах на животных, которые проводились в Институте физиологии им. А. А. Богомольца НАН Украины [22]. Основная цель эксперимента состояла

в наблюдении за изменением признака  $\beta_T$  в условиях искусственной ишемии и реперфузии. Эксперименты еще раз подтвердили гипотезу о полезности измерения  $\beta_T$  для выявления начальных признаков ишемической болезни сердца: как только животному проводилась манипуляция, вызывающая искусственную ишемию, значения показателя  $\beta_T$  увеличивались, постепенно приближаясь к порогу «опасных» значений (рис. 8).

Адекватная динамика изменения показателя  $\beta_T$  наблюдалась также в процессе эксперимента с велоэргометрической пробой (рис. 9), в котором участвовал здоровый доброволец. Легко видеть, что значения  $\beta_T$  увеличивались по мере увеличения нагрузки, а затем снижались в период отдыха (реституции).

Оказалось, что параметр  $\beta_T$  более чувствителен к величине нагрузки, чем

частота сердечных сокращение (ЧСС): под действием нагрузки изменения параметра  $\beta_T$  (в процентах по отношению к исходному состоянию) происходит быстрее, чем изменение ЧСС (рис. 10).

Интересные результаты удалось получить после статистической обработки экспериментальных данных, полученных в инфарктном отделении городской клинической больницы № 5 г. Киева. Установлено [23], что изменение показателя  $\beta_T$  отражает динамику протекания острого коронарного синдрома на госпитальном этапе. Уменьшение показателя  $\beta_T$  может служить маркером благоприятного исхода лечения. В то же время отсутствие динамики или увеличение показателя  $\beta_T$  дает основание отнести больных к группе высокого риска развития неблагоприятного исхода острого коронарного синдрома.

С использованием ИТ ФАЗАГРАФ® на кафедре внутренних болезней № 1 Медицинского института Украинской ассоциации народной медицины были обследованы амбулаторные больные с гипертонической болезнью. Статистическая обработка результатов показала [24], что показатель  $\beta_T$  симметризация зубца  $T$  является более ранним признаком электрофизиологических изменений в миокарде, возникших у больных с высоким артериальным давлением, чем традиционные критерии. Обнаружены также достоверные корреляционные связи между  $\beta_T$  и индексом напряжения, который отражает активность механизмов симпатической регуляции, а также между  $\beta_T$  и уровнем диастолического давления.

Подтверждена также эффективность применения ИТ ФАЗАГРАФ® в медицине труда, спортивной медицине, а также при решении задач практической педиатрии [25].

## Выводы

Разумеется, информация только от одного ЭКГ отведения, которая используется ИТ ФАЗАГРАФ®, не может служить основой стандартного ЭКГ-заключения. В то же время клинические эксперименты подтвердили, что даже такая ограниченная информация при обработке ЭКГ в фазовом пространстве позволяет интегрально судить о функциональном состоянии сердечной деятельности и выявлять (с определенной степенью достоверности) начальные признаки ишемии миокарда.

На основании проведенных исследований и медицинских испытаний можно

утверждать, что предложенный метод обработки ЭКГ в фазовом пространстве координат является информативным для оперативного контроля функционального состояния сердца человека. Показатель  $\beta_T$ , характеризующий симметрию зубца  $T$  в фазовом пространстве, представляет собой чувствительный и надежный прогностический маркер ишемии миокарда, пригодный для использования в клинической практике.

ИТ ФАЗАГРАФ® может найти широкое применение при проведении массовых профилактических обследований (скрининга) с целью выявления лиц с начальными признаками ИБС, а также в специализированных клиниках для оптимизации ведения больных с острым коронарным синдромом.

Простота в использовании сенсора с пальцевыми электродами для регистрации ЭКГ и «дружелюбность» интерфейса ИТ ФАЗАГРАФ® позволяет использовать эту технологию в домашних условиях как приставку к бытовому компьютеру для объективной самооценки функционального состояния и накопления данных для последующих консультаций с врачом.

Такой подход к «распределенной» диагностике, когда данные за достаточно большой промежуток времени накапливает сам пациент, а врач их интерпретирует, позволяет сделать гораздо более обоснованное заключение о состоянии сердечно-сосудистой системы, чем эпизодический «контакт» пациента с врачом с использованием традиционных инструментальных средств.

## Литература

1. Корнацкий В. М. Проблемы здоровья сушества та продовження життя. – Київ: Інститут кардіології ім. М. Д. Стражеска, 2006. – 46 с.
2. Мурашко В. В., Струтынський А. В. Електрокардіографія. – М.: Медицина. – 1991. – 288 с.
3. Connolly D. C., Elveback L. R., Oxman H. A. Coronary heart disease in residents of Rochester, Minnesota: Prognostic value of the resting electrocardiogram at the time of initial diagnosis of angina pectoris // Mayo Clin. Proc. – 1984. – 59. – P. 247–250.
4. Валу́жис А. К., Рашимас А. П. Статистический алгоритм структурного анализа электрокардиосигнала // Кибернетика. – 1979. – № 3. – С. 91–95.
5. Furno G., Tompkins W. QRS detection using automata theory in battery powered microprocessor system // Proc. IEEE Frontiers Eng. Health Care. – 1982. – Vol. 9. – P. 155.
6. Poli R., Cagnoni S., Valli G. Genetic design of optimum linear and non-linear

- QRS detectors // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1995. – Vol. 42. – No. 11. – P. 1137–1141.
7. Беркутов А. М., Гуржин С. Г., Дунаев А. А., Прошин Е. М. Повышение эффективности регистрации формы электрокардиосигнала корреляционной обработкой в цифровой осциллографии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2002. – № 7. – С. 4–13.
8. Zywiencz C., Borovsky D., Goettsch G., Joseph G. Methodology of ECG Interpretation in the Hanover Program // Meth. Inf. Med. – 1990. – No 29. – P. 375.
9. Goldberger A. L. Fractal mechanisms in the electrophysiology of the heart // IEEE Eng. Med. Biol. – 1992. – No 11. – P. 47–52.
10. Генкин А. А. Новая информационная технология анализа медицинских данных. – СПб: Политехника, 1999. – 192 с.
11. Чайковский И. А. Амбулаторное мониторингирование ЭКГ: Новые информационные технологии и средства измерения // Журн. АМН України, 2009, т. 15, № 4. – С. 769–779.
12. Файнзильберг Л. С. Диагностика состояния объектов по фазовым траекториям наблюдаемых сигналов с локально сосредоточенными признаками // Проблемы управления и информатики. – 2004. – № 2. – С. 56–67.
13. Файнзильберг Л. С. Восстановление эталона циклических сигналов на основе использования хаусдорфовой метрики в фазовом пространстве // Кибернетика и системный анализ. – 2003. – № 3. – С. 20–28.
14. Файнзильберг Л. С. Синтез информационных технологий обработки сигналов в задачах косвенного контроля и диагностики // Управляющие системы и машины. – 1998. – № 2. – С. 40–47.
15. Файнзильберг Л. С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. – Киев: Наукова Думка, 2008. – 330 с. ISBN 978-966-00-0805-2.
16. Файнзильберг Л. С., Глушаускене Г. А. Узкополосный режекторный фильтр для подавления сосредоточенных гармонических помех на основе дискретного преобразования Фурье // Проблемы управления и информатики. – 2009. – № 4. – С. 111–125. Поправка к статье. – Там же. – 2009. – № 5. – С. 155.
17. Сергиенко А. Б. Цифровая обработка сигналов. – СПб: Питер, 2003. – 608 с.
18. Файнзильберг Л. С. Адаптивное сглаживание шумов в информационных технологиях обработки физиологических сигналов // Математичні машини і системи. – 2002. – № 3. – С. 96–104.
19. Файнзильберг Л. С. Компьютерный анализ и интерпретация электрокар-



- диограмм в фазовом пространстве // Системні дослідження та інформаційні технології. – 2004. – № 1. – С. 32–46.
20. Халфен Э. Ш, Сулковская Л. С. Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца Т ЭКГ // Кардиология. – 1986. – № 6. – С. 60–62.
  21. Власов В. В. Введение в доказательную медицину. – М.: Медиа Сфера, 2001. – 392 с.
  22. Чайковский И. А., Нещерет О. П., Файнзильберг Л. С., Ровенец Р. А., Мойбенко О. О. Дослідження функції серця при ішемії міокарда за допомогою нового методу обробки електрокардіограми // Фізіологічний журнал. – 2008. – 54. – № 6. – С. 42–48.
  23. Чайковский И. А., Батушкин В. В., Файнзильберг Л. С., Стаднюк Л. А., Семергей Н. А., Чичерова Т. С., Холодняк И. В. Эффективность оценки течения острого коронарного синдрома по данным анализа первого отведения ЭКГ на фазовой плоскости // Журнал Академії медичних наук. – 2007. – 13. – № 1. – С. 104–113.
  24. Чабан Т. І., Чайковский И. А., Файнзильберг Л. С., Лихогра І. П., Лихогра С. П., Кухарев О. В. Возможности анализа электрокардиограмы у фазовому просторі та варіабельності ритму серця в амбулаторних пацієнтів із гіпертонічною хворобою // Український медичний часопис. – 2009. – № 2 (70) – III–IV 2009. – С. 126–128.
  25. Омельченко Л. І., Чайковский И. А., Ошлянська О. А., Файнзильберг Л. С. Нові підходи до скринінгового обстеження серця у дітей з патологією сполучної тканини // Современная педиатрия. – 2010. – № 4 (32). – С. 117–121.

## FASEGRAF® — effective information technology of ECG processing for screening of coronary artery disease

L. S. Fainzilberg

International Scientific Training Centre of Information Technologies and Systems of the NAS, Ministry of Education

### Abstract

A new approach to information technology for screening of coronary artery disease are proposed. The approach is based on the processing of ECG in the phase space. A brief descriptions of the proposed computational algorithms are given. Their advantages over traditional signal processing in time domain are shown. The results of information technology's clinical trials are given.

**Key words:** information technology, coronary artery disease, ECG, phase space.

## ФАЗАГРАФ® — ефективна інформаційна технологія обробки ЕКГ в задачі скринінгу ішемічної хвороби серця

Л. С. Файнзильберг

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

### Резюме

Розглянуто новий підхід до побудови інформаційної технології скринінгу ішемічної хвороби серця. Підхід ґрунтується на обробці ЕКГ у фазовому просторі. Дана

коротка характеристика запропонованих обчислювальних алгоритмів. Показано їх переваги в порівнянні з традиційною обробкою сигналу у часовій області. Наведено результати клінічних випробувань інформаційної технології.

**Ключові слова:** інформаційна технологія, ішемічна хвороба серця, ЕКГ, фазовий простір.

### 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