

DOI <https://doi.org/10.15407/usim.2018.03.003>

УДК 616.12-07

Л.С. ФАЙНЗИЛЬБЕРГ, д-р техн. наук, профессор, глав. науч. сотруд.,
Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем
НАН Украины и МОН Украины, просп. Глушкова, 40, Киев 03187, Украина,
fainzilberg@gmail.com

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ — ГЛАВНЫЙ ИНСТРУМЕНТ ПОСТРОЕНИЯ СРЕДСТВ ЦИФРОВОЙ МЕДИЦИНЫ

Сформулировано определение интеллектуальной ИТ обработки сигналов сложной формы. Описаны вычислительные процедуры, обладающие свойствами естественного интеллекта — способностью приспосабливаться к изменяющимся ситуациям, распознавать классы ситуаций внешней среды и совершенствовать собственные потребительские свойства по мере эксплуатации. Эффективность предложенных процедур продемонстрирована на примере фазаграфии — интеллектуальной ИТ для интегральной оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы по тонким изменениям формы ЭКГ, незаметным при традиционном способе ее анализа и интерпретации.

Ключевые слова: цифровая медицина, информационная технология, сигнал сложной формы, локализованная диагностическая информация

Введение

В начале 60-х годов прошлого столетия сформировалось новое научное направление — биологическая и медицинская кибернетика, — прошедшее долгий путь развития собственных математических, инструментальных и информационных методов получения знаний о сложноорганизованных живых системах [1–3].

Впоследствии, в результате исследований, были созданы математические модели как отдельных органов в норме и патологии, так и математические модели, ориентированные на диагностику, прогнозирование и лечение различных заболеваний. Большое внимание было уделено также автоматизации организационно-управленческих задач в клиниках, больницах и учреждениях здравоохранения.

Отмечая несомненную существенность этих результатов, следует, однако, признать, что на начальном этапе становления биологическая

и медицинская кибернетика не обеспечила эффективное решение целого ряда проблем [4]. В частности, не удалось создать условий для массовых профилактических обследований, обеспечивших выявление опасных заболеваний на ранних стадиях, снизить стоимость медицинских услуг, обеспечить их доступность широким слоям населения, приблизить средства диагностики и лечения непосредственно к пациентам.

Понятно, что эти проблемы не могли быть преодолены лишь незначительными доработками и упрощением приборов клинического использования. Оказалось, что разработка простых и надежных персонализированных медицинских средств нуждается в применении новых подходов к обработке информации и специфических методов предоставления результатов обработки пользователю, не имеющему специальных медицинских знаний [5].

Ситуация кардинально изменилась с появлением нового класса информационных технологий (ИТ) — интеллектуальных ИТ, реализующих элементы естественного интеллекта. В отличие от традиционных, такие технологии оперируют обобщенными понятиями — образами, анализ которых порождает более полную и целостную картину изучаемых явлений, что позволяет повысить достоверность принимаемых решений.

Применение интеллектуальных ИТ привело к новой парадигме здравоохранения — цифровой медицине.

Цель статьи — сформулировать определение интеллектуальной ИТ обработки сигналов сложной формы и на примере решения конкретной задачи продемонстрировать роль такой технологии в повышении эффективности средств цифровой медицины.

Цифровая медицина в кардиологии

Понятие *цифровая медицина* не следует отождествлять с *любым* медицинским изделием, построенным на элементах цифровой вычислительной техники. Например, в медицинской практике широко используют цифровые электрокардиографы, которые реализуют *традиционные* алгоритмы диагностики, основанные на многолетнем опыте кардиологов визуально оценивать электрокардиограмму (ЭКГ).

Безусловно, применение цифровых электрокардиографов облегчает труд медицинского персонала и сокращает время получения результатов диагностики. Однако, по мнению автора, цифровые электрокардиографы, реализующие лишь *традиционные* подходы к обработке ЭКГ, не следует относить к изделиям цифровой медицины, поскольку они не привели к достижению главной цели — повышению достоверности результатов диагностики.

Согласно [6], ЭКГ покоя, оцениваемая по общепринятым критериям, остается нормальной приблизительно у 50 процентов больных хронической формой ишемической болезни сердца (ИБС), в том числе во время эпизодов дискомфорта в грудной клетке. Поэтому опыт-

ные клиницисты часто по-прежнему предпочитают визуальную оценку ЭКГ, не полностью доверяя компьютерным алгоритмам, которые порой приводят к ошибочным решениям [7].

В Международном научно-учебном центре информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины (МНУЦ ИТиС) разработан инновационный метод обработки ЭКГ, получивший название *фазаграфия* [8]. Отличительная особенность метода состоит в применении интеллектуальной ИТ для обработки наблюдаемого временного сигнала $z(t)$ на фазовой плоскости $z(t), \dot{z}(t)$, где $\dot{z}(t)$ — скорость изменения электрической активности сердца [9–12].

Истоками фазаграфии послужили исследования в рамках международного проекта по программе *TRANSFORM* [13], при выполнении которого был использован многоканальный электрокардиограф с традиционными 12-ю отведениями, и на клиническом материале доказана высокая информативность метода фазаграфии в сравнении с обработкой ЭКГ во временной области.

Дальнейшие исследования были направлены на приближение метода фазаграфии непосредственно к пациенту, в том числе при домашнем использовании. Эти исследования завершились созданием и передачей в серийное производство программно-технического комплекса ФАЗАГРАФ[®], в котором использован портативный микропроцессорный датчик с пальцевыми электродами.

Упрощенный метод регистрации ЭКГ потребовал применения *интеллектуальной* ИТ [14], которая позволила по одноканальной ЭКГ получать дополнительную диагностическую информацию, выявлять тонкие изменения формы сигнала, гарантировать персонализацию диагностических решений и предоставлять информацию о начальных признаках сердечных патологий.

Фазаграфия — один из примеров удачного использования результатов фундаментальных исследований, направленных на поиск интеллектуальных методов обработки *сигналов слож-*

ной формы с локализованной диагностической информацией [15], которые в итоге обеспечили создание нового средства цифровой медицины в кардиологии.

Сигналы сложной формы

При построении компьютерных систем технической и медицинской диагностики часто возникает необходимость извлечения информации из временного сигнала $z(t)$, когда он имеет сложную форму, а диагностические признаки сосредоточены на небольших интервалах $\Delta t_i \ll T_0, \forall i=1, 2, \dots$, области определения $T_0 = [t_1, t_2]$ сигнала $z(t)$.

Характерные примеры таких сигналов (рис. 1) — ЭКГ, несущая информацию об электрической активности сердца, и термограмма кристаллизации железоуглеродистого расплава.

Несмотря на различие физической природы объектов, порождающих эти сигналы, они имеют *общую особенность*: содержат характерные фрагменты, по которым *косвенно* можно оценить состояние объекта. Так, амплитудно-временные параметры формы информативных фрагментов ЭКГ (рис. 1, а) несут информацию о состоянии сердечной мышцы (миокарда), а параметры фрагментов термограммы (рис. 1, б), вызванные термическими эффектами фазовых превращений, несут информацию о химическом составе расплава.

В свое время эффективные процедуры извлечения диагностической информации из зашумленных термограмм были разработаны и реализованы в цифровых анализаторах «УГЛЕРОД» и ИТ «ТЕРМОГРАФ» [16] для определения комплекса 12 технологических показателей химического состава расплава по ходу плавки (содержание углерода, кремния, марганца и других элементов), а также прогнозирования механических свойств — прочности на растяжение и твердости.

Этот положительный опыт позднее был использован при разработке фазаграфии — интеллектуальной ИТ извлечения диагностической информации из ЭКГ и других физиологических сигналов сложной формы.

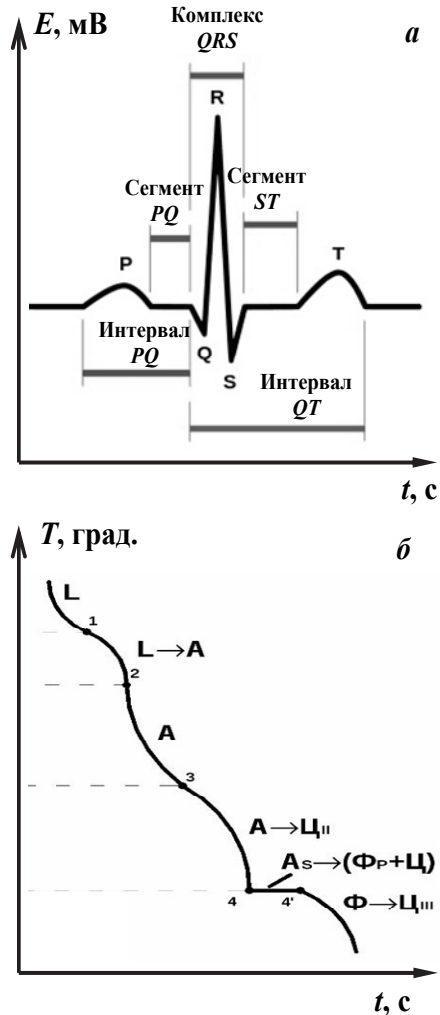


Рис. 1. Примеры сигналов с локализованной информацией

Согласно [17] процесс порождения ЭКГ реалистической формы может быть описан математической моделью

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

в которой

$$\tilde{A}_{im} = A_i (1 + \alpha_{im}), \quad (2)$$

$$\tilde{\mu}_{im} = \mu_i (1 + \delta_{im}), \quad (3)$$

$$\tilde{b}_{im} = \begin{cases} b_i^{(1)} (1 + \varepsilon_{im}^{(1)}) & \forall t \leq \mu_{im}, \\ b_i^{(2)} (1 + \varepsilon_{im}^{(2)}) & \forall t > \mu_{im}, \end{cases} \quad (4)$$

где $A_i, \mu_i, b_i^{(1)}, b_i^{(2)}$ — параметры, определяющие форму информативных фрагментов *полезного сигнала* $z_0(t)$ — зубцов P, Q, R, S, T и сегмента $S-T$ в виде *несимметричных* гауссовых функций, а $\alpha_{im}, \delta_{im}, \varepsilon_{im}^{(1)}, \varepsilon_{im}^{(2)}$ — последовательности реализаций независимых случайных величин, которые с нулевыми математическими ожиданиями распределены на интервалах

$$\alpha_{im} \in [-\alpha_i^0, \alpha_i^0], \delta_{im} \in [-\delta_i^0, \delta_i^0], \quad (5)$$

$$\varepsilon_{im}^{(1)} \in [-\varepsilon_i^0, \varepsilon_i^0], \varepsilon_{im}^{(2)} \in [-\varepsilon_i^0, \varepsilon_i^0], \quad (6)$$

ограниченных фиксированными числами $\alpha_i^0, \delta_i^0, \varepsilon_i^0$.

Числа $\alpha_i^0, \delta_i^0, \varepsilon_i^0$ определяют степень *независимых* случайных искажений амплитудно-временных параметров $A_i, \mu_i, b_i^{(1)}, b_i^{(2)}$ эталона $z_0(t)$ на наблюдаемой последовательности $z_m(t), m = 1, \dots, M$ сердечных циклов.

Будем полагать, что аддитивное возмущение

$$h(t) = h_1(t) + h_2(t) \quad (7)$$

порождают два типа помех — частотная $h_1(t)$, вызванная сетевыми наводками, и случайная $h_2(t)$, обусловленная мышечным тремором в месте наложения электрода.

Стохастическая модель (1)–(7) позволила обосновать эффективность метода фазаграфии и провести необходимые экспериментальные исследования по оценке метрологических характеристик программно-технического комплекса ФАЗАГРАФ®

Базовые определения

Прежде чем демонстрировать эффективность метода фазаграфии сформулируем некоторые базовые определения.

Слово *технология* объединяет два термина: *техно* (греч. *téchnē* — искусство, мастерство, умение) и *логия* (греч. *logos* — наука). Таким образом *в общем случае* технология представляет собой искусство преобразования некоторого сырья в продукт (например, железной руды в сталь), а наука технологии направлена на поиск наиболее эффективных способов такого преобразования.

Отсюда следует такое определение [18].

Определение 1. ИТ обработки сигналов — совокупность вычислительных процедур, обеспечивающих переход от наблюдаемого сигнала (сырье технологии) к информации, ориентированной на конкретного пользователя (продукт технологии).

Исследования показали, что ИТ обработки сигналов сложной формы требует применения ряда вычислительных процедур, обладающих свойствами адаптации, обобщения, обучаемости и другими свойствами естественного интеллекта [14].

Поэтому введем такое определение.

Определение 2. Интеллектуальная ИТ обработки сигналов *сложной* формы — совокупность вычислительных процедур, обладающих свойствами *естественного интеллекта*, которые обеспечивают эффективное извлечение *локализованной* диагностической информации (продукт технологии) из сигналов, искаженных внутренними и внешними возмущениями (сырье технологии).

Возможны формальный и неформальный (эвристический) подходы к построению вычислительных процедур, реализующих отдельные этапы ИТ.

Первый подход основан на решении оптимизационной задачи: вычислительная процедура строится *формально* из условия минимума (максимума) некоторого критерия (суперкритерия) \mathfrak{Z} , характеризующего эффективность конкретного этапа обработки.

Например, байесовская схема классификации основана на минимуме критерия \mathfrak{Z} , представляющего собой средний риск принимаемых решений, а процедура построения регрессионной модели — на основе минимума критерия \mathfrak{Z} , представляющего собой среднеквадратическую ошибку аппроксимации экспериментальных данных функцией, заданной с точностью до неизвестных параметров.

Понятно, что не все вычислительные процедуры могут быть построены на основе формального подхода. Далеко не всегда удается выразить критерий \mathfrak{Z} эффективности конкретного этапа обработки сигнала в виде выпуклой функции, для которой можно провес-

ти глобальную оптимизацию. Можно указать и другие причины ограничений формального подхода.

В таких ситуациях не остается ничего иного, как строить вычислительную процедуру неформально на основе интуиции, а критерий \mathfrak{Z} использовать лишь для оценки ее эффективности.

Пусть \mathfrak{Z}_0 — априорное значение критерия \mathfrak{Z} определенного этапа ИТ, которое может быть оценено экспертом до использования некоторой вычислительной процедуры \mathfrak{R} , а \mathfrak{Z}_1 — апостериорное значение критерия \mathfrak{Z} , оцененное после использования этой процедуры.

Тогда правомерно ввести такие определения.

Определение 3. Процедура \mathfrak{R} эффективна, если выполняется *строгое* неравенство:

$$\mathfrak{Z}_1 < \mathfrak{Z}_0. \quad (8)$$

Определение 4. Процедура $\mathfrak{R}^{(i)}$ более эффективна, чем процедура $\mathfrak{R}^{(j)}$, если для апостериорных значений соответствующих критериев справедливо *строгое* неравенство:

$$\mathfrak{Z}_1^{(i)} < \mathfrak{Z}_1^{(j)}. \quad (9)$$

Таким образом, при неформальном построении интеллектуальной вычислительной процедуры не обязательно решать оптимизационную задачу поиска глобального минимума. Более того, в соответствии с введенными определениями, процедура остается эффективной даже если она не удовлетворяет *локальному* минимуму критерия \mathfrak{Z} , а лишь позволяет уменьшить значение критерия \mathfrak{Z} в сравнении с его априорным значением.

Разумеется, сформулированные определения естественным образом могут быть переформулированы, если процедура \mathfrak{R} направлена на увеличение значения \mathfrak{Z} .

На основании (8) и (9) выбор подходящей процедуры при интерактивном синтезе прикладной ИТ можно обеспечить методом проб и ошибок.

Рассмотрим на примере фазаграфии возможности интеллектуальных вычислительных процедур, обеспечивших повышение эффективности персонифицированных изделий цифровой медицины.

Реализация интеллектуального свойства адаптации

В общем случае, адаптацией будем называть способность интеллектуальной ИТ *приспосабливаться* к заранее неизвестным ситуациям внешней среды.

В методе фазаграфии свойство адаптации обеспечило автоматическую настройку процедур обработки ИТ, направленных на эффективное восстановление полезного сигнала $z_0(t)$ по реализации

$$z(t) = \Phi[z_0(t), \xi(t)] + h(t),$$

наблюдаемой в условии искажения внутренними $\xi(t)$ и внешними $h(t)$ возмущениями, где $\Phi[\cdot]$ — неизвестная функция.

Сложность фильтрации аддитивной полигармонической помехи

$$h[k] = \sum_{g=1}^G a_g \cos(2\pi f_g k \Delta + \phi_g), \quad (10)$$

которая искажает реальные ЭКГ, состоит в том, что амплитуды a_g и начальные фазы ϕ_g гармоник заранее неизвестны, а частоты f_g гармоник могут быть известны лишь с точностью до ограничений f_g^{\min} , f_g^{\max} сверху и снизу, т.е.

$$f_g^{\min} \leq f_g \leq f_g^{\max}, \quad (11)$$

причем диапазоны $\Delta_g = f_g^{\max} - f_g^{\min}$ находятся в области нагруженных частот полезного сигнала $z_0[\cdot]$.

Разработанный узкополосный режекторный фильтр реализует алгоритм *адаптивной* фильтрации, основанный на процедурах прямого и обратного дискретного преобразований Фурье (ДПФ) [19]. Оригинальность фильтра состоит в использовании специальной поисковой процедуры, обеспечивающей «контрастирование» спектра гармонической помехи благодаря автоматической настройке фильтра для подавления эффекта растекания спектра (*spectrum leakage*) помехи, искажающей конкретную реализацию.

Поисковая процедура обеспечивает автоматическое сокращение числа дискретных зна-

чений обрабатываемого сигнала от начального значения K до оптимального числа K_{opt} , при котором подавляется или полностью устраняется эффект растекания спектра (рис. 2)

Формально процедура поиска имеет вид

$$K_{\text{opt}} = \arg \max_{K_j \in [K - \delta_K, K]} \left\{ \frac{\max_{n \in \Omega_h} C_n(K_j)}{\sum_{n \in \Omega_h} C_n(K_j)} \right\}, \quad (12)$$

где $C_n(K_j)$, $n = -K_j/2, \dots, 0, \dots, K_j/2$ — спектральные компоненты, построенные на основе прямого ДПФ для каждого $K_j \in [K - \delta_K, K]$, Ω_h — множество номеров спектральных компонент с частотами, принадлежащими интервалу $[f_g^{\min}, f_g^{\max}]$, а δ_K — допустимое сокращение числа точек обрабатываемого массива.

В качестве оценки частоты \hat{f}_g гармонической помехи принимается значение максимальной спектральной компоненты на интер-

вале $[f_g^{\min}, f_g^{\max}]$, вычисленной при K_{opt} . Далее проводится модификация спектра (обнуление компонент, соответствующих частотам \hat{f}_g и $-\hat{f}_g$) и восстановление полезного сигнала во временной области на основе процедуры обратного ДПФ.

Для иллюстрации эффективности предложенной процедуры на рис. 3. показан результат фильтрации модельной ЭКГ, зашумленной гармонической помехой с частотой 16,68 Гц, амплитуда которой составляла 50 процентов диапазона изменения полезного сигнала.

Интеллектуальное свойство адаптации использовано также для подавления случайных помех, представляющих собой последовательность $h[k]$, $k = 1, 2, \dots, K$ независимых случайных величин, которые по неизвестному закону распределены на интервале $[-h_0, h_0]$, причем $M\{h\} = 0$, $M\{h[i]h[j]\} = 0$, $i \neq j$, где $M\{\cdot\}$ —

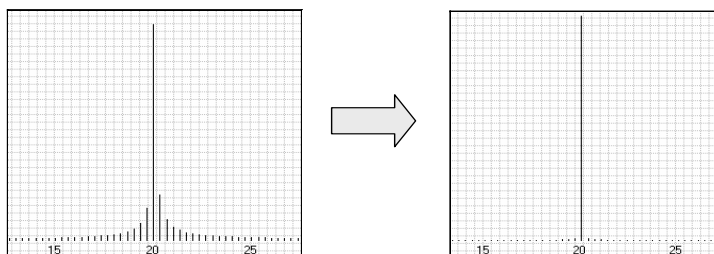


Рис. 2. Исходный (слева) и контрастированный (справа) спектры гармонической помехи

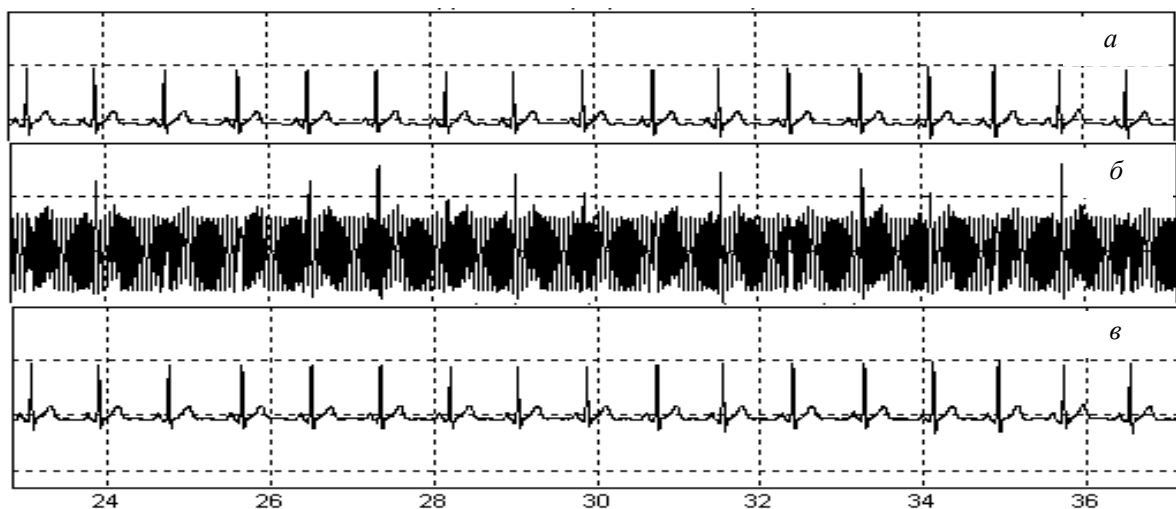


Рис. 3. Частотная фильтрация ЭКГ: а — полезный сигнал, б — зашумленный сигнал, в — результат фильтрации

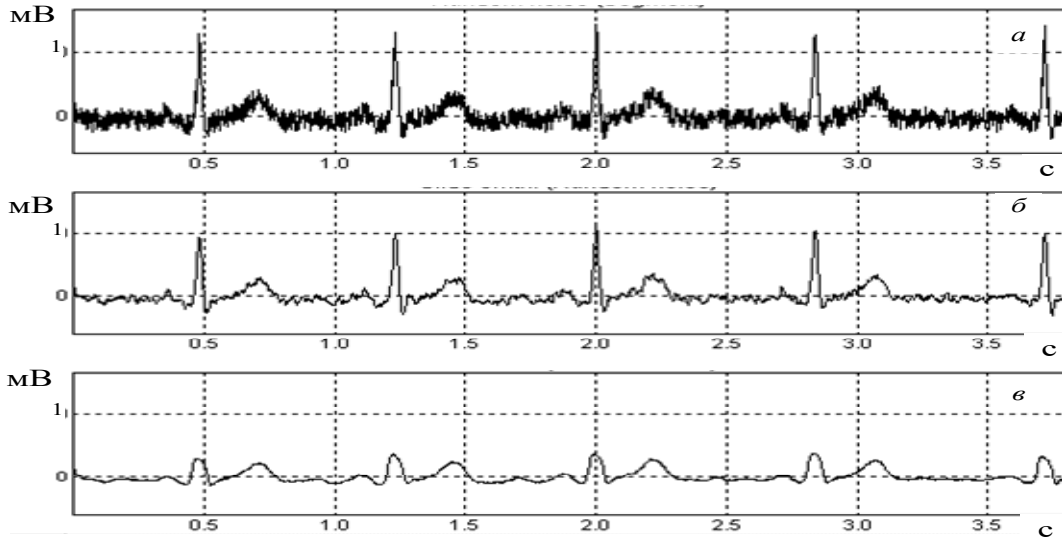


Рис. 4. Сглаживание реальной ЭКГ: а — зашумленной случайной помехой; б — при $W_0 = 7$; в — при $W_0 = 30$

знак математического ожидания, а $h_0 > 0$ — константа, ограничивающая уровень помехи.

Применение *традиционного* алгоритма скользящего среднего

$$\hat{z}_0[k] = \frac{1}{2W_0 + 1} \sum_{j=-W_0}^{W_0} z[k-j] \quad (13)$$

неэффективно для обработки ЭКГ, поскольку существует противоречие выбора оптимального значения окна сглаживания W_0 : при уменьшении W_0 не обеспечивается желательный эффект подавления шумового компонента, а при увеличении W_0 происходят недопустимые искажения полезного сигнала (рис. 4).

Для преодоления указанного недостатка в фазографии применен усовершенствованный алгоритм скользящего среднего [20], основная идея которого состоит в *адаптации* окна сглаживания к конкретному сигналу.

Формально предлагаемый алгоритм реализует формула

$$\hat{z}_0[k] = \frac{1}{2W_k + 1} \sum_{j=-W_k}^{W_k} y[k-j], \quad (14)$$

которая отличается от традиционной процедуры (13) тем, что число усредняемых точек в окне *зависит* от номера k обрабатываемой точки.

Значение параметра W_k , фигурирующего в (14), определяется из условий

$$W_k \leq W_0, \quad (15)$$

$$|\hat{z}[k] - z[k]| \leq h_0, \quad (16)$$

$$|W_k - W_{k-1}| \leq 1, \quad (17)$$

где W_0 — ограничение на параметр сглаживания, задаваемый пользователем.

Поскольку предполагается, что уровень случайной помехи $h(k)$ ограничен по модулю величиной h_0 , т.е.

$$h(k) \in [-h_0, h_0] \quad \forall k = 0, \dots, K-1, \quad (18)$$

то всякое отклонение сглаженного значения $\hat{z}_0[k]$ от наблюдаемого $z[k]$, превышающее h_0 , можно объяснить лишь тем, что сигнал чрезмерно сглажен. Поэтому совместное выполнение ограничений (16) и (18) позволяет приспособить (адаптировать) параметр W к обрабатываемому сигналу так, чтобы, с одной стороны, обеспечить максимальную степень сглаживания, а, с другой, — не допустить искажения сигнала, превышающее заданный порог h_0 .

Результат адаптивного сглаживания модельной ЭКГ, наблюдаемой на фоне 10 процентов случайного шума представлен на рис. 5.

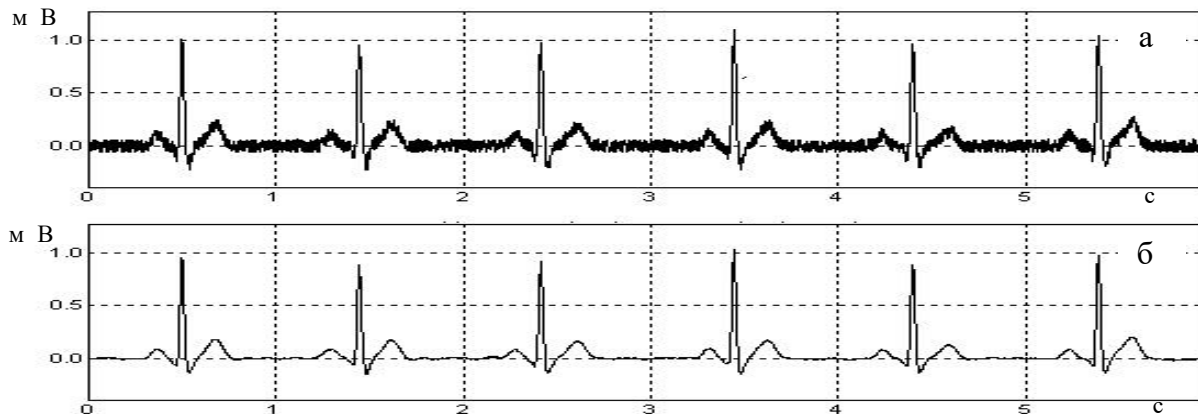


Рис. 5. Адаптивное сглаживание зашумленной ЭКГ

Алгоритм адаптивного сглаживания обеспечил также *регуляризацию* процедуры численного дифференцирования сигнала $z(t)$, что обеспечило возможность эффективно восстановить (оценить) полезный сигнал $z_0(t)$ по наблюдению (10) в условиях внутренних неаддитивных возмущений $\xi(t)$.

Для того чтобы продемонстрировать преимущество предложенного подхода, предельно упростим модель (1) и допустим, что внешние возмущения уже подавлены ($h(t) \equiv 0$), а наблюдаемые циклы $z_m(t)$, $m = 1, \dots, M$ имеют одинаковую форму зубцов P, Q, R, S, T , но при внутренних возмущениях $\xi(t)$ варьируют моменты появления только одного из них — зубца T .

В этом случае из (1) следует упрощенная модель порождения ЭКГ

$$z_m(t) = \sum_i A_i \exp\left[-\frac{(t - \tilde{\mu}_{im})^2}{2b_i^2}\right], \quad (19)$$

в которой

$$\tilde{\mu}_{im} = \begin{cases} \mu_i, & \text{если } i \neq T, \\ \mu_T(1 + \delta_{Tm}), & \text{если } i = T, \end{cases} \quad (20)$$

где μ_T — момент появления экстремального значения зубца T на эталонном сигнале $z_0(t)$, а $\delta_{Tm} \in [\delta_T^0 - \delta_T^0]$ — последовательность независимых случайных величин, которые с нулевым математическим ожиданием $M\{\delta_T\} = 0$ распределены на интервале, ограниченном числами $\pm\delta_T^0$.

Традиционный подход к оценке $z_0(t)$ по наблюдаемой ЭКГ, применяемый в большинстве существующих электрокардиографов [21], сводится к усреднению во *временной области* наблюдаемых циклов ЭКГ.

На рис. 6 представлен результат усреднения трех циклов $z_1(t)$, $z_2(t)$, $z_3(t)$ (рис. 6, а), порожденных моделью (19), (20), синхронизированные по максимуму зубца R (рис. 6, б). Видно, что форма зубца T на усредненном цикле $\hat{z}_0(t)$ (рис. 6, в) существенно искажена. Понятно, что при синхронизации этих же циклов по максимуму зубцов T на усредненном цикле $\hat{z}_0(t)$ будет искажена уже форма других фрагментов — зубцов P, Q, R, S .

Описанную проблему можно, казалось бы, преодолеть, если синхронизировать *интервалы*, на которых сосредоточены отдельные фрагменты. Однако в реальных ситуациях зубцы P, Q, R, S, T не имеют четких границ, а значит, не так просто синхронизировать указанные интервалы.

Таким образом, тривиальная процедура усреднения сердечных циклов во временной области приводит к «размыванию» формы информативных фрагментов и, как следствие, к ошибкам в определении значений диагностических признаков, сосредоточенных на этих фрагментах.

В фазаграфии применен альтернативный подход к усреднению циклов ЭКГ, который

сводится к переходу от скалярного сигнала $z(t)$ к его отображению на плоскости с фазовыми координатами $z(t), \dot{z}(t)$ [21]. Убедимся (рис. 7) в том, что несмотря на варьирование моментов появления зубцов T на циклах $z_1(t)$, $z_2(t)$, $z_3(t)$ (рис. 7, а) фазовые траектории этих циклов в координатах $z(t), \dot{z}(t)$ совпадают (рис. 7, б). Отсюда следует, что при усреднении этих траекторий с последующим возвращением во временную область получим оценку $\hat{z}_0(t)$ (рис. 7, в) эталонного цикла $z_0(t)$ без каких-либо искажений.

Таким образом, предложенная процедура, в отличие от тривиальной, обладает еще одним интеллектуальным свойством — инвариантностью (нечувствительностью) к сдвигам в моменты появления информативных фрагментов ЭКГ, вызванных внутренним возмущением $\xi(t)$, что повышает эффективность оценки полезного сигнала $\hat{z}_0(t)$.

Реализация интеллектуального свойства обобщения

В общем случае интеллектуальным свойством обобщения назовем способность ИТ классифицировать ситуации внешней среды.

Свойство обобщения реализовано в фазографии для повышения эффективности оценки эталонного цикла по реальной ЭКГ. Задача состояла в том, чтобы перед усреднением исключить фазовые траектории, порожденные нетипичными циклами, т.е. циклами, вызванными экстрасистолами (преждевременными сокращениями сердечной мышцы) либо случайными артефактами.

Особенность процедуры автоматической классификации циклов ЭКГ состоит в том, что форма нетипичного цикла одной ЭКГ может быть типична для другой и наоборот, а значит, невозможно построить процедуру классификации, основанную на аналитическом описании формы циклов.

Предлагаемый алгоритм основан на единственном предположении, что число нетипичных циклов M_N значительно меньше общего числа M обрабатываемых циклов, т.е.

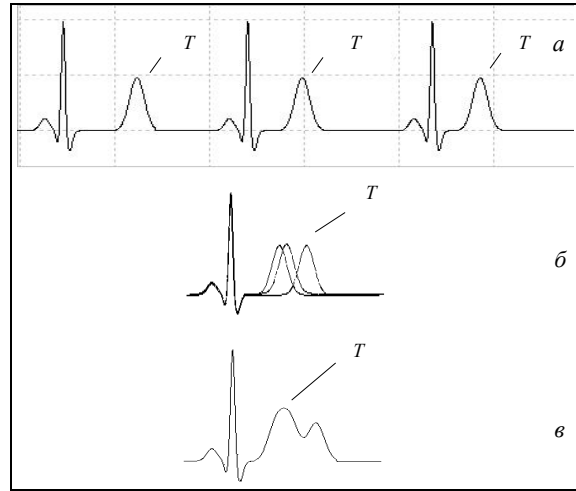


Рис. 6. Результат усреднения циклов ЭКГ во временной области

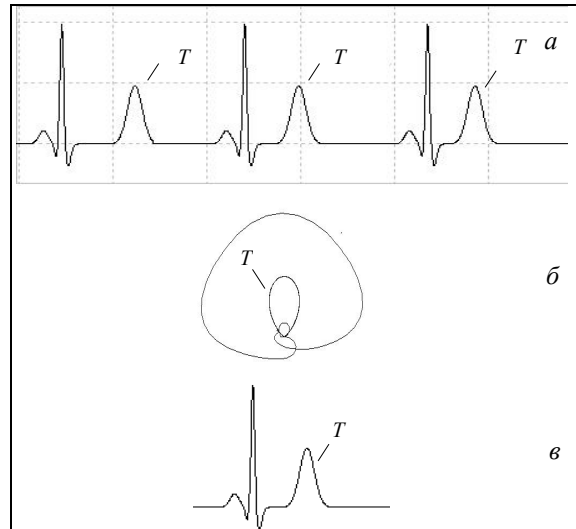


Рис. 7. Результат усреднения циклов ЭКГ на фазовой плоскости

$M_N \ll M$ (в противном случае определение *типичный цикл* теряет смысл).

Вычислим $M \times M$ матрицу хаусдорфовых расстояний

$$R_H(Q_k, Q_m) = \max \left\{ \max_{q_k \in Q_k} \min_{q_m \in Q_m} \rho(q_k, q_m), \max_{q_m \in Q_m} \min_{q_k \in Q_k} \rho(q_k, q_m) \right\} \quad (21)$$

между всеми парами Q_k и Q_m фазовых траекторий отдельных циклов ЭКГ, где $\rho(q_k, q_m) =$

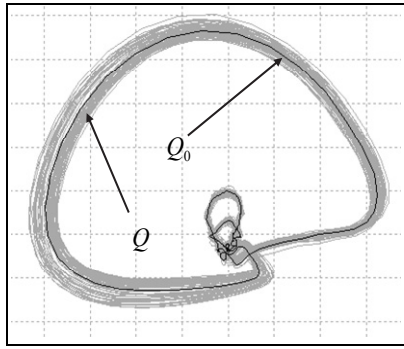


Рис. 8. Опорная траектория Q_0

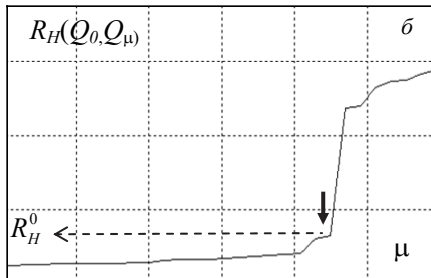
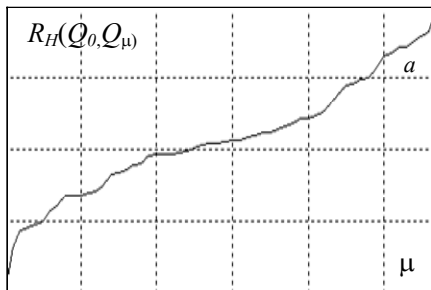


Рис. 9. Упорядоченные расстояния хаусдорфа

$= \|q_k - q_m\|$ — евклидово расстояние между нормированными векторами $q_k = (z_k, \dot{z}_k) \in Q_k$ и $q_m = (z_m, \dot{z}_m) \in Q_m$, принадлежащими k -й и m -й траекториям.

Номер строки этой матрицы, сумма элементов которой минимальна, определит траекторию

$$Q_0 = \arg \min_{1 \leq j \leq M} \sum_{i=1}^M R_H(Q_i, Q_j), \quad (22)$$

которую будем называть *опорной траекторией* в нормированном фазовом пространстве.

Поскольку в соответствии с (22) среднее расстояние от опорной траектории до остальных

траекторий минимально, траектория Q_0 расположена «внутри» множества $Q = \{Q_1, \dots, Q_M\}$ (рис. 8), причем в силу того, что $M_N \ll M$, траектория Q_0 заведомо порождена типичным циклом.

Этот факт позволяет обнаруживать нетипичные циклы по расстоянию до Q_0 . С этой целью упорядочим по возрастанию элементы той строки матрицы хаусдорфовых расстояний, которая соответствует Q_0 .

Полученная последовательность расстояний

$$\mathfrak{R} = R_H(Q_0, Q_\mu), \quad \mu \in [1, M] \quad (23)$$

дает представление о варибельности формы траекторий наблюдаемых сигналов по отношению к Q_0 .

Если наблюдаемый сигнал содержит *только* типичные циклы, то упорядоченные расстояния $R_H(Q_0, Q_\mu)$ возрастают более-менее плавно с ростом μ (рис. 9, а).

Если же на ЭКГ появляются нетипичные циклы, форма которых существенно отличается от опорного цикла, то последовательность \mathfrak{R} содержит один или несколько выраженных скачков (рис. 9, б). Определив положение первого из таких скачков, можно найти пороговое значение R_H^0 и тем самым выделить подмножество траекторий

$$\Omega_N = \{Q_\mu : R_H(Q_0, Q_\mu) < R_H^0\}, \quad (24)$$

подлежащих усреднению.

Эксперименты подтвердили эффективность предложенной процедуры классификации циклов реальных ЭКГ.

Реализация интеллектуального свойства обучаемости

В общем случае свойством обучаемости будем называть способность ИТ *улучшать* свои потребительские свойства по мере эксплуатации. Покажем, как интеллектуальное *свойство обучаемости* используется в фазаграфии.

Переход к обработке сигнала на фазовой плоскости $z(t), \dot{z}(t)$ позволил с высокой точностью оценивать оригинальный показатель β_T , характеризующий симметрию фрагмента реполяри-

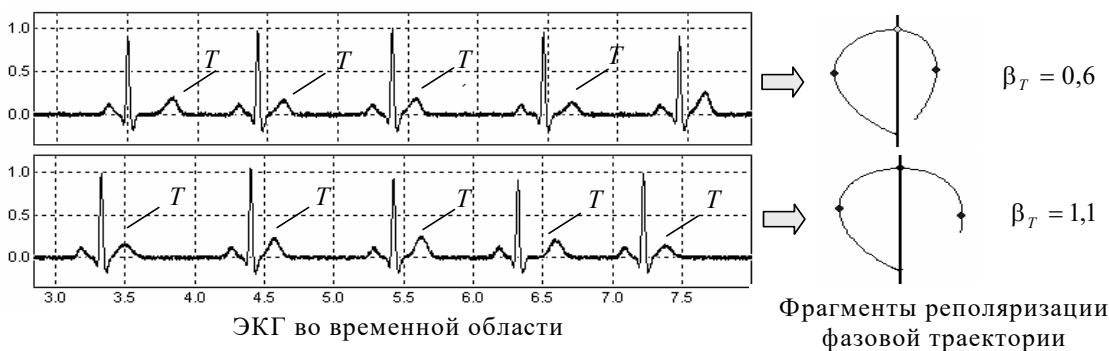


Рис. 10. ЭКГ с нормальным (вверху) и патологическим (внизу) значениями показателя β_T

зации ЭКГ (T -зубца) на фазовой плоскости. Диагностическая ценность этого показателя β_T подтверждена обработкой клинических данных, полученных в отделении ишемических болезней сердца Института кардиологии им. акад. Н.Д. Стражеско АМН Украины и четырех клиник Германии [22, 23]. Клинический материал составил 441 запись ЭКГ верифицированных больных ИБС и 387 записей ЭКГ здоровых добровольцев, включенных в контрольную группу.

Статистическая обработка данных показала, что оценка β_T даже в одном отведении (первом стандартном) позволяет при скрининговых обследованиях с чувствительностью $S_E = 81$ процент и специфичностью $S_p = 78$ процентов выявлять лиц с высоким риском ИБС, применяя пороговое решающее правило:

$$\begin{aligned} \text{ИБС,} & \quad \text{если } \beta_T > 0,72, \\ \text{Норма,} & \quad \text{если } \beta_T \leq 0,72. \end{aligned} \quad (25)$$

Следует отметить, 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 диагностическое правило (25), подтвердившее сравнительно высокие показатели чувствительности и специфичности на таком «сложном» клиническом материале, вполне можно считать приемлемым для профилактических обследований и решения задачи скрининга ИБС.

Следует также отметить, что ЭКГ с нормальными и патологическим значениями по-

казателя β_T практически неразличимы во временной области, но при переходе на фазовую плоскость $z(t)$, $\dot{z}(t)$ их надежное распознавание становится возможным (рис. 10).

При постоянном использовании фазаграфии в домашних условиях пациент может также получать дополнительную информацию о том, насколько его *текущее* состояние требует повышенного внимания, коррекции образа жизни, дополнительного приема назначенных лекарств или срочного обращения к врачу.

Для реализации такой возможности используется процедура обучения, которая при каждом сеансе тестирования позволяет уточнять *персональную* норму β_T^0 конкретного пользователя и на основе сравнения текущего значения диагностического признака β_T с β_T^0 выдает пользователю рекомендации по активности в виде понятного графического образа [24].

Программно-технический комплекс ФАЗАГРАФ®

Метод фазаграфии реализован в серийно выпускаемом программно-техническом комплексе ФАЗАГРАФ® для оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы, который обеспечивает:

- удобство регистрации ЭКГ посредством пальцевых электродов;
- автоматическую расшифровку результатов без участия медперсонала в любых условиях за одну минуту;



Рис. 11. ФАЗАГРАФ® на смартфоне: а — регистратор, б — смартфон, в — экран ввода ЭКГ, г — персональный индикатор

- персонализацию результатов тестирования с учетом индивидуальных особенностей организма;

- хранение накопленных данных для врача и возможность их статистической обработки.

ФАЗАГРАФ® состоит из микропроцессорного регистратора ЭКГ DC-0600 (разработчик АОЗТ «Сольвейг», Киев) с бесконтактной передачей данных по *BlueTooth* и компьютерной программы, которая реализует ИТ-обработки сигнала. Программа реализована в двух вариантах: для работы на персональном компьютере под управлением ОС *Windows* и на планшете (смартфоне) под управлением ОС *Android* (рис. 11).

ФАЗАГРАФ® прошел широкомасштабную апробацию (более 100 организаций) в разных сферах, в том числе для решения задач профилактической и клинической медицины,

контроля работников предприятий с повышенным техногенным риском (водители транспортных средств, операторы и пр.), в реабилитационных центрах и санаториях, спортивных и научно-исследовательских организациях, а также в школах для тестирования учеников перед уроками физкультуры.

ФАЗАГРАФ® ориентирован не только на медицинских работников, но и на пользователей, которые не имеют специальной медицинской подготовки, но хотят следить за своим здоровьем. Его постоянное использование в домашних условиях позволяет пациенту оптимизировать образ жизни, рационально распределяя режим нагрузок и отдыха, определять необходимость дополнительного приема назначенных лекарств, оценивать возможные опасные отклонения в работе сердца от персональной нормы и самостоятельно накапливать данные за большой промежуток времени для последующих консультаций с врачом.

Метод фазаграфии рекомендован МОЗ Украины для проведения скрининговых обследований с целью определения риска ИБС [25]. Перспективные возможности фазаграфии для решения актуальных задач не только в медицине, но и в других направлениях, описаны в [11, 14, 26].

Заключение

Интеллектуальные ИТ, обладающие элементами *естественного интеллекта* (способностью *приспосабливаться* к изменяющимся ситуациям, *распознавать* классы ситуаций внешней среды и *совершенствовать* свои потребительские свойства по мере эксплуатации) играют решающую роль в создании современных средств цифровой медицины.

На примере решения задачи извлечения локализованной диагностической информации из ЭКГ, искаженной внутренними и внешними возмущениями, продемонстрирована эффективность разработанных интеллектуальных вычислительных процедур.

Разработанные процедуры позволили создать отечественный портативный электрокардио-

граф ФАЗАГРАФ® с пальцевыми электродами, который реализует наукоемкую ИТ для интегральной оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы по тонким изменениям формы ЭКГ, незаметным при традиционном способе ее анализа и интерпретации.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Амосов Н.М. Моделирование сложных систем, Киев: Наук. думка, 1968, 87 с.
2. Анохин П.К. Теория функциональной системы, Успехи физиологических наук, 1970, Т. 1, № 1, с. 19–54.
3. Grodins F.S. Control Theory and Biological Systems, New York: Columbia Univ. Press, 1963, 179 p.
4. Гриценко В.І. Цифрова медицина та інтелектуальні інформаційні технології — основа охорони здоров'я майбутнього, Вісн. НАН України, 2016, № 5, с. 41–43.
5. Гриценко В.І., Файнзильберг Л.С. Персоніфіковані засоби цифрової медицини — крок до здоров'я, Вісн. НАН України, 2012, № 8, с. 62–70.
6. 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 Clinic Proc., 1984, 59, p. 247–250.
7. Солопов В.Н., Садыкова А.Р., Федосеева Т.С. Ограничения автоматического компьютерного анализа электрокардиограммы, Казанский медицинский журнал, 2012, Т. 93, № 4, с. 687–691.
8. Файнзильберг Л.С. Основы фазаграфии, К.: Освіта України, 2017, 264 с.
9. Fainzilberg L.S. Restoration of a Standard Sample of Cyclic Waveforms with the Use of the Hausdorff Metric in a Phase Space, Cybernetics and Systems Analysis, 2003, 39, N 3, p. 338–344.
10. Файнзильберг Л.С. Компьютерный анализ и интерпретация электрокардиограмм в фазовом пространстве, System Research & Information Technologies, Системні дослідження та інформаційні технології, 2004, № 1, с. 32–46.
11. Fainzilberg L.S. Diagnostics of Object State by Phase Trajectories of Observed Signals with Locally Concentrated Features, J. of Automation and Information Sciences, 2004, 36, Issue 3, p. 46–55.
12. Файнзильберг Л.С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы, К.: Освіта України, 2013, 191 с.
13. Fainzilberg L., Lerche D. Computer-aided technology of cardio inflammatory disturbance analysis based on phase space cognitive ECG, Final report to the project 01 KX 96115/1Ю, Transform program, <http://www.worldcat.org/search?q=no:247734709>
14. Файнзильберг Л.С. Интеллектуальные возможности и перспективы развития фазаграфии — информационной технологии обработки сигналов сложной формы, Кибернетика и вычислительная техника, 2016, 186, с. 56–77, DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt186.04.056>
15. Гриценко В.І., Файнзильберг Л.С. Компьютерная диагностика по сигналам сложной формы в условиях внутренних и внешних возмущений, Доп. НАН України, 2013, № 12, с. 36–44.
16. Скурихин В.И., Файнзильберг Л.С., Потапова Т.П., Шелковий Э.А. Система компьютерной обработки термограмм, УСиМ, 1990, № 4, с. 82–88.
17. Файнзильберг Л.С. Имитационные модели порождения искусственных электрокардиограмм в условиях внутренних и внешних возмущений, J. of Qafqaz University — Mathematics and Computer Science, 2012, N 34, p. 92–104.
18. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы, Теория и практика, К.: Наук. думка, 2008, 333 с.
19. Fainzilberg L.S., Glushauskene G.A. Narrow-band Rejection Filter for Suppression of Harmonic Concentrated Interference on the Basis of Discrete Fourier Transform, J. of Automation and Information Sciences, 2009, 41, Issue 8, p. 55–70.
20. Файнзильберг Л.С. Адаптивное сглаживание шумов в информационных технологиях обработки физиологических сигналов, Математичні машини і системи, 2002, № 3, С. 96–104.
21. Fainzilberg L.S. ECG Averaging based on Hausdorff Metric, Int. J. of Biomagnetism, 2003, 5, N 1, p. 236–237.
22. Файнзильберг Л.С. Новая информационная технология обработки ЭКГ для выявления ишемической болезни сердца при массовых обследованиях населения, УСиМ, 2005, № 3, с. 63–71.
23. Fainzilberg L.S. Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w balaniach skriningowych oraz w opiece domowej, Zdrowie publiczne (Public Health), 2005, 115, N 4, p. 458–464.
24. Файнзильберг Л.С. Об одном подходе к персонификации диагностических решений на примере оценки сердечной деятельности, Кибернетика и вычислительная техника, 2014, 178, с. 52–65.
25. Дячук Д.Д., Гриценко В.І., Файнзильберг Л.С. и др. Застосування методу фазаграфії при проведенні скринінгу ішемічної хвороби серця. Методичні рекомендації МОЗ України № 163.16/13.17, К.: Український центр наукової медичної інформації і патентно-ліцензійної роботи, 2017, 32 с.

26. Fainzilberg L.S. New Opportunities of Phasegraphy in Medical Practice, Science and Innovation, 2017, 13. — Issue 3, p. 37–50.

Поступила 02.10.2018

REFERENCES

1. Amosov, N.M., 1968. Modeling of complex systems, Kiev: Sciences. Dumka, 1968, 87 p. (In Russian).
2. Anokhin, P.K., 1970. "Theory of the functional system", *Advances in Physiological Sciences*, 1970, 1 (1), pp. 19–54.
3. Grodins, F.S. Control Theory and Biological Systems, New York: Columbia Univ. Press, 1963, 179 p. (In Russian).
4. Grytsenko, V.I., 2016. "Digital Medicine and Intelligent Information Technologies - the basis of May-Welfare Health", *Visnyk NAS of Ukraine*, 5, pp. 41–43. (In Ukrainian).
5. Grytsenko, V.I., Fainzilberg, L.S., 2012. "Personalized Digital Medicine - A Step to Health", *Visn. NAS of Ukraine*, 2012, No. 8, pp. 62–70. (In Ukrainian).
6. Connolly, D.C., Elveback, L.R., Oxman, H.A., 1984. "Coronary heart disease in residents of Rochester", Minnesota: Prognostic value of the resting electrocardiogram at the time of initial diagnosis of angina pectoris, *Mayo Clinic Proc.*, 59, pp. 247–250.
7. Solopov, V.N., Sadykova, A.R., Fedoseeva, T.S., 2012. "Limitations of automatic computerized analysis of an electrocardiogram", *Kazanskiy Medical Journal*, 93 (4), pp. 687–691. (In Russian).
8. Fainzilberg, L.S., 2017. The basics of phase-phrases, K.: Osvita of Ukraine, 264 p. (In Russian).
9. Fainzilberg, L.S., 2003. "Restoration of a Standard Sample of Cyclic Waveforms with the Use of the Hausdorff Metric in a Phase Space", *Cybernetics and Systems Analysis*, 39 (3), pp. 338–344.
10. Fainzilberg, L.S., 2004. "Computer analysis and interpretation of electrocardiograms in phase space", *System Research & Information Technologies*, 1, pp. 32–46. (In Russian).
11. Fainzilberg, L.S., 2004. "Diagnostics of Object State by Phase Trajectories of Observed Signals with Locally Concentrated Features", *J. of Automation and Information Sciences*, 36 (3), pp. 46–55.
12. Fainzilberg, L.S., 2013 Computer diagnostics on the phase portrait of an electrocardiogram, K.: Osvita Ukrainy, 191 p. (In Russian).
13. Fainzilberg, L., Lerche, D. Computer-aided technology of cardio inflammatory disturbance analysis based on phase space cognitive ECG, Final report to the project 01 KX 96115/1Ю, Transform program, [online] Available at: <<http://www.worldcat.org/search?q=no:247734709>> [Accessed 24 Jan. 2017].
14. Fainzilberg, L.S., 2016. "Intellectual capabilities and prospects for the development of phase-analysis - information technology of processing signals of complex shape", *Kibernetika i vycislitelnaa tehnika*, 186, pp. 56–77, DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt186.04.056>. (In Russian).
15. Grytsenko, V.I., Fainzilberg, L.S., 2013. "Computer diagnostics by signals of complex shape in the conditions of internal and external disturbances", *Report of National Academy of Sciences of Ukraine*, 12, pp. 36–44. (In Russian).
16. Skurikhin, V.I., Fainzilberg, L.S., Potapova, T.P., SILK, E.A., 1990. "Thermogram computer processing system", *Upravlyvsie sistemy i maľyny*, 4, pp. 82–88. (In Russian).
17. Fainzilberg, L.S., 2012. "Simulation Models for Generating Artificial Electrocardiograms Under Internal and External Perturbations", *J. of Qafgaz University — Mathematics and Computer Science*, 34, pp. 92–104. (In Russian).
18. Fainzilberg, L.S., 2008. "Information technologies for processing signals of complex shape", *Theory and Practice*, K.: Nauk. Dumka, 333 p. (In Russian).
19. Fainzilberg, L.S., Glushauskene, G.A., 2009. "Narrow-band Rejection Filter for Suppression of Harmonic Concentrated Interference on the Basis of Discrete Fourier Transform", *J. of Automation and Information Sciences*, 41 (8), pp. 55–70.
20. Fainzilberg, L.S., 2002. "Adaptive smoothing of noise in information technologies for the processing of physiological signals", *Mathematical Machines and Systems*, 3, pp. 96–104. (In Russian).
21. Fainzilberg, L.S., 2003. "ECG Averaging based on Hausdorff Metric", *Int. J. of Biomagnetism*, 5 (1), pp. 236–237.
22. FAINZILLBERG, L.S., 2005. "New Information Technology for ECG Treatment for Detection of Ischemic Heart Disease in Mass Examinations of the Population", *Upravlyvsie sistemy i maľyny*, 3, p. 63–71. (In Russian).
23. Fainzilberg, L.S., 2005. "Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w balaniach skринingowych oraz w opiece domowej", *Zdrowie publiczne (Public Health)*, 115 (4), pp. 458–464.
24. Fainzilberg, L.S., 2014. "On an approach to the personification of diagnostic solutions on the example of cardiac activity assessment", *Kibernetika i vycislitelnaa tehnika*, 178, pp. 52–65 (In Russian).
25. Dyachuk, D.D., Grytsenko, V.I., Fainzilberg, L.S. et al., 2017. Application of a method of a phasagraphy during the screening of ischemic heart disease. Methodical recommendations of the Ministry of Health of Ukraine No. 163.16 / 13.17, K.: Ukrainian Center for Scientific Medical Information and Patent and Licensing, 32 p. (In Ukrainian).

26. Fainzilberg, L.S., 2017. “New Opportunities of Phasegraphy in Medical Practice”, Science and Innovation, 13 (3), pp. 37–50.

Received 02.10.2018

L.S. Fainzilberg, Doctor of Technical Sciences, professor, head of the department, International Research and Training Center for Information Technologies and Systems of the NAS and MES of Ukraine, Glushkov ave., 40, Kyiv, 03187, Ukraine, fainzilberg@gmail.com

INTELLECTUAL INFORMATION TECHNOLOGIES AS THE MAIN TOOL FOR DIGITAL MEDICINE

Introduction. Biological and medical cybernetics has undergone a long way in developing methods for extracting knowledge about complicated living systems. Mathematical models of separate organs in the norm and pathology, as well as mathematical models oriented on diagnostics, forecasting and treatment of various diseases, were created. The use of intellectual IT has led to a new paradigm of healthcare — digital medicine.

The purpose of the article is to formulate the main tasks of digital medicine and based on the example of solving a specific problem to demonstrate the role of intellectual IT in enhancing the effectiveness of digital medicine.

Methods. Basic definitions, recommendations and conclusions are based on the analysis of available publications and the results of our own research.

Result. The basic tasks of digital medicine are formulated. The definition of intelligent IT for processing of the complex signals is given. The computational procedures which have the properties of natural intelligence (the ability to adapt to the minor situations, recognize the classes of environmental situations and improve their consumer properties during operation) are developed.

The effectiveness of the proposed procedures is demonstrated on the example of phasegraphy — intellectual IT for the integral assessment of the functional state of the cardiovascular system by subtle changes in the form of ECG that are imperceptible in the traditional way of its analysis and interpretation.

Conclusion. Intelligent properties of computational procedures implemented provided an efficient extraction of diagnostic information from real ECGs distorted by internal and external disturbances.

Key words: *digital medicine, information technology, signal of complex forms, localized diagnostic information.*

Л.С. Файнзілберг, д-р техн. наук, професор, голов. наук. співроб., Міжнародний науко-навчальний центр інформаційних технологій та систем НАН України та МОН України, просп. Глушкова, 40, Київ, 03287, fainzilberg@gmail.com

ИНТЕЛЕКТУАЛЬНИ ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ — ГОЛОВНИЙ ІНСТРУМЕНТ ПОБУДОВИ ЗАСОБІВ ЦИФРОВОЇ МЕДИЦИНИ

Вступ. Біологічна і медична кібернетика пройшла довгий шлях розвитку методів отримання знань про складно організовані живі системи. Створено математичні моделі як окремих органів в нормі і патології, так і математичні моделі, орієнтовані на діагностику, прогнозування та лікування різних захворювань. Застосування інтелектуальних ІТ призвело до нової парадигми охорони здоров'я — цифрової медицині.

Ціль статті — сформулювати означення інтелектуальної ІТ оброблення сигналів складної форми і на прикладі розв'язання конкретної задачі продемонструвати роль такої технології в підвищенні ефективності засобів цифрової медицини.

Методи. Базові означення, рекомендації та висновки ґрунтуються на основі аналізу доступних публікацій та результатів власних досліджень

Результат. Подано визначення інтелектуального ІТ оброблення сигналів складної форми. Розроблено обчислювальні процедури, які мають властивості природного інтелекту — здатність пристосовуватись до мінливих ситуацій, розпізнавати класи ситуацій довкілля і вдосконалювати свої споживчі властивості при експлуатації. Ефективність запропонованих процедур продемонстрована на прикладі фазаграфії — інтелектуальної ІТ для інтегральної оцінки функціонального стану серцево-судинної системи за тонкими змінами форми ЕКГ, непомітними при традиційному способі її аналізу та інтерпретації.

Висновок. Інтелектуальні властивості обчислюваних процедур, реалізовані у фазаграфії, забезпечили ефективне видобування діагностичної інформації з реальних ЕКГ, спотворених внутрішніми та зовнішніми збуреннями.

Ключові слова: *цифрова медицина, інформаційна технологія, сигнал складної форми, локалізована діагностика інформації.*