

## ИССЛЕДОВАНИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ЦЕННОСТИ ФАЗОВЫХ ПОРТРЕТОВ ЭКГ ПО ДАННЫМ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ БАЗ

Представлены результаты экспериментальных исследований метода обработки электрокардиограммы (ЭКГ) в фазовом пространстве, основанные на реальных записях ЭКГ интернет-портала PhysioNet. Показаны преимущества использования фазового портрета ЭКГ для оценки дополнительного диагностического признака ишемии миокарда — симметричности фрагмента реполяризации.

**Введение.** Электрокардиография до сих пор остается наиболее распространенным методом функциональной диагностики в кардиологии. В то же время, по мнению клиницистов, существующие компьютерные средства анализа и интерпретации электрокардиограммы (ЭКГ) все еще не обеспечивают требуемую достоверность результатов диагностики.

Во-первых, на реальных ЭКГ, регистрируемых во временной области, как правило, нет четких границ между информативными фрагментами, что затрудняет их автоматическое распознавание [1]. Во-вторых, реальная ЭКГ обычно наблюдается в условиях разного рода возмущений, которые далеко не всегда могут быть сведены лишь к аддитивной помехе. В-третьих, при использовании известного подхода к повышению соотношения сигнал — шум, основанного на усреднении последовательности циклов ЭКГ во временной области [2], происходит «размывание» информативных фрагментов [3] из-за неравномерных изменений их продолжительности от цикла к циклу 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.

Один из альтернативных подходов к анализу и интерпретации ЭКГ, подтвердивший свою эффективность в клинических экспериментах [4], основан на оригинальных алгоритмах обработки сигнала в фазовом пространстве [5].

**Цель статьи** — дальнейшее изучение диагностической ценности этого метода по реальным записям ЭКГ из специализированных баз данных интернет-портала **PhysioNet** [6].

**1. Анализ и интерпретация ЭКГ на фазовой плоскости.** Традиционная ЭКГ представляет собой графическую запись изменения во времени электрической активности сердца [7]. На каждом сердечном цикле нормальной ЭКГ различают шесть типов зубцов (рис. 1), отражающих стадии возбуждения отдельных участков сердечной мышцы.

Зубец *P* образуется вследствие возбуждения предсердий. Комплекс *QRS* отражает сложный процесс возбуждения (деполяризации) желудочков. Начальный зубец *Q* регистрируется во время возбуждения левой части

межжелудочковой перегородки. Зубец *R* (чаще всего наиболее выраженный зубец ЭКГ) обусловлен возбуждением основной массы миокарда левого и правого желудочков. Зубец *S* в основном обусловлен возбуждением основания левого желудочка. Интервал *ST* называется конечной частью желудочкового комплекса и отражает реполяризацию желудочков. Он разделяется на сегмент *ST*, отражающий период угасания возбуждения желудочков, и зубец *T*, форма которого отражает процесс быстрой реполяризации желудочков. Изредка за зубцом *T* регистрируется небольшой зубец *U*, происхождение которого до сих пор не установлено.

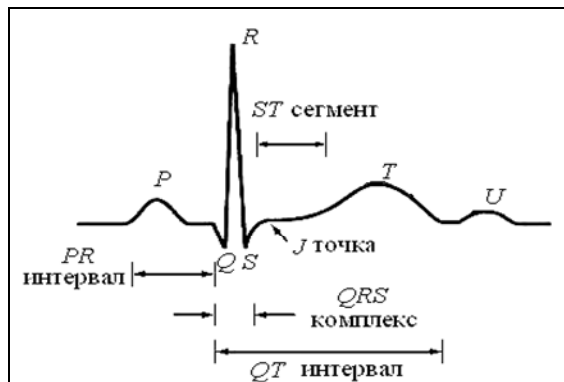


Рис. 1 Сердечный цикл нормальной ЭКГ

Характерные жалобы пациента на дискомфорт в грудной клетке или же другие подозрения врача на отклонения в деятельности сердца являются показанием для проведения электрокардиографического исследования. Вместе с тем традиционный амплитудно-временной анализ ЭКГ не обладает требуемой чувствительностью и специфичностью.

Известно [8], что в условиях покоя на ЭКГ могут не проявляться скрытые нарушения возбудимости и проводимости сердца, а также коронарного кровообращения. Согласно [9], ЭКГ покоя, оцениваемая по традиционным признакам, остается нормальной у 50 % больных с хронической формой ишемической болезни сердца (ИБС) даже во время эпизодов дискомфорта в грудной клетке.

Поэтому исследователи постоянно ищут новые подходы к анализу и интерпретации ЭКГ, один из которых — обработка ЭКГ в фазовых координатах (на фазовой плоскости) [4, 5].

В основе метода лежит известный в физике и прикладной математике способ изучения поведения динамической системы, описываемой конечным набором параметров состояния  $x_1, \dots, x_N$ , когда анализ проводится в  $N$ -мерном пространстве с координатами  $x_1, \dots, x_N$ . Такое пространство называется фазовым пространством, его координаты — фазовыми координатами, а семейство фазовых траекторий, изображающих изменения состояния системы, — фазовым портретом.

Фазовый портрет изучаемой системы можно строить на основании экспериментальных данных. Если система описывается двумя переменными  $x_1, x_2$ , то фазовое пространство представляет собой плоскость, по осям

которой откладываются значения  $x_1$  и  $x_2$ .

Для исследования временных сигналов, отображающих поведение динамической системы на фазовой плоскости, чаще всего используют так называемый метод задержек [10]. В этом случае координаты фазовой плоскости представляют собой амплитуды временного сигнала  $y(t)$  в моменты времени  $t$  и  $t-\tau$ , где  $\tau$  — величина задержки (лаг преобразования). Исследования фазовых портретов ЭКГ в координатах  $y(t) - y(t-\tau)$  представлены в ряде публикаций, в частности в работах [11, 12]. Главным образом такие исследования направлены на диагностику нарушений ритма сердца, а отображение сигнала на фазовой плоскости дает более наглядное представление об экстрасистолических комплексах.

Другой подход к анализу ЭКГ на фазовой плоскости основан на оценке скоростных показателей ЭКГ. История этого подхода началась довольно давно. Еще в работе [13] Н.М. Амосов и его коллеги указывали на возможность исследования сократительной функции миокарда в фазовом пространстве, координатами которого является амплитуда  $y(t)$  и производная по времени  $\dot{y}(t)$  наблюдаемого процесса.

Диагностическая ценность метода состоит в использовании дополнительной информации, содержащейся в скоростных характеристиках исследуемого процесса, что нашло подтверждение в исследованиях кардиологов [14, 15]. Как будет показано далее фазовый портрет ЭКГ в координатах  $y(t) - \dot{y}(t)$  дает возможность с высокой точностью оценить форму отдельных фрагментов ЭКГ и обнаружить в ней такие отклонения, которые обычно скрыты от врача при традиционном анализе ЭКГ во временной области.

Отображение ЭКГ в координатах  $y(t) - \dot{y}(t)$  представляет собой графоаналитический метод исследования системы, состояние которой описывается дифференциальными уравнениями

$$\dot{x}_1 = x_2, \quad (1)$$

$$\dot{x}_2 = F(x_1, x_2), \quad (2)$$

где  $x_1 = y(t)$  — выходная координата системы (амплитуда ЭКГ в момент времени  $t$ ),  $x_2 = \dot{y}(t)$  — ее первая производная, а  $F(x_1, x_2)$  — некоторая нелинейная функция.

Разделив (2) на (1), получим уравнение, в котором отсутствует время  $t$  в явном виде:

$$\frac{dx_2}{dx_1} = \frac{F(x_1, x_2)}{x_2}. \quad (3)$$

Решение уравнения (3)

$$x_2 = \Psi(x_1), \quad (4)$$

которое, с учетом обозначений  $x_1 = y(t)$  и  $x_2 = \dot{y}(t)$ , можно представить в виде

$$\mathfrak{X}(t) = \Psi(y(t)), \quad (5)$$

определяет фазовую траекторию на плоскости  $y(t) - \mathfrak{X}(t)$ .

Построение фазового портрета ЭКГ на плоскости  $y(t) - \mathfrak{X}(t)$  осуществляется следующим образом. Исходный сигнал оцифровывается и представляется конечной последовательностью значений  $y(t_k)$  в дискретные моменты времени  $t_k \equiv k\Delta$ ,  $k = 0, 1, \dots, K-1$ , где  $\Delta$  — шаг квантования по времени, определяемый частотой дискретизации  $F_D$ . Например, при  $F_D = 500$  Гц шаг квантования равен  $\Delta = 2$  мс.

Далее производится удаление дрейфа изоэлектрической линии и фильтрация цифрового сигнала с использованием оригинального режекторного фильтра и процедуры адаптивного сглаживания [16]. После этого на основе процедуры численного дифференцирования с соответствующей процедурой регуляризации и повторной фильтрации удастся получить приемлемую оценку производных  $\mathfrak{X}(t_k)$  цифрового сигнала в дискретные моменты времени  $t_k$ .

В результате формируется последовательность двумерных векторов, (точек) лежащих на фазовой траектории в плоскости  $y(t) - \mathfrak{X}(t)$ :

$$(y(t_0), \mathfrak{X}(t_0)), (y(t_1), \mathfrak{X}(t_1)), \dots, (y(t_{K-1}), \mathfrak{X}(t_{K-1}))). \quad (6)$$

Для иллюстрации описанных двух подходов на рис. 2 представлена реальная запись ЭКГ № s0306 из базы РТВ Diagnostic ECG Database [17], которая принадлежит мужчине 58 лет. В нижней части рисунка представлены фазовые портреты, построенные методом дифференцирования (слева) и методом задержки (справа) при  $\tau = 16$  мс. Для наглядности здесь и в дальнейшем последовательности точек на фазовых портретах соединены отрезками прямых.

Как видно из примера, фазовые портреты одной и той же ЭКГ, построенные методом дифференцирования и методом задержек при оптимальном значении  $\tau$ , хотя и различны по форме, но имеют общее свойство группироваться в ограниченной области фазового пространства относительно аттрактора в виде предельного цикла.

**2. Специализированные базы ЭКГ.** На современном этапе развития интернет-технологий появилась возможность исследования новых алгоритмов обработки биомедицинских данных по реальным записям, хранимым в специализированных базах данных. Преимущество таких исследований состоит в том, что, помимо множества разнообразных записей ЭКГ, в базах хранятся подготовленные специальным образом файлы аннотаций, в которых содержатся результаты интерпретации ЭКГ опытными экспертами (врачами-кардиологами).

Один из популярных ресурсов — интернет-портал **PhysioNet** [6], созданный под эгидой трех институтов США — National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, National Institute of General Medical Sciences и National Institutes of Health. Ресурс **PhysioNet** содержит большой

архив цифровых записей физиологических сигналов (**PhysioBank**), в том числе 26 специализированных баз ЭКГ.

Дадим краткую характеристику некоторым из этих баз, которые будем использовать в дальнейших исследованиях.

**European ST-T Database.** Европейская *ST-T* база данных предназначена для исследования алгоритмов анализа изменений сегмента *ST* и зубца *T*. Данная база состоит из 90 аннотированных записей двухканальной ЭКГ длительностью 30 секунд каждая. Частота дискретизации 250 Гц. Каждая запись содержит информацию о возрасте и поле пациента, диагнозе и медицинских препаратах, которые он получает.

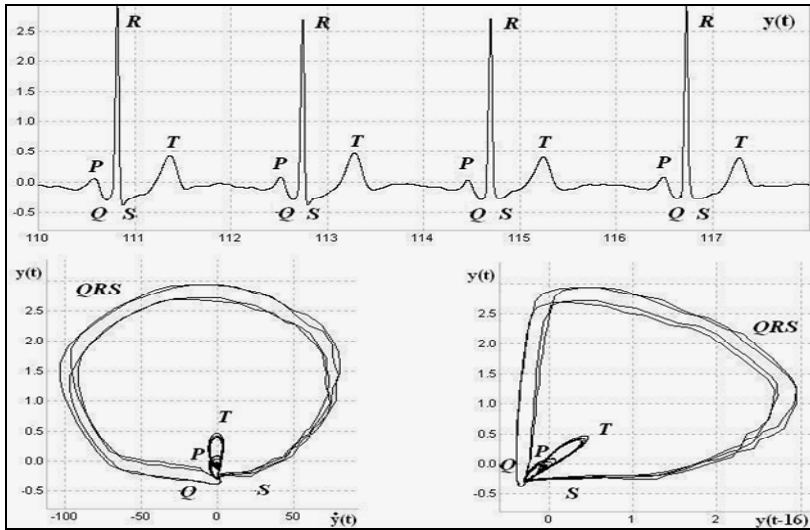


Рис. 2. Пример построения фазовых портретов для одной ЭКГ

**MIT-BIH Arrhythmia Database.** Данная база содержит 48 двухканальных амбулаторных записей ЭКГ, зарегистрированных в **ВН Arrhythmia Laboratory** у 47 пациентов. Из них 23 записи представляют собой случайным образом выбранные 30-минутные фрагменты из 24-часовой амбулаторной записи ЭКГ. Остальные 25 записей, на которых зарегистрированы клинически значимые аритмии, были отобраны экспертами из того же набора (4000 ЭКГ). Все записи оцифрованы с частотой дискретизации 360 Гц. Два кардиолога или более независимо аннотировали каждую запись.

**BIDMC Congestive Heart Failure Database.** Эта база данных включает долгосрочные ЭКГ 15 пациентов с тяжелой сердечной недостаточностью. Каждая запись около 20 часов по продолжительности содержит два канала ЭКГ, зарегистрированных с частотой дискретизации 250 Гц. Записи, помимо информации о возрасте и поле пациента, содержат информацию о степени сердечной недостаточности согласно классификации **NYHA**. Оригинальные аналоговые записи ЭКГ были сделаны в **Boston's Beth Israel Hospital** с помощью амбулаторных регистраторов с типичной пропускной способностью от 0,1 Гц до 40 Гц. Аннотация файлов была подготовлена с использованием автоматизированного детектора и не была исправлена вручную.

***PTB Diagnostic ECG Database.*** Эта база содержит 549 записей ЭКГ 290 пациентов, зарегистрированных в 15 каналах (12 стандартных и 3 отведения XYZ по Франку) с высоким разрешением при частоте дискретизации 1000 Гц. Для каждого пациента содержится от одной до пяти записей ЭКГ с аннотацией эксперта. Регистрация проводилась цифровым регистратором с достаточно высокими техническими характеристиками:

- число входных — 16 (дополнительные каналы использованы для регистрации дыхания);
- входное напряжение —  $\pm 16$  мВ;
- входное сопротивление — не менее 100 Мом;
- разрядность — 16 бит ;
- пропускная способность — 0–1 кГц (синхронная выборка по всем каналам).

***St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database.*** Данная база состоит из 75 получасовых записей ЭКГ, извлеченных из 32 холтеровских записей пациентов, которым проводился тест на ишемическую болезнь сердца (ИБС). Каждая запись состоит из 12 стандартных отведений, зарегистрированных с частотой дискретизации 257 Гц. При выборе записей, которые включены в базу, предпочтение было отдано верифицированным пациентам с подтвержденными диагнозами ИБС, коронарной недостаточностью, нарушениями проводимости и аритмией. Диагнозы были подтверждены анализами ферментов, коронароангиографией, электрофизиологическими исследованиями и, в случае необходимости, контролем давления. Каждая запись содержит информацию о возрасте пациента, поле, диагнозе с кратким изложением особенностей ЭКГ.

Для полноты картины в табл. 1 сведена укрупненная информация не только об указанных, но и других базах данных ЭКГ, хранимых в Интернете.

Как следует из приведенного обзора, имеющиеся интернет-ресурсы ориентированы на определенный тип исследований и содержат достаточно обширный клинический материал. В то же время при использовании этих ресурсов имеется ряд технических трудностей.

Прежде всего, в базах зарегистрированы записи, имеющие разное количество отведений (от 1 до 15) и даже 352-канальные записи результатов ЭКГ-картирования, содержащиеся в базе *Electrocardiographic Imaging of Myocardial Infarction* [24]. При этом сами записи зарегистрированы с различным разрешением при разной частоте дискретизации (от 128 до 1000 Гц) и имеют существенно разную продолжительность (от 30 с до 30 ч.). Далеко не все записи имеют файлы аннотаций, сформированные опытными экспертами. Возможно, поэтому предлагаемое на интернет-ресурсах программное обеспечение для визуализации баз данных не является универсальным и позволяет просматривать записи только конкретной базы.

Поэтому нами был создан собственный универсальный программный продукт для работы с различными базами данных из Интернета.

На рис. 3 показана укрупненная USE-CASE диаграмма разработанной программы.

Разработанная программа обеспечивает поддержку форматов данных практически всех баз ЭКГ из ресурса **Physionet**. Удобный интерфейс программы (рис. 4) позволяет визуализировать и сравнивать в окнах два любых отведения, выбранных из записи по желанию пользователя.

Для сравнения ЭКГ реализован синхронный скроллинг информации в окнах. В информационной строке отображается информация об атрибутах записи: число сигналов, частота дискретизации и т.п. В окне отображается также необходимая медицинская информация о записи, в том числе диагноз и комментарии эксперта, а также специальные символы-метки аннотированных фрагментов ЭКГ.

Программа обеспечивает сохранение файлов записи в формате, удобной для последующей обработки информации, в том числе фильтрации сигнала и построения фазовых портретов в координатах  $y(t) - \mathcal{R}(t)$  и  $y(t) - y(t - \tau)$ . Тем самым обеспечивается удобство проведения исследований, результаты которых приведены в следующем разделе.

**Таблица 1**

*Базы данных ЭКГ из интернет-ресурсов*

База данных	Количество записей	Продолжительность записи	Частота дискретизации, Гц	Количество каналов	Открытый доступ	Тестовые сигналы				
						Нормальная ЭКГ	Аритмия	Шумы	Смещение сегмента ST	Искусственная ЭКГ
ANSI/AAMI EC13 Test Waveforms	10	0,5–1,5ч.	720	1	+	+	+	-	-	+
European ST-T [18]	90	30 с	250	2	+	+	-	-	+	-
Long-Term ST	86	21–24 ч.	250	2; 3	+	-	-	-	+	-
MIT-BIH Arrhythmia[19]	48	30 мин.	360	2	+	+	+	-	-	-
MIT-BIH Noise Stress Test	15	30 мин.	-	2	+	-	+	+	-	-
BIDMC Congestive Heart Failure [20]	15	20 ч.	250	2	+	+	-	+	+	-
Post-Ictal Heart Rate Oscillations in Partial Epilepsy	7	разная	200	1	+	-	+	-	+	-
QT Database	100	15 мин.	250	2	+	+	+	-	+	-
AF Termination Challenge	50	1 мин.	128	2	+	-	+	-	+	-
Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia	35	8 мин.	250	1	+	-	+	-	+	-
Electrocardiographic Imaging of Myocardial Infarction	4	-	-	352	+	-	-	-	+	-
Intracardiac Atrial Fibrillation	8	разная	1000	3	+	-	-	-	-	-
Long-Term AF	84	24 ч.	128	3	+	-	+	-	-	-
MIT-BIH Atrial Fibrillation	25	24 ч.	1000	2	+	-	+	-	+	-
MIT-BIH ECG Compression Test	168	20–48 с	250	2	+	+	-	-	-	-
MIT-BIH Long-Term	7	14–22 ч.	128	2; 3	+	+	+	-	+	-
MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia	22	30 мин.	250	2	+	-	+	-	+	-
MIT-BIH Normal Sinus Rhythm	18	20–24 ч.	128	2	+	+	-	-	-	-
MIT-BIH ST Change	28	разная	360	2	+	+	-	-	+	-
MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia	78	30 мин.	-	2	+	-	+	-	-	-
Non-Invasive Fetal Electrocardiogram	55	разная	-	12	+	+	-	-	-	-
PAF Prediction Challenge	100	30 мин.	128	2	+	+	+	-	+	-
PTB Diagnostic [21]	549	разная	1000	15	+	+	+	+	+	-
St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia	75	30 ч.	257	12	+	-	+	-	+	-
Sudden Cardiac Death Holter	18	30 мин.	250	2	+	-	+	-	+	-
T-Wave Alternans Challenge	100	разная	500	2; 3; 12	+	+	+	+	+	+
AHA [22]	80	35 мин.	250	2	-	+	+	-	-	-
РОХМИНЭ	70	36 мин.	-	3	-	+	+	-	-	-
Ann Arbor Electrogram Libraries [23]	800	разная	-	1	-	+	+	-	-	-
Improve Data Library	50	разная	-	-	-	+	+	+	+	+
CSE [6]	100	до 1 мин.	-	12–15	-	+	+	-	+	-



Рис. 3. USE-CASE диаграмма разработанной программы

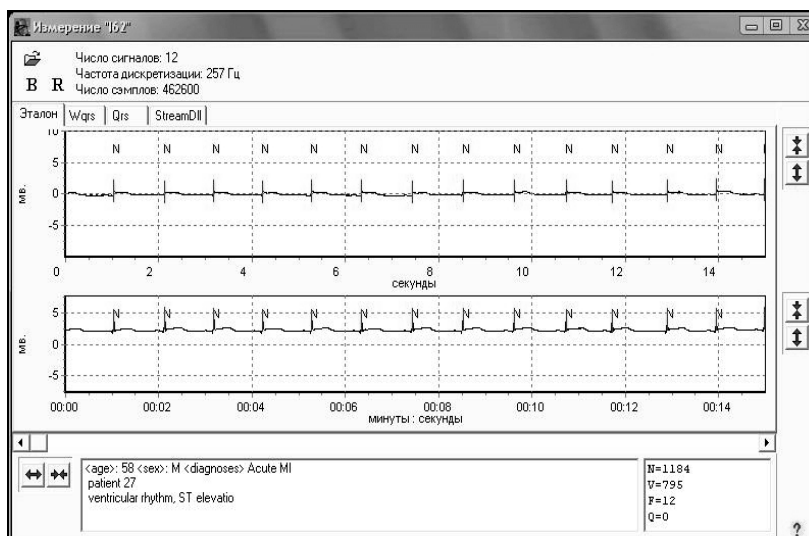


Рис. 4. Интерфейс программы

**3. Экспериментальные исследования.** Как видно из рис. 2, информативные фрагменты ЭКГ (зубцы  $P$ ,  $Q$ ,  $R$ ,  $S$ ,  $T$ ) порождают соответствующие элементы фазового портрета ЭКГ в виде петель характерной формы. Понятно, что при изменении параметров ЭКГ во временной области, несущих информацию о той или иной сердечной патологии, изменяется и форма соответствующих петель фазового портрета ЭКГ. Поэтому на основе обработки реальных ЭКГ, представленных на ресурсе **Physionet** и аннотированных квалифицированными экспертами, может быть сформирован атлас фазовых портретов ЭКГ при различных сердечных патологиях.

Для иллюстрации на рис. 5 представлены примеры шести фазовых портретов ЭКГ, построенных на плоскости  $y(t) - \mathcal{R}(t)$ .

На рис. 5, *а* представлена запись ЭКГ № 109 из базы MIT-BIH Arrhythmia [20], принадлежащая мужчине 64 лет с диагнозом AV-блокада. Пациент принимает лекарственный препарат Quinidine.

На рис. 5, *б* представлена запись ЭКГ № 023 из базы PTB Diagnostic ECG Database, принадлежащая мужчине 69 лет с диагнозом «инфаркт миокарда».



На рис. 5, *в* представлена запись ЭКГ № 207 из базы MIT-BIH Arrhythmia [20], принадлежащая женщине 89 лет с диагнозом «первая степень AV блокады и блокада левой ножки пучка Гиса». Идеоventикулярный ритм появляется после длинного эпизода трепетания желудочков. Запись заканчивается в эпизоде SVTA (supraventricular tachyarrhythmia). Пациент принимает лекарственные препараты Digoxin и Quinaglute.

На рис. 5, *г* представлена запись ЭКГ № 222, взятая из базы MIT-BIH Arrhythmia [20], принадлежащая женщине 84 лет, с диагнозом «пароксимальное трепетание предсердий, узловый ритм». Пациент принимает лекарственные препараты Digoxin и Quinidine.

На рис. 5, *д* представлена запись ЭКГ № 230, взятая из базы MIT-BIH Arrhythmia [20], принадлежащая мужчине 32 лет. Пациенту поставлен диагноз «синдром вольфа–паркинсона–уайта (WPW)». Пациент принимает лекарственный препарат Dilantin.

На рис. 5, *е* представлена запись ЭКГ № 119, взятая из базы MIT-BIH Arrhythmia [20], принадлежащая женщине 51 года. На ЭКГ присутствуют экстрасистолы. Пациент принимает лекарственный препарат Pronestyl.

На рис. 5, *ж* представлена запись ЭКГ № chf02 из базы BIDMC Congestive Heart Failure Database [21], принадлежащая женщине 61 года с диагнозом «сердечная недостаточность (III-IV класс по NYHA)».

На рис. 5, *з* представлена запись ЭКГ № e0104 из базы European ST-T Database [19], принадлежащая мужчине 47 лет. Пациенту поставлен комплексный диагноз «смешанная стенокардия, двухсосудистое поражение коронарного русла (LAD, LCX), инфаркт миокарда». Пациент принимает нитраты и верапамил.

На рис. 5, *и* представлена запись ЭКГ № 271 из базы PTB Diagnostic ECG Database [22], принадлежащая мужчине 41 года с диагнозом «миокардит и гипертонзия».

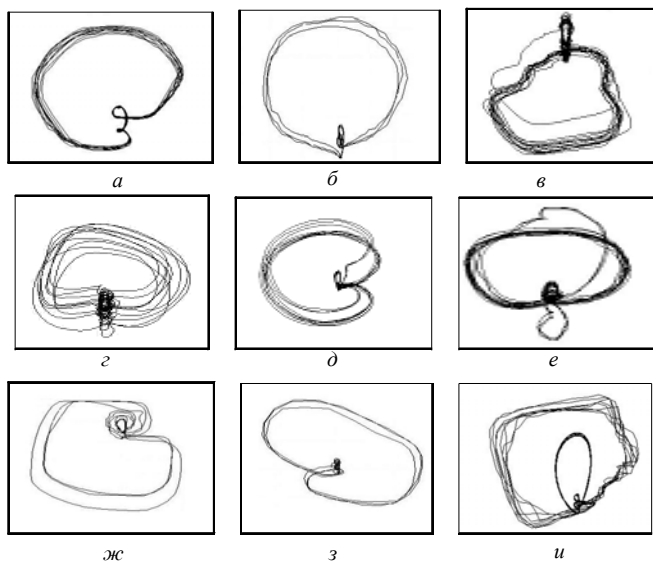


Рис. 5. Галерея фазовых портретов ЭКГ на плоскости  $y(t) - \dot{x}(t)$

Проведенные исследования показали, что фазовые портреты ЭКГ весьма разнообразны, а их отличия более выразительны, чем отличия породивших их временных сигналов  $y(t)$ . Более того, при появлении диагностически значимых отклонений ЭКГ во временной области на соответствующем фазовом портрете появляются характерные изменения (признаки), которые достаточно просто могут быть обнаружены как визуально, так и на основе компьютерных алгоритмов.

Например, на фазовом портрете (рис. 5, *e*) легко увидеть дополнительную петлю, соответствующую *QRS*-комплексу эктопического цикла (экстрасистолы). Весьма выразительна внутренняя петля, соответствующая *T*-зубцу на (рис. 5, *u*), приближающаяся по своим размерам к внешней петле *QRS*-комплекса, что обусловлено высокой амплитудой остроконечного (коронарного) зубца. Можно указать и целый ряд других характерных признаков фазовых портретов ЭКГ на плоскости  $y(t) - \dot{y}(t)$ , которые требуют дополнительных исследований.

Представляет также интерес исследование динамики изменения фазовых портретов, в том числе на этапе лечения при приеме лекарственных препаратов. Ниже приводятся некоторые из результатов таких исследований.

Известно [25], что основными электрокардиографическими признаками инфаркта миокарда является отсутствие зубца *R*, патологический (глубокий и широкий) зубец *Q*, смещение вверх (элевация) или вниз (депрессия) сегмента *ST* ниже изоэлектрической линии и отрицательный зубец *T*.

Используя математическую модель генерации искусственных ЭКГ [26], исследуем вначале взаимосвязь динамики изменения смещения сегмента *ST* и амплитуды зубца *T* с динамикой формы порожденных фазовых портретов (табл. 2 и 3 соответственно).

Как видно из рисунков, представленных в табл. 2, при элевации или депрессии сегмента *ST* соответствующая петля фазовой траектории перемещается вверх или вниз относительно оси  $y(t)$ .

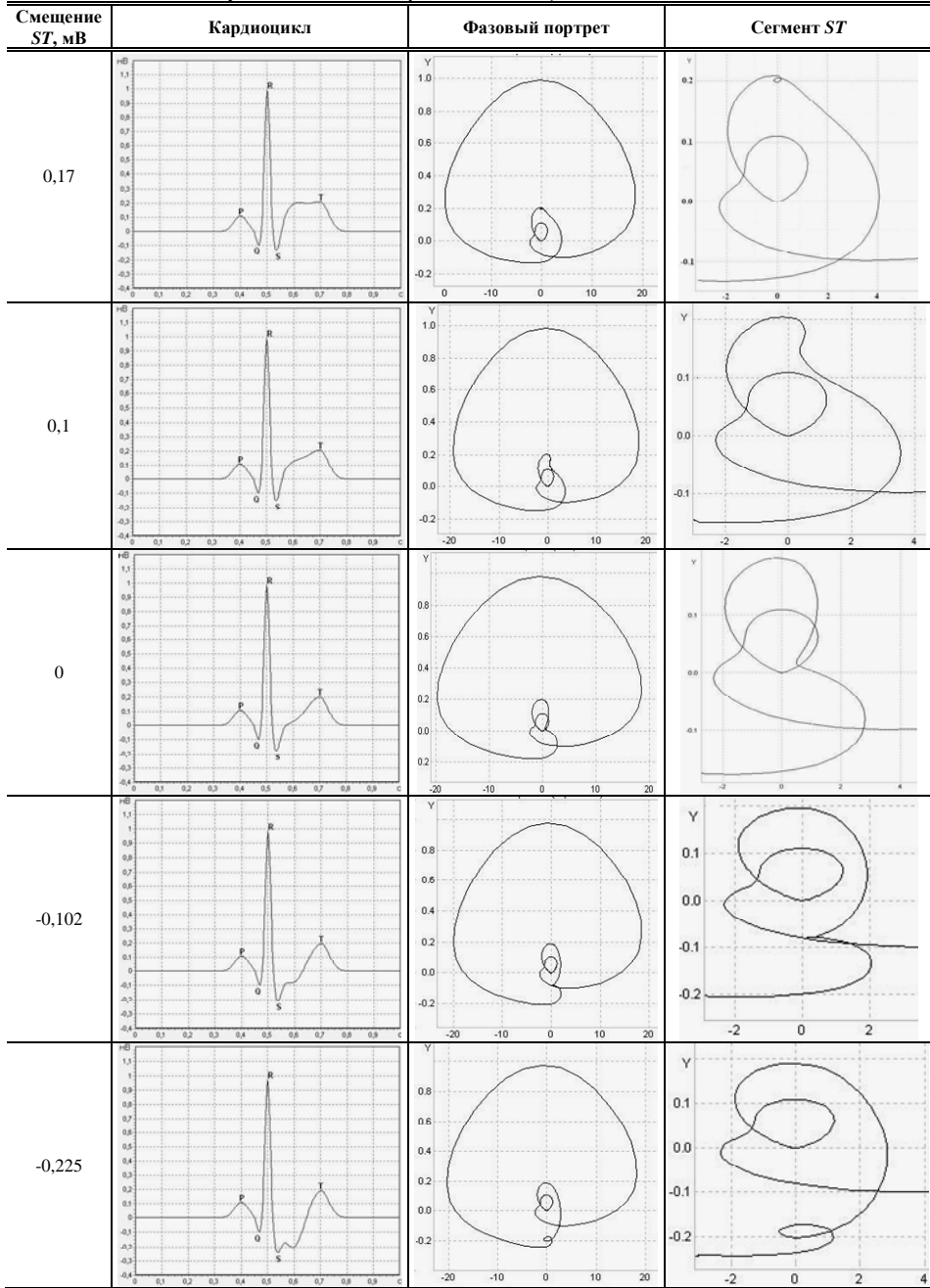
Характерные изменения претерпевает и фазовый портрет ЭКГ при изменении амплитуды зубца *T*. Как видно из рисунков, представленных в табл. 3, при уменьшении амплитуды зубца *T* во временной области, соответствующий фрагмент фазовой траектории уменьшается в размерах, а при негативизации зубца *T* этот фрагмент перемещается ниже уровня  $y = 0$ .

Как и следовало ожидать, описанные характерные изменения фазовых портретов и их фрагментов наблюдались и при обработке реальных ЭКГ. В табл. 4 приведены данные из базы PTB Diagnostic ECG Database (patient 023 запись № s00801re, № s00851re), принадлежащие мужчине 69 лет с диагнозом инфаркт миокарда.

На первой из представленных ЭКГ наблюдается депрессия *ST*-сегмента и петля на фазовом портрете смещена вниз относительно оси  $y(t)$ . На второй ЭКГ депрессия отсутствует и соответствующая петля фазовой траектории перемещается вверх, что свидетельствует о положительной динамике в процессе лечения.

Таблица 2

Результаты моделирование смещения сегмента ST



**Таблица 3**

*Результаты моделирования изменения амплитуды зубца T*

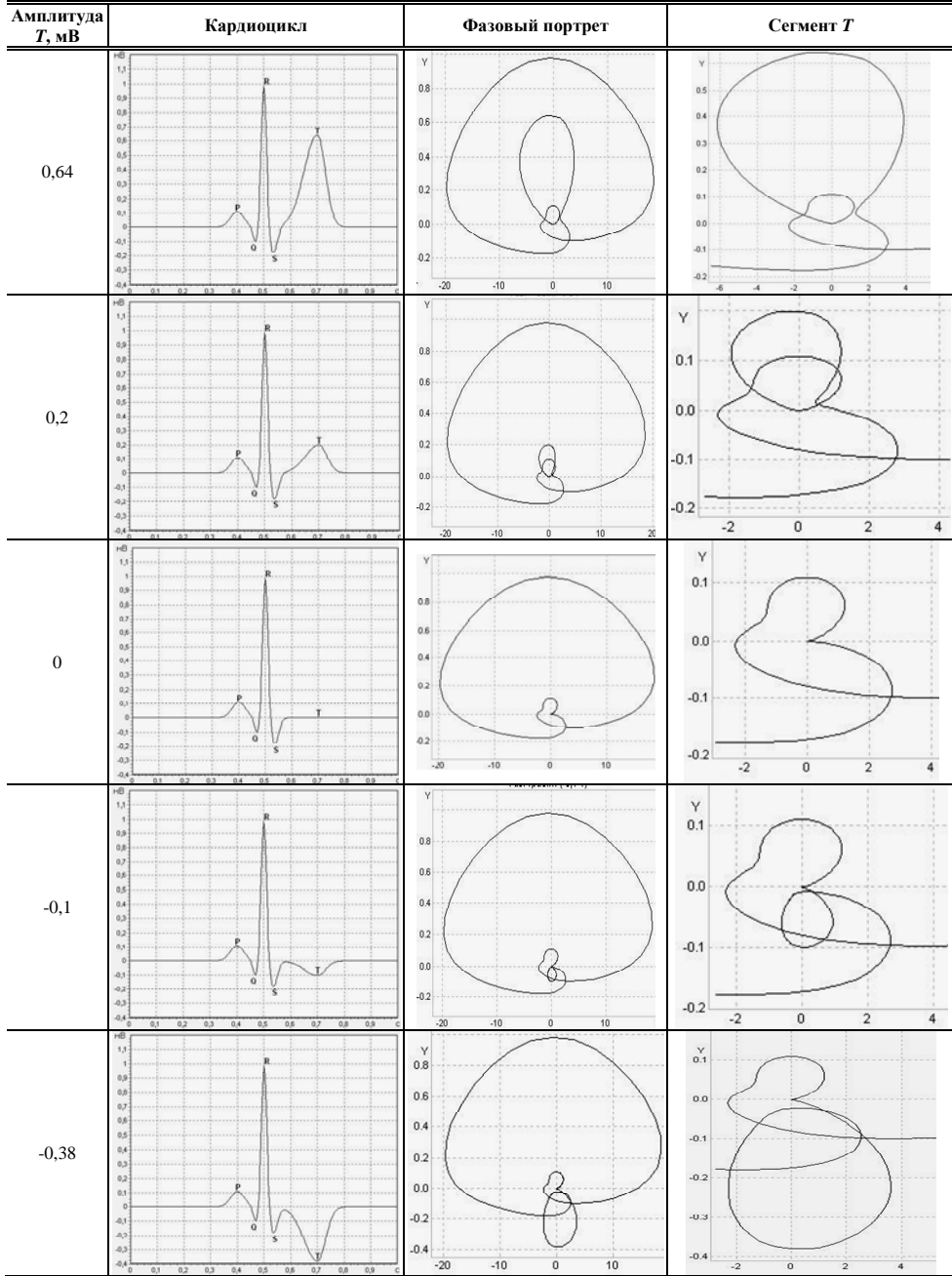
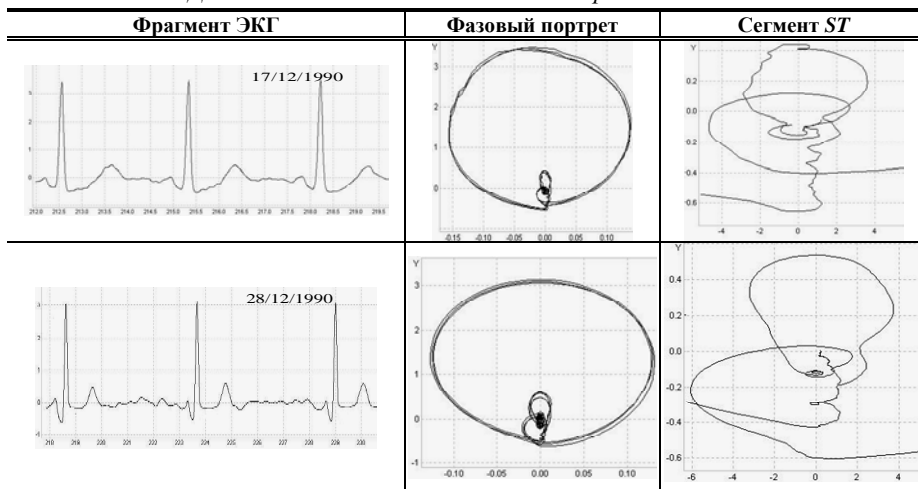


Таблица 4

Динамика изменения сегмента *ST* на реальной ЭКГ

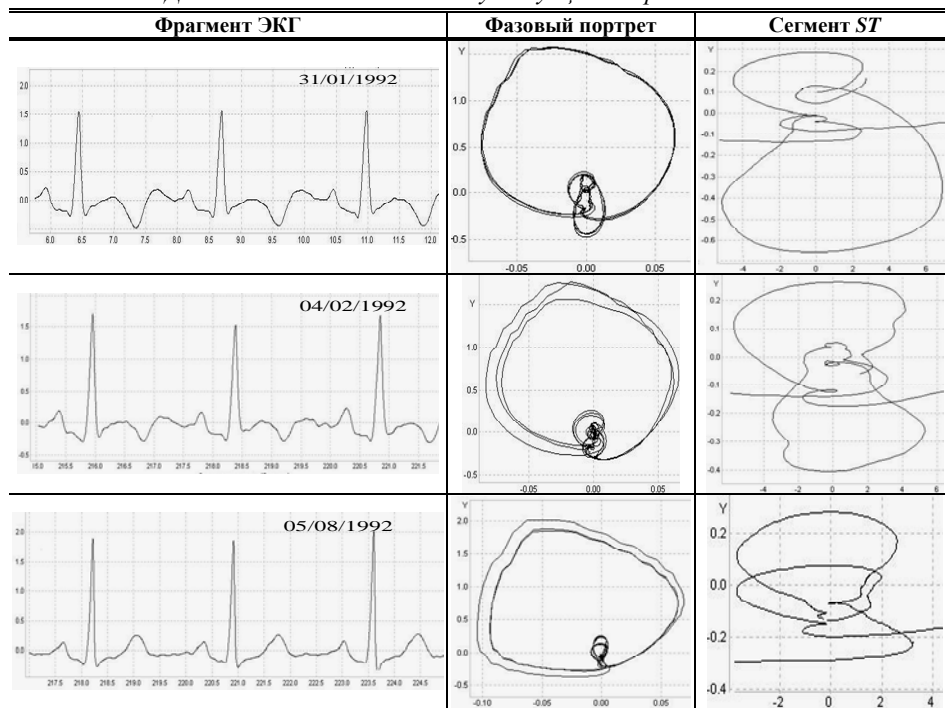
В табл. 5 представлены данные пациента № 076 из базы РТВ Diagnostic ECG Database [22] (запись № s0247, № s0250, № s0319), принадлежащие мужчине 43 лет с диагнозом «инфаркт миокарда (передне-боковая локализация)». Первая ЭКГ снята при поступлении в больницу, вторая — во время лечения, последняя — после лечения.

При поступлении в больницу на ЭКГ наблюдался отрицательный зубец *T*, амплитуда которого уменьшалась в процессе лечения и на последнем ЭКГ наблюдается уже положительный зубец *T*. На данном примере реальной ЭКГ хорошо видны характерные изменения фазового портрета: вначале характерная петля была направлена вниз и имела значительные размеры. Затем размеры этой петли уменьшались. И, наконец, на последнем фазовом портрете петля уже направлена вверх, что указывает на положительную динамику лечения.

Разумеется, анализ рассмотренных диагностических признаков (смещения сегмента *ST* и негативизации зубца *T*) вполне может быть выполнен визуально опытным кардиологом традиционным способом – по временному сигналу  $y(t)$ . В данном случае фазовые портреты приведены лишь для иллюстрации.

В то же время при анализе ЭКГ в фазовом пространстве появляется возможность использовать дополнительные признаки, которые почти незаметны при визуальном анализе ЭКГ во временной области и поэтому часто недооцениваются кардиологами. Один из таких дополнительных признаков характеризует симметрию фрагмента фазовой траектории, соответствующей периоду реполяризации [4]. Этот показатель ранее изучался в ряде клинических исследований, в частности в работах [14, 15], в которых показано, что у больных с ИБС происходит симметризация волны *T*.

Таблица 5

Динамика изменения амплитуды зубца  $T$  на реальной ЭКГ

В табл. 6 представлены результаты обработки записей № I35, № I36 ЭКГ из базы St.-Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database [6], принадлежащих женщине 38 лет (пациент № 16) с диагнозами «ишемическая болезнь сердца, артериальная гипертензия, гипертрофия левого желудочка». Указанные записи зарегистрированы в процессе выполнения теста на ИБС.

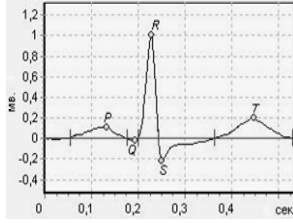
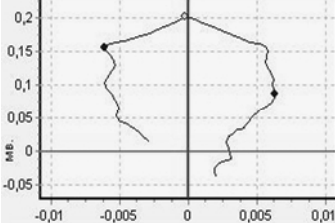
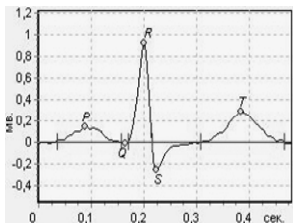

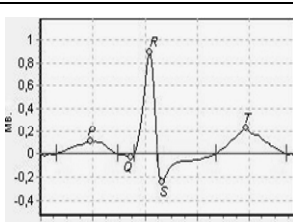

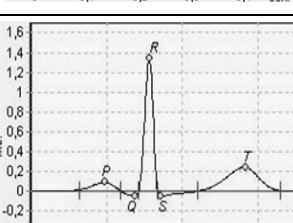
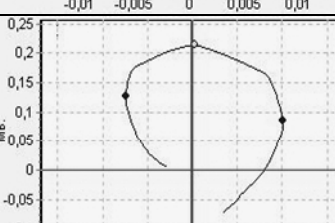
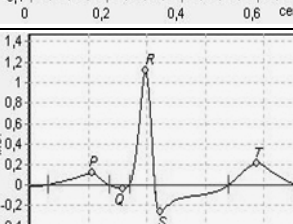
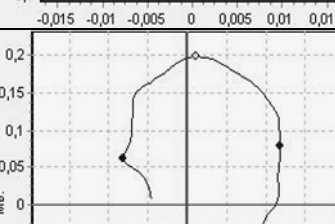
В процессе выполнения теста показатель симметрии зубца  $T$  изменился на почти на 42 % (от 1,02 до 1,45). Легко видеть, что такие изменения более выражены на  $ST-T$  фрагменте фазовой траектории, чем на кардиоцикле во временной области.

**Выводы.** Проведенные исследования с использованием реальных ЭКГ записей из Интернет-ресурса PhysioNet еще раз подтвердили диагностическую ценность фазового портрета ЭКГ. При появлении отклонений ЭКГ во временной области на соответствующем фазовом портрете появляются характерные изменения (признаки), которые достаточно просто могут быть обнаружены как визуально, так и на основе компьютерных алгоритмов.

Модельные эксперименты показали (табл. 2), что при появлении диагностически значимых смещений сегмента  $ST$  (депрессии или элевации) на фазовых портретах ЭКГ, порожденных на плоскости  $y(t) - \dot{y}(t)$ , происходит смещение характерной петли вниз или вверх относительно оси

Таблица 6

Динамика изменения симметрии зубца T на реальной ЭКГ

№ записи	Интервал времени, с	Показатель симметрии T	Кардиоцикл	ST-T фрагмент фазовой траектории
135	1-200	1,02		
135	200-400	1,14		
135	400-600	1,27		
136	0-200	1,36		
136	400-600	1,45		

$y(t)$ . Установлено также (Табл. 3), что при уменьшении амплитуды зубца  $T$  соответствующий фрагмент фазовой траектории уменьшается в размерах, а при негативизации зубца  $T$  этот фрагмент перемещается ниже уровня  $y = 0$ .

Указанные характерные изменения фазовых портретов и их фрагментов наблюдались и при обработке реальных ЭКГ-записей из баз РТВ Diagnostic ECG Database (табл. 4 и 5).

Обработка реальных записей ЭКГ из базы St.-Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database в процессе выполнения теста на ишемию показала (табл. 6), что по фазовому портрету ЭКГ удается более точно оценить динамику изменения показателя симметричности фрагмента реполяризации, чем при анализе этого показателя по временному сигналу.

1. *Валужис А.К., Рашимас А.П.* Статистический алгоритм структурного анализа электрокардиосигнала // Кибернетика. — 1979. — № 3. — С.91–95.
2. *Zywienz C., Borovsky D., Goetsch G., Joseph G.* Methodology of ECG Interpretation in the Hanover Program // Methods of Information in Medicine. — 1990. — N 29. — P. 375.
3. *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.
4. *Файнзильберг Л.С.* ФАЗАГРАФ® — эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни сердца // Клиническая информатика и телемедицина. — 2010. — 6. — Вып.7. — С. 22–30.
5. *Файнзильберг Л.С.* Компьютерный анализ и интерпретация электрокардиограмм в фазовом пространстве // Системні дослідження та інформаційні технології. — 2004. — № 1. — С. 32–46.
6. *PhysioNet: the research resource for complex physiologic signals.* — [www.physionet.org](http://www.physionet.org).
7. *Мурашко В.В., Струтынский А.В.* Электрокардиография. — М.: Медицина, 1991. — 288 с.
8. *Атьков О.Ю., Ашмарин И.Ю., Соболев Ю.С.* Современные возможности функциональной диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы // Терапевтический архив. — 1989. — 61. — № 4. — С. 6–13.
9. *Connolly DC., Elveback LR., Oxman HA.* 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 Proceedings. — 1984. — № 59. — P. 247–250.
10. *Ахметин А.М., Антропов О.С.* Анализ variability ритмов на основе метода рекуррентного анализа // Вісник харківського національного університету. — 2004. — № 617. — С. 64–65.
11. *Фрумкин Л.Л., Штарк М.Б.* О фазовом портрете электрокардиограммы // Автометрия. — 1993. — № 2. — С. 51–54.
12. *Matjaž Perc.* Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram // European Journal of Physics. — 2005. — № 26. — P. 757–768.
13. *Амосов Н.М., Агапов Б.Т., Паничкин Ю.В.* Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // Доклады АН СССР. — 1972. — 202. — № 1. — С. 245–247.
14. *Халфен Э.Ш., Сулковская Л.С.* Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца  $T$  ЭКГ // Кардиология. — 1986. — № 6. — С. 60–62.
15. *Карамов К.С., Базиян Ж.А., Алехин К.П.* К диагностике свежих очаговых поражений миокарда // Кардиология. — 1978. — № 10. — С. 109–112.



16. *Файнзильберг Л.С.* Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. — Киев: Наукова думка, 2008. — 333 с.
17. *Moody G.B., Goldberger A.L., McClennen S., Swiryn S.P.* Predicting the Onset of Paroxysmal Atrial Fibrillation // *Computers in Cardiology*. — 2001. — № 28. — P.113–116.
18. The European ST-T Database: standard for evaluating systems for the analysis of ST-T changes in ambulatory electrocardiography / A. Taddei, G. Distante, M. Emdin et. al. // *European Heart Journal*. — 1992. — N 13. — P. 1164–1172.
19. *Moody G.B., Mark R.G.* The impact of the MIT–BIH Arrhythmia Database // *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. — 2001. — N 20(3). — P.45–50.
20. Survival of patients with severe congestive heart failure treated with oral milrinone / D.S. Baim, W.S. Colucci, E.S. Monrad et al. // *American College of Cardiology*. — 1986. — N 7(3). — P. 661–670.
21. *Bousseljot R., Kreiseler D., Schnabel A.* Nutzung der EKG–Signaldatenbank CARDIODAT der PTB über das Internet // *Biomedizinische Technik*. — 1995. — Band 40, Ergänzungsband.— N 1. — P. 317.
22. American Heart Association ECG Database. — [www.ecrlog.org/products/pages/aha\\_ecg\\_dvd.aspx](http://www.ecrlog.org/products/pages/aha_ecg_dvd.aspx).
23. The Ann Arbor Electogram Libraries. — Режим доступа: <http://electrogram.com/>.
24. *Dawoud F., Wagner G.S., Moody G., Horacek B.M.* Using inverse electrocardiography to image myocardial infarction—reflecting on the 2007 PhysioNet // *Electrocardiology*. — 2008. — № 41(6). — P. 630–635.
25. *Kardio. Ru* Контроль Вашего сердца. — <http://www.kardi.ru/ru/index/Article?&ViewType=view&Id=17>.
26. *Файнзильберг Л.С., Беклер Т.Ю., Глушаускене Г.А.* Математическая модель порождения искусственной электрокардиограммы с заданными амплитудно-временными характеристиками информативных фрагментов // *Проблемы управления и информатики*. — 2011. — № 5. — С. 61–72.

Международный научно-учебный центр  
информационных технологий и систем  
НАН Украины и Министерства образования  
и науки, молодежи и спорта Украины, Киев

Получено 05.09.2012