

УДК 612.17

Л.С. Файнзильберг

## Компьютерная электрокардиография до и после академика Н.М. АМОСОВА

Рассмотрен новый метод компьютерной диагностики по фазовому портрету ЭКГ и определено его место в общей истории развития компьютерной электрокардиографии. Представлены результаты клинических испытаний метода, подтвердившие его диагностическую эффективность.

A new method of computer diagnostics based on the phase portrait of ECG is considered and its place in the general history of the computer electrocardiography is determined. The results of clinical trials of the method which confirm its diagnostic effectiveness are given.

Розглянуто новий метод комп'ютерної діагностики за фазовим портретом ЕКГ та визначено його місце в загальній історії розвитку комп'ютерної електрокардіографії. Представлено результати клінічних випробувань методу, які підтвердили його діагностичну ефективність.

**Введение.** В 1972 г. в «Докладах Академии наук СССР» была опубликована статья Николая Михайловича Амосова с коллегами «Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат» [1], в которой для анализа внутрисердечной гемодинамики предложено использовать фазовую траекторию, отображающую процесс сокращения желудочка в виде кривой на плоскости  $P(t)$ ,  $\dot{P}(t)$ , где  $P(t)$  и  $\dot{P}(t)$  соответственно – давление и скорость его изменения в момент времени  $t$ . Впервые была сформулирована гипотеза о возможности диагностики заболеваний сердца по форме такой кривой.

Хотя публикация [1] не имела отношения к электрокардиографии, но именно эту работу по праву можно считать основополагающей в формировании нового перспективного направления – компьютерной диагностики по фазовому портрету электрокардиограммы (ЭКГ).

Цель настоящей статьи – показать роль и место компьютерной обработки ЭКГ в фазовых координатах в общей истории компьютерной электрокардиографии.

### Историческая справка

Первым, кто ввел электрокардиографию в широкую врачебную практику, был голландский физиолог, профессор Утрехтского университета *Виллем Эйнтховен*, который в 1893 г. создал первый электрокардиограф и разработал первую теорию генеза ЭКГ. Уже в 1905 г. было

начато серийное производство электрокардиографов.

Впервые в руках врача оказалось средство, несущее информацию о состоянии сердца. Заслуги Эйнтховена были оценены по достоинству, и в 1924 г. ему была присуждена Нобелевская премия с формулировкой «За открытие техники электрокардиограммы».

Этому революционному изобретению предшествовали лабораторные исследования других ученых. Еще в 1856 г. немецкие гистологи *Рудольф Келликер* и *Йоган Мюллер*, работая на открытом сердце, заметили, что при наложении нерва скелетной мышцы на сердце лягушки наблюдались ритмические сокращения этой мышцы в такт с сокращениями сердца. Так впервые было обнаружено наличие *электрических* явлений в миокарде.

В 1862 *И.М. Сеченов* в монографии «О животном электричестве» описал подобные электрические явления в сердце теплокровного животного – кролика.

В 1872 г. французский изобретатель *Габриел Липпман* сконструировал капиллярный электрометр – устройство, позволяющее регистрировать незначительные колебания электрического тока. С помощью этого устройства в 1876 г. *Морей* осуществил первую инструментальную запись электрической активности сердца у черепахи и лягушки.

В результате усовершенствования капиллярного электрометра в 1887 г. английскому физиологу *Августу Уоллеру* впервые удалось зарегистрировать электрическую активность сердечной мышцы человека с помощью электродов, расположенных на поверхности тела. По сути это была первая ЭКГ в истории человечества.

С 1890 г. В. Эйнтховен начал работу по усовершенствованию другого инструмента – струнного гальванометра. При разработке собственного струнного гальванометра были взяты за основу принципы построения магнитоэлектрического гальванометра *Арсена Д'Арсонваля*, а также конструкция струнного гальванометра, изобретенного *Д. Швейггером*.

После упорной работы к 1893 г. Эйнтховену удалось создать первый электрокардиограф (рис. 1). В 1903 году Эйнтховен опубликовал статью о регистрации на струнном гальванометре ЭКГ пациентов с различной сердечной патологией.

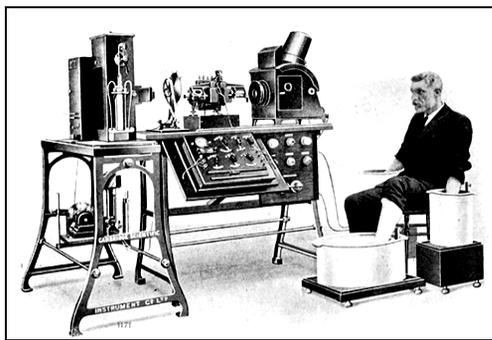


Рис. 1. Первый электрокардиограф В. Эйнтховена

Вскоре после опубликования этой статьи инженер из Мюнхена *Макс Эдельманн* наладил производство электрокардиографов, которые фактически копировали образец Эйнтховена и весили около 270 кг, а их обслуживанием занимались пять сотрудников.

В 1908 г. компания *CSIC (Cambridge Scientific Instrument Company)* наладила выпуск своей усовершенствованной модели электрокардиографа (рис. 2). К 1935 г. удалось снизить вес электрокардиографа до 11 кг и наладить производство аппаратов, которые можно было подкатить непосредственно к больничной койке, что открыло широкие возможности их использования в медицинской практике.

Постепенно размеры и вес таких устройств уменьшались, улучшались их метрологические характеристики, что способствовало более широкому их применению. Бурное развитие средств вычислительной техники и информационных технологий заложило основу новой отрасли – компьютерной электрокардиографии.



Рис. 2. Серийный электрокардиограф компании *CSIC*

Клиническое применение цифровых электрокардиографов прошло несколько стадий развития. *Первые* изделия имели лишь одну, но очень важную функцию регистрации и хранения ЭКГ в цифровой форме. *Второе* поколение уже обеспечивало возможность автоматического распознавания информативных фрагментов ЭКГ (зубцов, комплексов, сегментов и интервалов), а также измерение амплитудно-временных параметров, сосредоточенных на этих фрагментах.

Современные цифровые электрокардиографы имеют встроенные алгоритмы автоматической интерпретации ЭКГ, обеспечивающие поддержку принятия решения врача–кардиолога.

### Существующие подходы к компьютерному анализу ЭКГ

Традиционный анализ ЭКГ во временной области (рис. 3) сводится к оценке полярности, амплитуды, продолжительности и формы характерных фрагментов сигнала, отражающих стадии возбуждения и расслабления отдельных участков сердечной мышцы. Например, основные электрокардиографические признаки ишемии миокарда проявляются в смещении вниз (депрессия) или вверх (элевация) сегмента *S–T* относительно изоэлектрической линии более чем на 0,1 мВ [2].

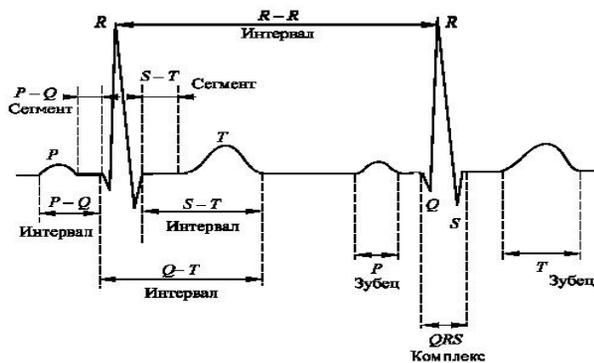


Рис. 3. Форма нормальной ЭКГ во временной области

Однако известно, что депрессия сегмента  $S-T$  может наблюдаться не только при ишемии миокарда, но и при миокардите, артериальной и симптоматической гипертонии, пороках сердца, передозировке препаратов наперстянки и в других случаях.

С другой стороны, согласно [3], примерно у половины больных хронической формой ишемической болезни сердца (ИБС) на ЭКГ покоя не наблюдаются диагностически значимые отклонения сегмента  $S-T$  даже во время эпизодов дискомфорта в грудной клетке. Другими словами, традиционный анализ ЭКГ во временной области не обеспечивает требуемую чувствительность и специфичность результатов диагностики.

Дополнительную информацию можно получить при обработке ЭКГ в частотной области. На основе алгоритма быстрого преобразования Фурье (БПФ) проводится анализ параметров вариабельности сердечного ритма [4], классификация аритмий [5], оценка смещения сегмента  $S-T$  [6] и другие исследования.

При обработке нестационарных сигналов, например, длительных записей холтер-мониторов, используют метод спектрально-временного картирования [7], основанный на применении классического алгоритма БПФ для отдельных интервалов стационарности. Получил распространение также более тонкий метод частотно-временного анализа – метод дискретного вейвлет-преобразования (метод *DWT*), который, в отличие от предыдущего, позволяет получить хорошее разрешение и по частоте, и по времени [8] (рис. 4).

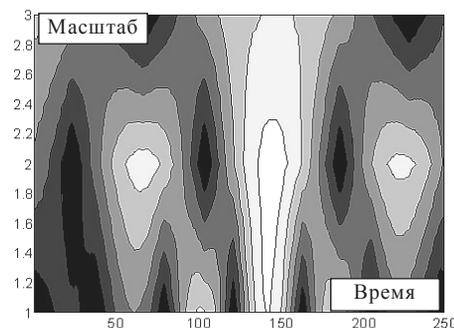


Рис. 4. Пример *DWT*, построенного для комплекса *QRS*

Компьютерная обработка и усреднение длительных записей дает возможность построить ЭКГ высокого разрешения и выявить на ней так называемые *поздние потенциалы желудочков* (ППЖ) [9], отражающие процессы замедленного проведения электрического сигнала в миокарде в виде низкоамплитудных (5–20 мкВ) и высокочастотных (25–50 Гц) колебаний, которые в течение непродолжительного временного интервала (40–180 мс) появляются в конечной части комплекса *QRS* и начальном отделе сегмента  $S-T$  (рис. 5). Наиболее распространенным способом выявления ППЖ стал метод, основанный на усреднении 50–300 циклов ЭКГ во временной области [10].

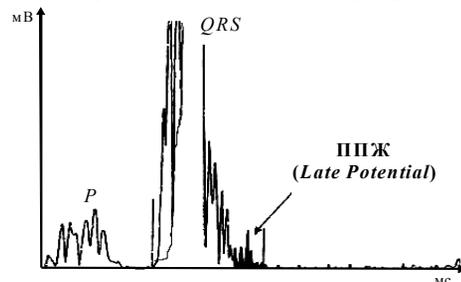


Рис. 5. Поздние потенциалы желудочков (ППЖ)

В клинической практике применяется также метод поверхностного ЭКГ-картирования, позволяющий провести компьютерный анализ временных и пространственных характеристик электрического поля сердца, зарегистрированного с применением многочисленных электродов, расположенных на поверхности грудной клетки, и представить результаты в виде детальной карты распределения потенциалов (рис. 6) [11].

Если ЭКГ-сигнал с одного ортогонального отведения откладывать по вертикальной оси, а

с другого – по горизонтальной, то формируется так называемая векторкардиограмма (ВКГ) в виде характерного графического образа (годографа), на котором отображаются петли комплекса  $QRS$ , зубцов  $P$  и  $T$  [12] (рис. 7).

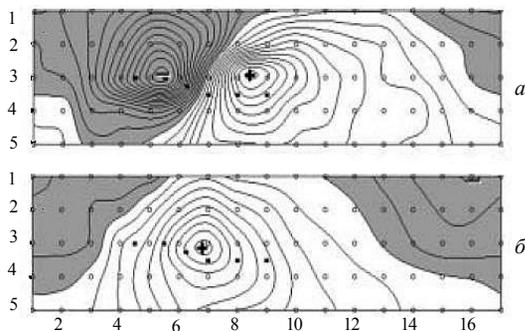


Рис. 6. Карта распределения потенциалов здорового волонтера на участках:  $a$  – деполяризации;  $b$  – реполяризации

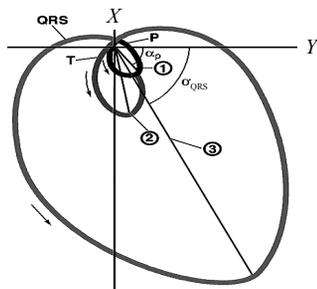


Рис. 7. Векторкардиограмма в системе ортогональных отведений  $X$  и  $Y$

Ценность ВКГ особенно высока при диагностике инфарктов *нижней стенки* левого желудочка, при которых изменения на традиционной ЭКГ могут быть сомнительными.

Даже на основании такой краткой и далеко не полной информации о существующих подходах к компьютерной обработке ЭКГ можно сделать главный вывод: при ЭКГ-диагностике важен не только собственно сигнал, несущий информацию об электрических явлениях в сердце, но и форма представления этого сигнала и эффективные компьютерные методы, позволяющие получить дополнительную диагностическую информацию.

Изложенное в полной мере соответствует представлениям автора и послужило стимулом в проведении теоретических и прикладных исследований, завершившихся созданием нового метода ЭКГ-диагностики по ее фазовому портрету.

## Компьютерная диагностика по фазовому портрету ЭКГ

В основу метода положен 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*, его координаты – *фазовыми*, а семейство фазовых траекторий, изображающих изменения состояния системы – *фазовым портретом*.

Фазовый портрет изучаемой системы можно строить на основании экспериментальных данных. Если система может быть описана двумя переменными  $x_1, x_2$ , то фазовое пространство представляет собой плоскость, по осям которой откладываются значения  $x_1$  и  $x_2$ .

Для экспериментального исследования временных сигналов, отображающих поведение динамической системы на фазовой плоскости, чаще всего используется так называемый метод задержек. В этом случае координаты фазовой плоскости представляют собой амплитуды временного сигнала  $z(t)$  в моменты времени  $t$  и  $t - \tau$ , где  $\tau$  – величина задержки (лаг преобразования).

В подавляющем числе известных публикаций, посвященных исследованию ЭКГ на фазовой плоскости, применяют именно метод задержек. Главным образом, такие исследования направлены на анализ вариабельности сердечного ритма, оценку степени хаотичности сигнала и классификацию аритмий, а отображение ЭКГ на фазовой плоскости  $z(t), z(t - \tau)$  дает наглядное представление об экстрасистолических комплексах [13–17].

В работе Н.М. Амосова [1] заложена более прогрессивная идея: для построения фазового портрета использовать *скоростные* показатели сердечной деятельности в явном виде. Эта идея побудила автора данной статьи исследовать диагностическую ценность фазового портрета ЭКГ, построенного не в координатах  $z(t), z(t - \tau)$ , а в координатах  $z(t), \dot{z}(t)$ , где  $\dot{z}(t)$  – скорость изменения сигнала, несущего информацию об электрической активности сердца в момент времени  $t$ .

Несмотря на то, что еще в работах [18–21] кардиологи указывали на диагностическую ценность анализа скоростных показателей ЭКГ, до последнего времени анализ фазового портрета ЭКГ в координатах  $z(t), \dot{z}(t)$  не использовался в клинической практике. Некоторые авторы отрицают даже возможность такого анализа только из-за трудностей оценки производной  $\dot{z}(t)$  реальных ЭКГ [17].

По-видимому, такое убеждение основано на том, что оценка производной сигнала  $z(t)$  на фоне помехи действительно – не простая задача. Более того, в общем случае дифференцирование зашумленных сигналов относится к числу некорректно поставленных математических задач [22]. Это легко показать на следующем примере.

Пусть наблюдаемый сигнал

$$z(t) = z_0(t) + h(t) \quad (1)$$

представляет собой сумму полезного сигнала  $z_0(t)$  и помехи

$$h(t) = h_0 \sin(\omega t), \quad (2)$$

где  $h_0 = \text{const}$ ,  $\omega = \text{const}$ .

Из (1) с учетом (2) следует, что

$$|z(t) - z_0(t)| \leq h_0, \quad (3)$$

В соответствии с (1) имеем

$$\dot{z}(t) = \dot{z}_0(t) + \omega h_0 \cos(\omega t), \quad (4)$$

и, следовательно,

$$|\dot{z}(t) - \dot{z}_0(t)| \leq \omega h_0. \quad (5)$$

На основании сравнения (3) и (5) заключаем, что при сколь угодно малом отклонении  $\Delta_z$  функций  $z(t)$  и  $z_0(t)$ , вызванном ограниченной по уровню аддитивной помехой  $|h(t)| \leq h_0$ , возможно сколь угодно большое отклонение  $\Delta_{\dot{z}}$  производных  $\dot{z}(t)$  и  $\dot{z}_0(t)$ , зависящее от частоты  $\omega$ , что и приводит к некорректности математической постановки оценки производной.

Вместе с тем при использовании оригинальных процедур фильтрации удастся на основе конечно-разностных аппроксимаций для дискретно заданной функции  $z[k]$ ,  $k = 0, \dots, K-1$  вычислить приближенные значения производной ЭКГ и, проведя процедуру регуляризации,

получить приемлемые оценки  $\dot{z}[k]$  [23, с. 159]. На рис. 8 приведен результат численной оценки первой производной модельного сигнала – гармонического колебания, зашумленного 10-процентной аддитивной случайной помехой

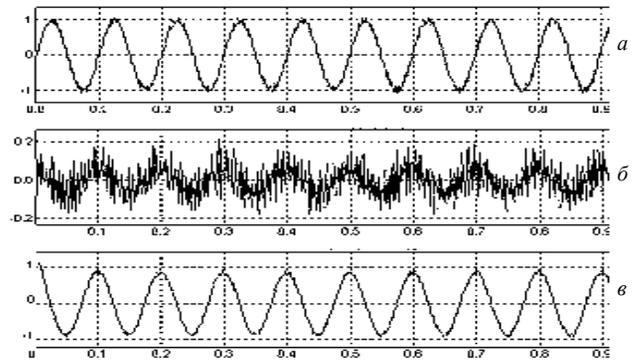


Рис. 8. Результат численного дифференцирования: *a* – исходный сигнал; *b* – оценка его производной до регуляризации; *в* – после

Этот результат открыл путь к развитию идеи Н.М. Амосова и позволил построить эффективную технологию перехода от скалярного представления ЭКГ  $z(t)$ , заданной в дискретные моменты времени  $t_k \equiv k\Delta$ ,  $k = 0, 1, \dots, K-1$ , где  $\Delta$  – шаг квантования по времени, к последовательности двумерных векторов (точек)

$$(z(t_0), \dot{z}(t_0)), (z(t_1), \dot{z}(t_1)), \dots, (z(t_{K-1}), \dot{z}(t_{K-1})), \quad (6)$$

лежащих на фазовой траектории в плоскости  $z(t), \dot{z}(t)$  (рис. 9).

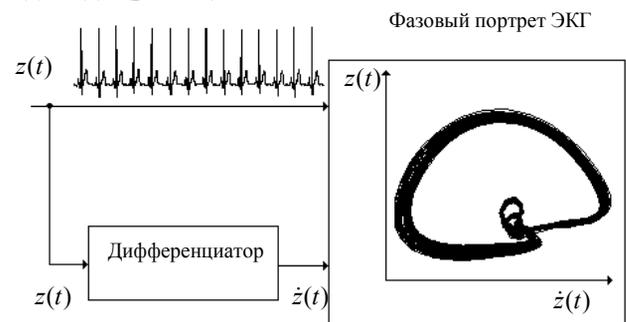


Рис. 9. Идея построения фазового портрета ЭКГ на плоскости  $z(t), \dot{z}(t)$

Хотя ЭКГ не есть периодической функцией, но траектории отдельных циклов «размываются» в фазовом пространстве, притягиваясь к некоторой локальной области – аттрактору в виде предельного цикла.

Модельные эксперименты показали, что изменения традиционных диагностических признаков ЭКГ более выразительно проявляются при отображении цикла ЭКГ в фазовых координатах  $z(t), \dot{z}(t)$ , чем при ее представлении во временной области  $z(t)$  (рис. 10).

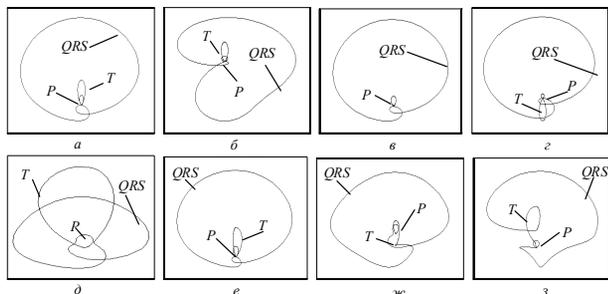


Рис. 10. Характерные изменения формы фазовых портретов ЭКГ

При положительных зубцах  $P$ ,  $T$  и неизменной форме  $QRS$ -комплекса фазовый портрет ЭКГ имеет вид графического образа, на котором отображаются три характерные петли, соответствующие зубцам  $P$ ,  $T$  и комплексу  $QRS$  (рис. 10, а). При патологическом (широком и глубоком) зубце  $Q$  графический образ разворачивается (рис. 10, б).

Плоский (рис. 10, в), отрицательный (рис. 10, г), чрезмерно высокий (рис. 10, д) или асимметричный (рис. 10, е) зубец  $T$  вызывает адекватные изменения размера и ориентации соответствующей петли на фазовом портрете.

Характерный сдвиг вниз (рис. 10, ж) при депрессии или вверх (рис. 10, з) при элевации сегмента  $S-T$  претерпевает соответствующий фрагмент фазового портрета.

Кроме того, как будет показано далее, переход от скалярного представления ЭКГ во временной области  $z(t)$  к векторному представлению в фазовых координатах  $z(t), \dot{z}(t)$  позволил повысить чувствительность и специфичность ЭКГ-диагностики вследствие *расширения* пространства диагностических признаков и введения дополнительных признаков фазового портрета ЭКГ. В качестве таких признаков предложено использовать (рис. 11): угол  $\alpha_{QRS}$  ориентации усредненной фазовой траектории; параметр  $\sigma_{QRS}$  рассеивания точек фазовых траекторий; параметр  $\beta_T$  симметрии фрагмента реполяризации усредненной фазовой траектории

относительно оси  $\dot{z} = 0$ , который определяется как отношение 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  $T$ .

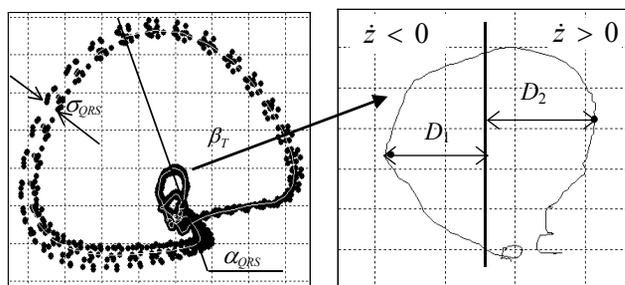


Рис. 11. Дополнительные признаки фазового портрета ЭКГ

Несмотря на то, что клиническая ценность анализа симметрии волны  $T$  была продемонстрирована еще в работе [19], в которой показано, что при ишемии миокарда происходит симметризация зубца  $T$ , до сих пор отсутствовали цифровые электрокардиографы, в которых бы использовался такой показатель, по всей видимости, из-за вычислительной сложности надежного определения такого показателя по реальным ЭКГ.

Заметим, что симметризация зубца  $T$  более заметно проявляется на фрагменте реполяризации фазовой траектории в координатах  $z(t), \dot{z}(t)$ , чем на ЭКГ во временной области  $z(t)$  (рис. 12).

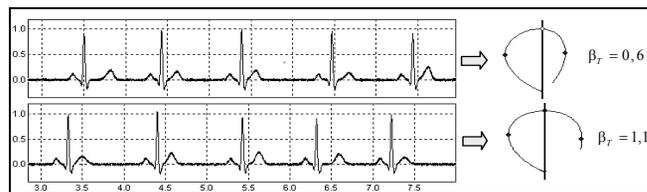


Рис. 12. Симметризация зубца  $T$  на временном сигнале и фрагменте фазовой траектории

Оригинальные компьютерные алгоритмы обработки ЭКГ в фазовом пространстве  $z(t), \dot{z}(t)$ , в том числе процедуры, обеспечивающие оценку дополнительных диагностических признаков фазового портрета ЭКГ, описаны в работе [24].

Предлагаемая компьютерная технология обработки ЭКГ предусматривает:

- фильтрацию внешних аддитивных возмущений на основе оригинального узкополосно-

го режекторного фильтра и процедуры адаптивного сглаживания;

- оценку первой производной фильтрованного сигнала и построение фазового портрета ЭКГ в координатах  $z(t), \dot{z}(t)$ ;

- оценку усредненной фазовой траектории на основе оригинального вычислительного метода, основанного на вычислении хаусдорфовых расстояний

$$R_H(Q_i, Q_j) = \max \left\{ \max_{q_i \in Q_i} \min_{q_j \in Q_j} \rho(q_i, q_j), \max_{q_j \in Q_j} \min_{q_i \in Q_i} \rho(q_i, q_j) \right\}, \quad (7)$$

между парами траекторий  $Q_i$  и  $Q_j$  отдельных сердечных циклов, где  $\rho(q_i, q_j) = \|q_i - q_j\|$  – евклидово расстояние между точками (нормированными векторами)  $q_i = (z_i, \dot{z}_i) \in Q_i$  и  $q_j = (z_j, \dot{z}_j) \in Q_j$ , лежащими на фазовых траекториях;

- восстановление полезного сигнала – эталонного цикла  $z_0(t)$  во временной области и определение традиционных амплитудно-временных параметров информативных фрагментов  $z_0(t)$ ;

- анализ статистических и спектральных характеристик варибельности сердечного ритма;

- вычисление дополнительных диагностических признаков по усредненной фазовой траектории ЭКГ.

На основе предложенной технологии Международным научно-учебным центром информационных технологий и систем НАН и МОН Украины создан и передан в серийное производство портативный диагностический комплекс ФАЗАГРАФ® [25].

Комплекс построен на базе оригинального сенсора с пальцевыми электродами для регистрации ЭКГ первого стандартного отведения и компьютерной программы, реализующей алгоритмы обработки ЭКГ. Результат обработки отображается в виде текстовой и графической информации, а также представляется на специальном индикаторе в виде градусника, шкала которого разделена на три зоны – зеленую (*норма*), желтую (*удовлетворительно*), и красную (*внимание*) (рис. 13).

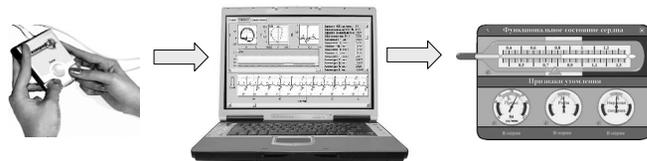


Рис. 13. Диагностический комплекс ФАЗАГРАФ®

### Результаты клинических испытаний

Для экспериментального подтверждения диагностической ценности признака  $\beta_T$  проведена статистическая обработка клинических данных, полученных в отделении ишемических болезней сердца Института кардиологии им. акад. Н.Д. Стражеско АМН и четырех клиниках Германии.

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

Статистическая обработка данных показала [26], 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

$$\begin{aligned} &\text{ВНИМАНИЕ,} && \text{если } \beta_T > \beta_0 \\ &\text{НОРМА,} && \text{если } \beta_T < \beta_0 \end{aligned} \quad (8)$$

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

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 (8), подтвердившее сравнительно высокие показатели чувствительности и специфичности на таком сложном клиническом материале, можно считать вполне приемлемым для профилактических обследований и решения задачи скрининга ИБС.

Диагностическая ценность показателя  $\beta_T$  подтверждена также в *активных* экспериментах на животных, которые проводились в Институте физиологии им. А.А. Богомольца НАН Украины [27]. Основная цель эксперимента состояла в исследовании динамики  $\beta_T$  в условиях искусственной ишемии, которая достигалась катетеризацией коронарных артерий и полостей сердца без открытия грудной клетки с сохранением естественного дыхания.

В процессе развития искусственной ишемии значения показателя  $\beta_T$  увеличивались, посте-

пенно приближаясь к порогу опасных значений (рис. 14), причем изменения формы фрагмента реполяризации в координатах  $z(t), \dot{z}(t)$  были более выражены, чем депрессия сегмента  $S-T$  на временном сигнале  $z(t)$ . Уже через 50 мин после начала ишемии показатель  $\beta_T$  увеличился на 120 процентов в сравнении с начальным состоянием, в то время как депрессия сегмента  $S-T$  на 50-й минуте возросла лишь на 26 процентов.

Эксперименты, проведенные в Институте кардиологии им. акад. Н.Д. Стражеско, показали [28], что динамика показателя ЭКГ  $\beta_T$  в ходе пробы с дозированной физической нагрузкой несет *дополнительную* информацию, повышающую достоверность тестирования. Характер изменений параметра  $\beta_T$  в процессе пробы существенно отличался у здоровых лиц и у больных ИБС, причем в подавляющем большинстве случаев в группе больных ИБС в сравнении с контрольной группой здоровых добровольцев показатель  $\beta_T$  практически не изменялся в период реституции и был значительно более высоким, чем в исходном состоянии.

Интересные результаты удалось получить при исследовании динамики изменения показателя  $\beta_T$  в экспериментах с большой физической нагрузкой, в которых участвовали спортсмены высокого ранга – члены сборной Украины по академической гребле. В большинстве случаев по мере увеличения нагрузки изменения параметра  $\beta_T$  (в процентах по отношению к исходному состоянию) происходили быстрее, чем изменения частоты сердечных сокращений (ЧСС) (рис. 15).

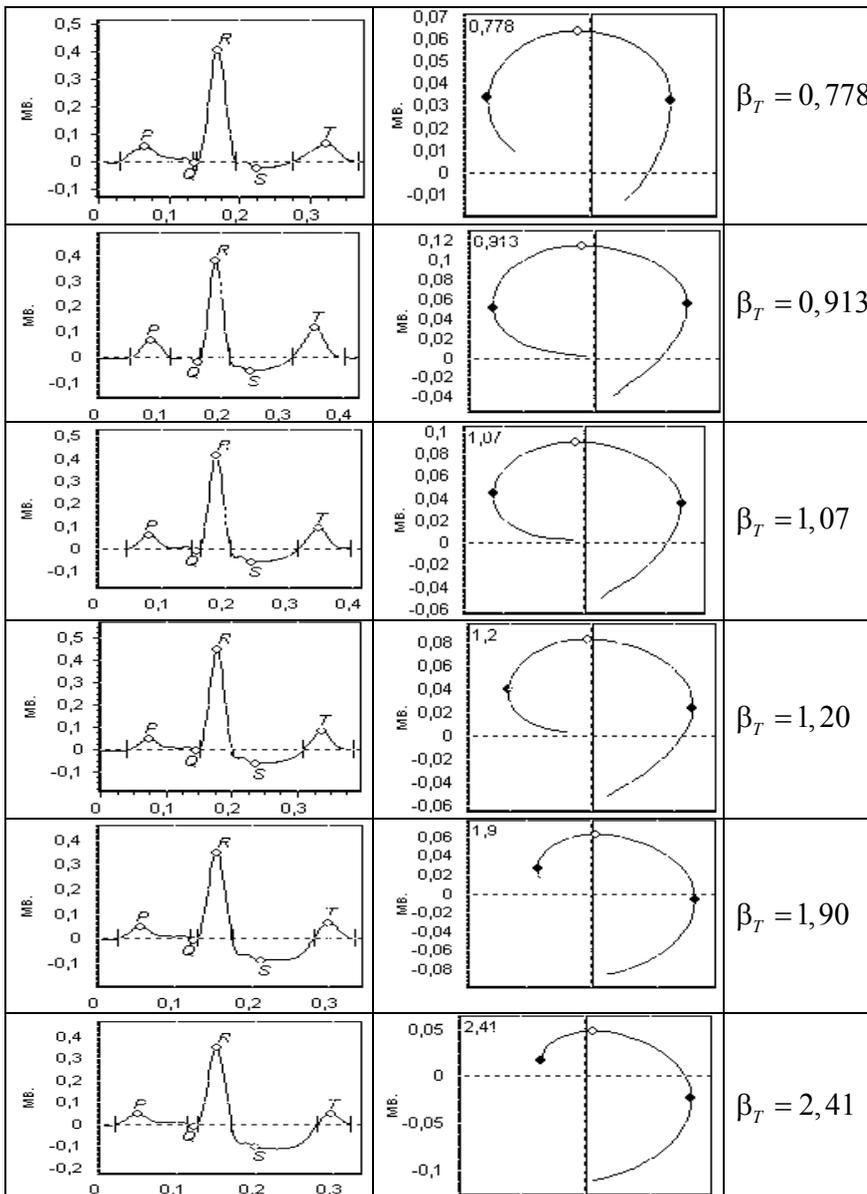


Рис. 14. Динамика изменения показателя  $\beta_T$  в процессе искусственной ишемии

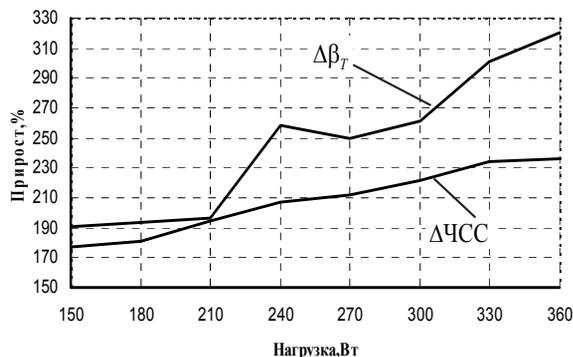


Рис. 15. Графики изменения показателя  $\beta_T$  и ЧСС у спортсмена И.

Статистическая обработка результатов обследования амбулаторных больных гипертонической болезнью, проведенная на кафедре внутренних болезней № 1 Медицинского института Украинской ассоциации народной медицины, показала [29], что параметр  $\beta_T$  – более ранний признак электрофизиологических изменений в миокарде, возникших у больных с высоким артериальным давлением, чем традиционные критерии. Обнаружены также достоверные корреляционные связи между  $\beta_T$  и уровнем диастолического давления и индексом напряжения (ИН), который отражает активность механизмов симпатической регуляции.

Неожиданные результаты получены в инфарктном отделении городской клинической больницы № 5 г. Киева. Установлено [30], 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.

Следует отметить, что среди исследованных больных с острым коронарным синдромом примерно половину составили больные с инфарктом миокарда *задней стенки* левого желудочка. Тем не менее, и в этой подгруппе больных диагностический комплекс ФАЗАГРАФ® выявил закономерную динамику показателя  $\beta_T$  по ходу лечения, хотя, как известно, при такой локализации традиционные амплитудно-вре-

менные показатели ЭКГ не проявляются в первом отведении.

Кроме того, среди больных хронической ИБС, прошедших обследование с помощью диагностического комплекса ФАЗАГРАФ® в Институте кардиологии им. акад. Н.Д. Стражеско, была выделена подгруппа больных с изолированным стенозом правой коронарной артерии либо огибающей ветви левой коронарной артерии, которые перфузируют главным образом заднюю стенку левого желудочка. Оказалось, что и в этой подгруппе значения  $\beta_T$  в первом стандартном отведении были достоверно более высокими, чем у здоровых добровольцев [31].

Эти факты породили гипотезу о том, что вследствие взаимосвязи *скоростных* характеристик электрической активности сердца в период реполяризации показатель  $\beta_T$  в первом стандартном отведении *косвенно* несет информацию о патологических изменениях, возникающих в других отведениях.

Для проверки этой гипотезы проведены дополнительные исследования показателей  $\beta_T$  в 12-ти традиционных отведениях. В результате статистической обработки накопленного материала установлено [32], что значения  $\beta_T$  в различных общепринятых отведениях ЭКГ имеют высокую ( $r > 0,7$ ) степень корреляции (рис. 16).

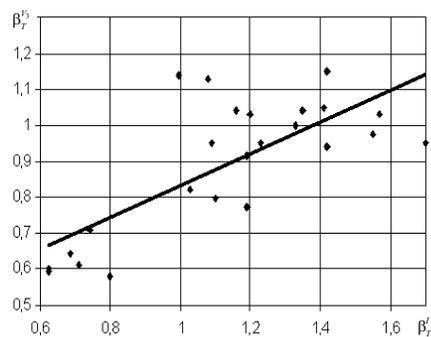


Рис. 16. Статистическая зависимость значений показателя  $\beta_T$  в первом стандартном и грудном отведении  $V_3$

Другими словами, если у конкретного испытуемого в первом стандартном отведении наблюдается увеличение параметра  $\beta_T$  в сравнении с нормой, то чаще всего подобное увеличение наблюдалось и в других отведениях.

Эта же гипотеза нашла подтверждение и в большинстве экспериментов на животных, о

которых упоминалось ранее. Несмотря на то, что в экспериментах искусственная ишемия достигалась перекрытием огибающей ветви левой коронарной артерии, которая кровоснабжает главным образом большую часть задней стенки левого желудочка, измерение показателя  $\beta_T$  в первом стандартном отведении позволило косвенно судить о процессах, происходящих в задней стенке.

Апробация диагностического комплекса ФАЗАГРАФ<sup>®</sup> проводилась не только в медицинских учреждениях и спортивных организациях, но и в диагностических центрах предприятий с повышенным техногенным риском и в школах. В полученных отзывах по результатам апробации отмечается удобство, надежность и другие достоинства комплекса.

В частности, в нескольких отзывах отмечено, что ФАЗАГРАФ<sup>®</sup> выявил ряд пациентов с определенными отклонениями показателя  $\beta_T$  от нормы, хотя эти пациенты ранее считали себя здоровыми. После дополнительной проверки в медицинских учреждениях этот предварительный диагноз подтвердился.

**Заключение.** Понятно, что упрощенный метод регистрации информации только от одного отведения, не может заменить стандартное ЭКГ-заключение. В то же время результаты апробации диагностического комплекса ФАЗАГРАФ<sup>®</sup> в клинических условиях подтвердили, что даже такая ограниченная информация при обработке ЭКГ в фазовом пространстве  $z(t), \dot{z}(t)$  позволяет интегрально судить о функциональном состоянии сердечной деятельности и выявлять (с определенной степенью достоверности) начальные признаки нарушений при скрининговых обследованиях.

Простота использования сенсора с пальцевыми электродами для регистрации ЭКГ и наглядность информации о результатах тестирования, представленная в доступной форме, дает возможность пользователю, не имеющему медицинских знаний, применять диагностический комплекс ФАЗАГРАФ<sup>®</sup> в домашних условиях для самооценки функционального состояния, оптимизации образа жизни и приема медицинских препаратов, целесообразного распре-

деления нагрузок и отдыха, накопления данных для консультаций с врачом.

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

Таким образом, сбылось предвидение академика Н.М. Амосова о перспективности использования метода фазовых координат для диагностики заболеваний сердца.

1. Амосов Н.М., Агапов Б.Т., Паничкин Ю.В. Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // Докл. АН СССР. – 1972. – 202, № 1. – С. 245–247.
2. Мурашко В.В., Струтинский А.В. Электрокардиография. – М.: Медицина, 1991. – 288 с.
3. Connolly DC., Elveback LR., 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. Frequency domain measures of heart rate period variability and mortality after myocardial infarction / G.T. Bigger, J.L. Fleiss, R.C. Steinman et al. // Circulation. – 1992. – 85. – P. 164–171.
5. Himanshu Gothwal, Silky Kedawat, Rajesh Kumar. Cardiac arrhythmias detection in an ECG beat signal using fast fourier transform and artificial neural network // J. of Biomedical Science and Engineering. – 2011. – N 4. – 289–296.
6. Цибульский В.Р., Сергейчик О.И., Кузнецов В.А. Исследование зависимости частотных характеристик электрокардиограмм от изменения сегмента ST // Вестн. кибернетики. – Тюмень. – 2002. – 1. – С. 164–170.
7. Nopadol U., Sakonthawat I. Development of QRS Detection using Short-time Fourier Transform based Technique // Computer Aided Soft Comp. Techn. for Imaging and Biomed. Appl. (IJCA Special Issue). – 2010: CASCT. – P. 7–10.
8. Анализ сигнал-усредненной ЭКГ (по данным вейвлет-преобразования) у здоровых и больных ИБС / С.А. Бойцов, С.Л. Гришаев, В.Н. Солнцев др. // Вестн. аритмологии. – 2001. – № 23. – С. 32–35.
9. Структурно-функциональное состояние миокарда и показатели сигнал-усредненной электрокардиограммы у больных гипертонической болезнью / В.И. Рузов, Р.Х. Гимаев, В.А. Разин и др. // Кардиоваску-

- лярная терапия и профилактика. – 2005. – № 4 (6). – С. 21–26.
10. *Ros H.H., Koeleman A.S.M., Akker T.J.* The technique of signal averaging and its practical application in the separation of atrial and His Purkinje activity // *Signal Averaging Technique in Clinical Cardiology*. – New York: Springer-Verlag, 1981. – P. 3–14.
  11. *Калинин Л.А., Полякова И.П., Школьников М.А.* Особенности электрофизиологических свойств миокарда у детей с синдромом удлинённого интервала QT по данным поверхностного ЭКГ картирования // *Вестн. аритмологии*. – 2006. – № 42. – С. 50–56.
  12. *Диагностическая* эффективность пространственных показателей компьютерной векторкардиографии для оценки гипертрофии левого желудочка сердца / С.А. Бойцов, С.Л. Гришаев, И.Г. Ласточкин и др. // *Артериальная гипертензия*. – 2003. – № 4, 9. – С. 142–14.
  13. *Фрумлин Л.Л., Штарк М.Б.* О фазовом портрете электрокардиограммы // *Автометрия*. – 1993. – № 2. – С. 51–54.
  14. *Salisbury J.I., Sun Y.* Assessment of Chaotic Parameters in Nonstationary Electrocardiograms by Use of Empirical Mode Decomposition // *Annals of Biomedical Engineering*. – 2004. – 32, N 10. – P. 1348–1354.
  15. *Perc M.* Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram // *Europ. J. of Physic*. – 2005. – N 26. – P. 757–768.
  16. *Afify H., Wahed M.A., Kadah Y.M.* ECG classification using affine invariant characterization of phase space // *Proc. of the Cairo Int. Biomed. Engin. Conf.* – 2006. – P. 1–4.
  17. *Ахметшин А.М., Ахметшин К.А.* Информационные возможности анализа и отображения электрокардиограммы в базисах сингулярного разложения вложенных векторов // *Клиническая информатика и телемедицина*. – 2011. – Т. 7, 8. – С. 58–64.
  18. *Шилинскийте З.И.* Дифференцирование электрической активности сердца // *Кардиология*. – 1965. – № 3. – С. 67–72.
  19. *Карамов К.С., Базиян Ж.А., Алехин К.П.* К диагностике свежих очаговых поражений миокарда // *Кардиология*. – 1978. – № 10. – С. 109–112.
  20. *Халфен Э.Ш., Сулковская Л.С.* Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца Т ЭКГ // Там же. – 1986. – № 6. – С. 60–62.
  21. *Волкова Э.Г., Калаев О.Ф., Ковынев А.Р.* Диагностические возможности первой производной ЭКГ в оценке состояния коронарной артерии у больных ишемической болезнью сердца // *Терапевтический архив*. – 1990. – № 3. – С. 35–38.
  22. *Тихонов А.Н., Арсенин В.Я.* Методы решения некорректных задач. – М.: Наука, 1986. – 288 с.
  23. *Файнзильберг Л.С.* Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. – К.: Наук. думка, 2008. – 333 с.
  24. *Файнзильберг Л.С.* Компьютерный анализ и интерпретация электрокардиограмм в фазовом пространстве // *Системні дослідження та інформаційні технології*. – 2004. – № 1. – С. 32–46.
  25. *Гриценко В.І., Файнзильберг Л.С.* Персоніфіковані засоби цифрової медицини – крок до здоров'я // *Вісн. НАН України*. – 2012. – № 8. – С. 62–70.
  26. *Файнзильберг Л.С.* Новая информационная технология обработки ЭКГ для выявления ишемической болезни сердца при массовых обследованиях населения // *УСиМ*. – 2005. – № 3. – С. 63–71.
  27. *Дослідження* функції серця при ішемії міокарда за допомогою нового методу обробки електрокардіограми / І.А. Чайковський, О.П. Нещерет, Л.С. Файнзильберг та ін. / *Фізіологічний журнал*. – 2008. – 54, № 6. – С. 42–48.
  28. *Возможности* анализа электрокардиограммы в фазовом пространстве в ходе нагрузочной пробы / И.А. Чайковский, А.Н. Ломаковский, С.И. Деяк и др. // *Український кардіологічний журнал*. – 2009. – № 4. – С. 65–70.
  29. *Можливості* аналізу електрокардіограми у фазовому просторі та варіабельності ритму серця в амбулаторних пацієнтів із гіпертонічною хворобою / Т.І. Чабан, І.А. Чайковський, Л.С. Файнзильберг та ін. // *Український медичний часопис*. – 2009. – № 2 (70). – С. 126–128.
  30. *Эффективность* оценки течения острого коронарного синдрома по данным анализа первого отведения ЭКГ на фазовой плоскости / И.А. Чайковский, В.В. Батушкин, Л.С. Файнзильберг и др. / *Журнал академії медичних наук України*. – 2007. – 13, № 1. – С. 104–113.
  31. *Чайковский И.А., Файнзильберг Л.С.* Медицинские аспекты применения устройства ФАЗАГРАФ в клинической практике и в домашних условиях. – К.: МНУЦИТиС НАН и МОН Украины, 2009. – 74 с.
  32. *Файнзильберг Л.С.* Оценка функционального состояния оператора на рабочем месте по фазовому портрету электрокардиограмм // *Кибернетика и ВТ*. – 2007. – 155. – С. 3–17.

Поступила 10.01.2013  
Тел. для справок: +38 044 526-1154 (Киев)  
© Л.С. Файнзильберг, 2013