

Л.С. Файнзильберг

## Новая информационная технология обработки ЭКГ для выявления ишемической болезни сердца при массовых обследованиях населения

Исследован оригинальный метод обработки ЭКГ в фазовом пространстве координат, реализованный в новой информационной технологии скрининга ИБС. Показано, что диагностический тест, основанный на измерении параметра симметрии  $ST-T$  фрагмента усредненной фазовой траектории, обеспечивает чувствительность  $S_E = 81\%$ , специфичность  $S_p = 78\%$ , прогностичность положительного результата  $P(+)$  = 80,8% и отрицательного –  $P(-)$  = 78,2%.

The original method of ECG processing in phase space coordinates, realized in the new information technology CAD screening is investigated. It is shown that the diagnostic test based on measurement of parameter of symmetry of a fragment of an average phase trajectory provides the sensitivity  $S_E = 81\%$ , the specificity  $S_p = 78\%$ , the positive predictive value  $P(+)$  = 80,8% and the negative predictive value  $P(-)$  = 78,2%.

Досліджено оригінальний метод обробки ЕКГ у фазовому просторі координат, що реалізовано у новій інформаційній технології скринінг ІХС. Показано, що діагностичний тест, побудований на вимірюванні параметру симетрії  $ST-T$  фрагменту усередненої фазової траєкторії, забезпечує чутливість  $S_E = 81\%$ , специфічність  $S_p = 78\%$ , прогностичність додатного результату  $P(+)$  = 80,8% та від'ємного –  $P(-)$  = 78,2%.

**Введение.** Одно из главных направлений развития профилактической медицины – использование методов ранней диагностики заболеваний [1]. Для решения этой задачи необходимо проводить массовые обследования населения (скрининг), в том числе людей, еще не обратившихся к врачу в связи с заболеванием [2–5].

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) остается одним из самых распространенных заболеваний среди лиц старше 40 лет. Согласно данным [6], в крупных городах Европы преваленс (частота) ИБС составляет 4–6%, и это наиболее частая (до 50%) причина смерти от коронарной патологии. Данные последних эпидемиологических исследований свидетельствуют о резком повышении встречаемости сердечной недостаточности, вызванной ИБС, что грозит развитием эпидемической катастрофы к 2010 г. [7].

Одним из субъективных признаков ИБС является стенокардия (загрудинные боли), в основе которых лежит несоответствие коронарного кровотока потребностям сердечной мышцы (миокарда) в кислороде. Чаще всего пациенты связывают приступы стенокардии с физическим напряжением или другими моментами, вызывающими повышенную потребность миокарда в кислороде (эмоциональные нагрузки, повышение АД и т. д.).

В то же время хорошо известно, что даже при углубленном опросе не удается выявить приступы стенокардии у значительного числа больных, страдающих ИБС, либо такие приступы носят атипичный характер. Поэтому раннее выявление больных ИБС с бессимптомным (скрытым) течением – важная клиническая проблема, разрешение которой может способствовать своевременному назначению лечению и снижению смертности населения от кардиологических патологий.

В основу предлагаемой новой информационной технологии выявления ранних признаков ИБС положен оригинальный метод обработки электрокардиограммы (ЭКГ) в фазовом пространстве координат [8–11].

### Проблемы компьютерной диагностики ИБС

Для диагностики ишемии миокарда в кардиологической практике используются различные методы: анализ ЭКГ в покое и при различных нагрузочных тестах, холтеровское ЭКГ-мониторирование, фармакологические пробы, стресс-эхокардиограмма, радиоизотопные методы. Новые возможности диагностики ИБС открывает метод магнитокардиографии (МКГ), который, в отличие от ЭКГ, позволяет более точно локализовать источник поражения миокарда [12–17].

Понятно, что для организации массовых обследований важно учитывать стоимость метода и его доступность широким слоям населения. В этом плане следует признать, что метод электрокардиографии до сих пор по справедливости относят к одному из наиболее распространенных инструментальных методов практической медицины [18].

ЭКГ – запись сигнала, несущего информацию об изменениях во времени суммарного электрического потенциала, возникающего в сердечной мышце за счет движения ионов через мышечную мембрану [19]. Нормальная ЭКГ содержит ряд фрагментов, отражающих стадии возбуждения отдельных участков сердца (рис. 1).

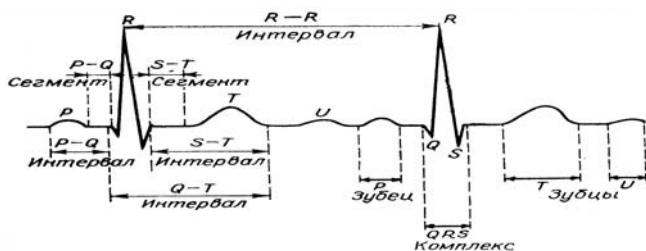


Рис. 1. Форма ЭКГ здорового человека

Зубец *P* образуется вследствие возбуждения предсердий. Сегмент *P–Q* обычно располагается на нулевой линии (изолинии) и соответствует времени прохождения возбуждения по так называемому атриовентрикулярному (предсердно-желудочковому) соединению. 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 *S–T* называется конечной частью желудочкового комплекса и отражает реполяризацию желудочков. Он разделяется на сегмент *S–T*, отражающий период угасания возбуждения желудочков, и зубец *T*, форма которого

отражает процесс быстрой реполяризации желудочков. Изредка за зубцом *T* следует небольшой зубец *U*, происхождение которого до сих пор не установлено [18]. Интервал *T–P* от окончания зубца *T* и до начала зубца *P* следующего цикла ЭКГ соответствует диастоле (расслаблению) сердца.

Согласно [18] основными электрокардиографическими признаками ишемии миокарда являются изменение полярности, амплитуды и формы зубца *T*, а также смещение (депрессия и элевация) сегмента *S–T* относительно изоэлектрической линии. Однако известно, что ЭКГ в покое бывает нормальной примерно у половины больных со стабильной стенокардией, причем согласно данным Фремингемского исследования у 8,5% мужчин и 7,7% женщин наблюдаются неспецифические изменения указанных признаков ЭКГ, что является причинами ложноположительных результатов диагностики [6].

С другой стороны, даже незначительные изменения амплитудно-временных параметров сегмента *S–T* и зубца *T* могут свидетельствовать о серьезном заболевании [18] (рис. 2).

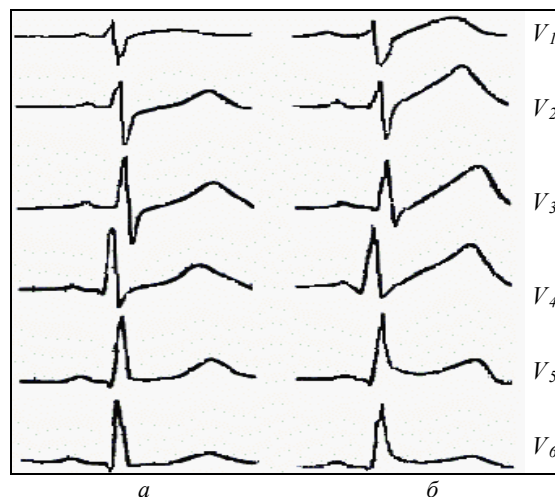


Рис. 2. ЭКГ в шести грудных отведениях при остром мелкоочаговом инфаркте: до инфаркта (*a*); в первый день инфаркта (*б*)

Следует заметить, что в реальных условиях записи ЭКГ подвержены влиянию внутренних и внешних возмущений, искажающих форму

указанных информативных фрагментов и тем самым вызывающих дополнительные проблемы при построении компьютерных систем анализа и интерпретации ЭКГ. Даже для решения, казалось бы, совсем простой задачи разделения ЭКГ на отдельные сердечные циклы ( $R-R$  интервалы) приходится использовать достаточно сложные алгоритмы обнаружения  $QRS$ -комплексов [20, 21].

Еще более серьезные проблемы вызывает задача компьютерного анализа значений диагностических признаков, сосредоточенных на локальных фрагментах ЭКГ. В существующих компьютерных электрокардиографах реализованы алгоритмы, предусматривающие накопление и усреднение во временной области последовательности сердечных циклов с последующим анализом диагностических признаков по усредненному циклу (эталону) [22]. Однако при изменении частоты сердечных сокращений (ЧСС) изменяется не только общая продолжительность  $R-R$  интервалов, но и *соотношения* продолжительностей отдельных фрагментов этих циклов. Например, продолжительность комплекса  $QRS$  в меньшей степени связана с изменением ЧСС, чем продолжительности зубцов  $P$  и  $T$  [23]. Естественно, что для корректной оценки эталона требуется совместить во времени отдельные фрагменты усредняемых циклов. В то же время на реальных ЭКГ обычно отсутствуют четкие границы между указанными фрагментами, что затрудняет их надежное распознавание во временной области [24]. К тому же при использовании алгоритмов усреднения циклов ЭКГ во временной области происходит «размывание» информативных фрагментов эталона [25] и как следствие ошибки в измерении диагностических признаков ИБС, что в конечном итоге снижает достоверность результатов диагностики [6].

#### Постановка задачи

Цель данной статьи – исследовать эффективность альтернативного подхода к обработ-

ке ЭКГ, основанного на усреднении искаженных циклов в фазовом пространстве координат, и разработать на его основе новую информационную технологию, ориентированную на выявление больных ИБС при массовых донозологических обследованиях.

#### Базовые предпосылки, положенные в основу метода

Известно, что изучение поведения динамической системы, описываемой конечным набором параметров состояния  $x_1, \dots, x_N$ , удобно проводить в некотором абстрактном пространстве, координатами которого являются эти параметры. Такое  $N$ -мерное пространство называется *фазовым*, его координаты – *фазовыми координатами*, а семейство фазовых траекторий, изображающих изменения состояния системы – *фазовым портретом* [26].

Еще в работе [27] Н.А. Амосов и его коллеги указывали на возможность исследования сократительной функции миокарда в фазовом пространстве, координатами которого является амплитуда  $y(t)$  и производная по времени  $dy/dt$  наблюдаемого процесса. Диагностическая ценность таких исследований обусловлена тем, что при различных поражениях миокарда изменяются не только направление, но и *скорость* распространения волны деполяризации и реполяризации по миокарду [28–30].

Для того чтобы обосновать предлагаемый подход к построению компьютерных алгоритмов обработки ЭКГ в фазовых координатах рассмотрим одну из возможных моделей порождения реальных ЭКГ.

Предположим, что запись ЭКГ  $y(t) = \Phi [y_0(t), \xi(t)] + h(t)$  является результатом искажения *ненаблюдаемого* периодического процесса  $y_0(t) = y(t + T)$  внутренним  $\xi(t)$  и внешним  $h(t)$  возмущениями, причем на интервале  $t \in [0, T]$  функцию  $y_0(t)$  можно представить в виде

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

Здесь  $y_0^{(i)}(t)$ ,  $i = 1, \dots, K_F$  обозначает последовательность указанных выше информативных фрагментов цикла ЭКГ – зубцов  $P$ ,  $Q$ ,  $R$  и т.д. (см. рис. 1).

Допустим, что каждый  $i$ -й фрагмент эталона  $y_0(t)$  порождает соответствующий фрагмент  $m$ -го цикла сигнала  $y(t)$  на основе операторного преобразования

$$y_m^{(i)}(t) = a_m y_0^{(i)}\left(\frac{t - \tau_m^{(i)}}{b_m^{(i)}}\right), \quad i = 1, \dots, K_F, \quad (1)$$

где  $a_m, b_m^{(i)}$  – параметры случайных искажений (по амплитуде и времени), а  $\tau_m^{(i)}$  – сдвиг по времени. При таких предположениях модель порождения ЭКГ можно представить в виде [10]

$$y_m^{(i)}(t) = (1 + \xi_m) y_0^{(i)}(\theta) + h(t). \quad (2)$$

Здесь

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

представляет нелинейную величину, имеющую размерность времени, а  $\xi_m, \delta_m^{(i)}$  – последовательность независимых случайных величин с нулевым математическим ожиданием, уровень которых по абсолютной величине ограничен константами  $\varepsilon_0 \in [0, 1]$  и  $\Delta_0^{(i)} \in [0, 1]$ .

Пусть запись ЭКГ содержит  $M > 2$  циклов  $y_1(t), \dots, y_M(t)$ , порожденных в соответствии с моделью (2), (3). Каждый цикл представим последовательностью дискретных значений  $y_m[k] \equiv y_m(t_k)$ , зафиксированных в равноотстоящие моменты времени  $t_k \equiv k\Delta$ ,  $k = 0, 1, \dots, K_m - 1$ , где  $\Delta$  – шаг квантования по времени.

Воспользовавшись любым из известных методов численного дифференцирования, оценим производные  $\dot{y}_m[k]$  в каждой  $k$ -й точке

$m$ -го цикла и, выполнив нормировку, отобразим последовательности нормированных векторов  $z_m[k] = (y_m^*[k], \dot{y}_m^*[k])$ ,  $m = 1, \dots, M$  в двумерном фазовом пространстве с координатами  $y^* \in [0, 1]$ ,  $\dot{y}^* \in [0, 1]$ .

Каждому  $m$ -му циклу наблюдаемой ЭКГ будет соответствовать своя фазовая траектория, которая за счет действия внутреннего возмущения  $\xi$  отклоняется от ненаблюдаемой траектории эталонного цикла  $y_0(\cdot)$ . Однако поскольку случайные величины  $\delta_m^{(i)}$  и  $\xi_m$ , фигурирующие в (2), (3), ограничены, имеют нулевые математические ожидания и независимы, то для любой фиксированной точки  $\theta = \theta_x$  области определения эталона  $y_0(\cdot)$  фазовые координаты  $y_m(\theta_{mx}), \dot{y}_m(\theta_{mx})$  соответствующих точек  $\theta_{1x}, \dots, \theta_{Mx}$  искаженных циклов будут группироваться в локальной области фазового пространства (рис. 3) с центром в точке  $X = (y_0(\theta_x), \dot{y}_0(\theta_x))$  и радиусом  $\rho_x = \rho(\theta_x)$ , удовлетворяющим соотношению

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

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

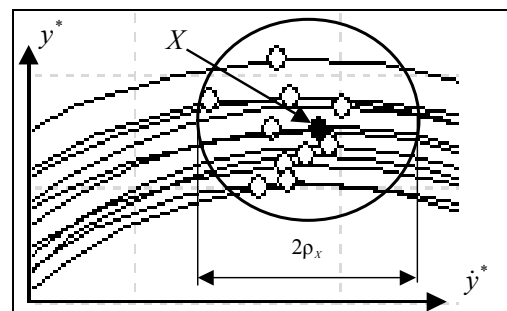


Рис. 3. Иллюстрация идеи метода

Этот дает ключ к построению эффективного метода оценки эталонного цикла на основе усреднения наблюдаемых фазовых траекторий

с последующим переходом во временную область (рис. 4). Алгоритмы, реализующие этот метод, подробно рассмотрены в работе [11].

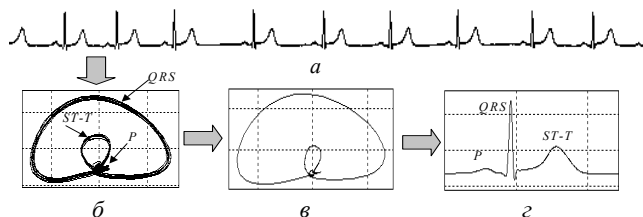


Рис. 4. Последовательность этапов обработки ЭКГ: исходная ЭКГ (а); ее фазовая траектория (б); усредненная фазовая траектория; эталонный цикл ЭКГ во временной области (г)

### Оценка эффективности метода

Для оценки эффективности предложенного метода проводились модельные эксперименты по схеме, показанной на рис. 5. По заданным эталонным циклам ЭКГ с известными значениями электрокардиографических признаков ИБС ( $x_1$  – амплитуда зубца  $T$ ;  $x_2$  – продолжительность зубца  $T$ ;  $x_3$  – смещение сегмента  $S-T$  относительно изолинии) генерировались последовательности реализаций  $y_1[k], \dots, y_M[k]$  согласно модели (2), (3) с различными значениями порогов  $\Delta_0$ ,  $\varepsilon_0$ , ограничивающими уровень внутреннего искажения  $\xi(\cdot)$ .

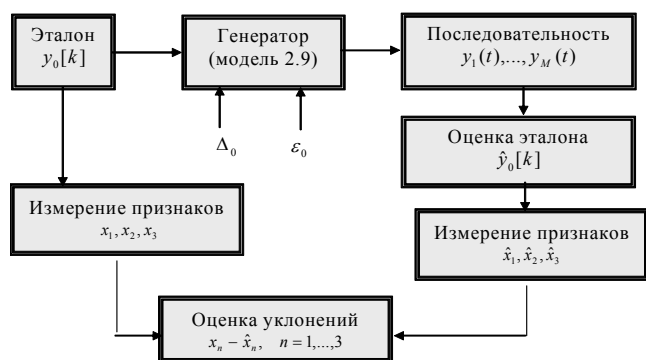


Рис. 5. Схема организации экспериментов

Восстановление эталона проводилось по 20 циклам. Качество процедуры оценивалось относительной погрешностью  $\delta_n = |\hat{x}_n - x_n| / x_n$ ,  $n = 1, 2, 3$  определения значений признаков.

Результаты одного из экспериментов сведены в таблице.

Ошибки в измерении значений электрокардиографических признаков ИБС

Признак	Истинное значение	Оценка при восстановлении эталона во временной области		Оценка при восстановлении эталона в фазовом пространстве	
		Абсолютная величина	Ошибка	Абсолютная величина	Ошибка
$X_1$	0,324 Мв	0,284 Мв	12,3 %	0,321 Мв	0,9 %
$X_2$	0,134 с	0,158 с	17,9 %	0,134 с	0 %
$X_3$	0,141 Мв	0,161 Мв	14,2 %	0,148 Мв	5 %

Из таблицы видно, что использование предложенного подхода позволяет существенно уменьшить ошибки в определении значений диагностических признаков ИБС. И это не случайно, поскольку практически во всех экспериментах алгоритм усреднения во временной области приводил к заметному «размыванию» формы зубца  $T$  (рис. 6).

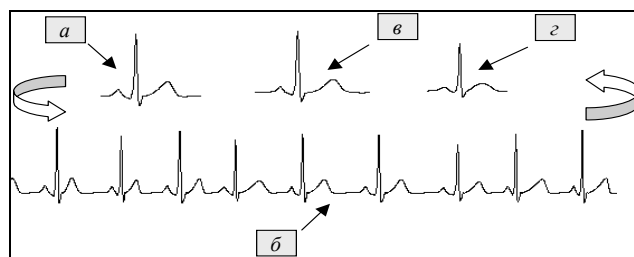


Рис. 6. Иллюстрация результатов эксперимента: заданный эталон (а); наблюдаемый сигнал (б); оценка эталона, полученная при усреднении сигнала в фазовом пространстве (в) и во временной области (г)

### Расширение традиционного пространства признаков ИБС

На основании многочисленных наблюдений удалось обнаружить ряд свойств фазовых траекторий ЭКГ. Эти свойства породили гипотезу о возможности расширить традиционные представления о диагностических признаках ИБС. В частности, обнаружено, что под действием нагрузок у слабо тренированных лиц увеличивается параметр  $\beta_T$ , характеризующий абсолютную величину отношения максимального и минимального значений производных на фрагменте усредненной фазовой траектории, соответствующей периоду реполяризации, в то время как у «спортивных»

людей такие изменения чаще всего несущественны. Это наглядно видно из рис. 7, на котором вертикальные линии соответствуют значению  $\dot{y} = 0$ , а точками отмечены указанные значения производных.



Рис. 7. Изменения параметра  $\beta_T$  у нетренированного волонтера (а) и спортсмена (б)

Наблюдения также показали, что значение параметра  $\beta_T$  практически не зависит от номера отведения ЭКГ. Эти факты и были положены в основу предлагаемой информационной технологии, обеспечивающей обработку ЭКГ первого стандартного отведения (левая и правая рука) в фазовом пространстве координат по описанной выше схеме и вычисление параметра  $\beta_T$ .

Оценки диагностической эффективности признака  $\beta_T$  проводились по данным клинических испытаний, полученным в отделении ишемических болезней сердца НИИ кардиологии им. В.Д. Стражеско АМН Украины (Киев), а также предоставленным автору кардиологами четырех клиник Германии: *Essen University Hospital (Essen)*, *Katholical Hospital «Phillpusstift» (Essen)*, *Heart and Diabetes Center of North Rhein-Weasfalia (Bad-Oeynhausien)*, *German Heart Center (Berlin)*.

Клинический материал составлял 441 запись ЭКГ верифицированных больных ИБС и 387 записей ЭКГ здоровых добровольцев, включенных в контрольную группу. Статистическая обработка данных показала, что среднее значение параметра  $\beta_T$  существенно различалось в группе ИБС и контрольной группе и составило  $0,956 \pm 0,43$  и  $0,665 \pm 0,12$  соответственно. Проверка полученного ре-

зультата по  $t$ -критерию Стьюдента подтвердила, что с высокой вероятностью ( $P > 0,999$ ) гипотеза о случайном различии средних может быть отброшена.

Для удобства оценки эффективности диагностического теста, основанного на измерении признака  $\beta_T$ , в состав информационной технологии включен модуль построения экспериментальной ROC-кривой (рис. 8), которая отображает зависимость чувствительности  $S_E$  теста от величины  $1 - S_P$ , где  $S_P$  – специфичность теста. Анализ ROC-кривой показал, что она достаточно далека от диагонали, а площадь под ROC-кривой составляет 0,832 ед.

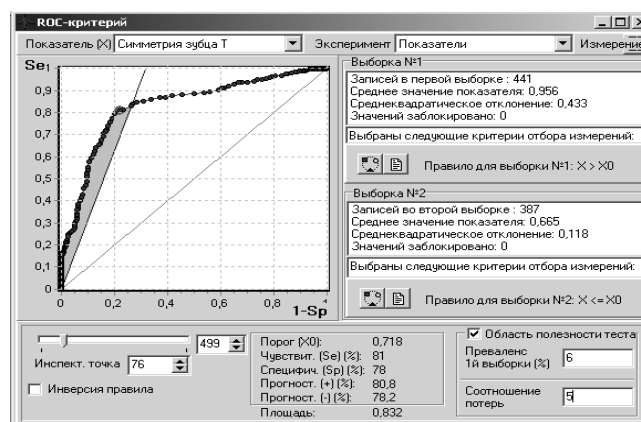


Рис. 8. Интерфейс модуля построения эмпирической ROC-кривой

В модуль введена дополнительная процедура, которая ограничивает область ROC-кривой, гарантирующей полезность диагностического теста с точки зрения уменьшения априорного риска. Такое ограничение основано на формальных условиях, доказанных в работе [31], в соответствии с которыми тест полезен для решения задач скрининга ИБС, если

$$S_E > \theta(1 - S_P) \text{ при } \theta \geq 1; \quad (5)$$

$$S_E > 1 - \theta + \theta(1 - S_P) \text{ при } \theta < 1; \quad (6)$$

Величина  $\theta$ , фигурирующая в неравенствах (5), (6), определяется формулой

$$\theta = \frac{1 - P_{\text{ИБС}}}{\omega P_{\text{ИБС}}}, \quad (7)$$

где  $P_{\text{ИБС}}$  – преваленс ИБС в обследуемой группе, а  $\omega$  – соотношение потерь от ложноположительных и ложноотрицательных результатов.

На рис. 8 серым цветом выделена область допустимых значений чувствительности и специфичности теста, построенная при  $P_{\text{ИБС}} = 6\%$  и соотношении потерь от ложноотрицательных и ложноположительных ошибок  $\omega_{\text{ИБС}} = 5$ .

Установлено, что принятие решений по пороговому правилу

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

обеспечивает чувствительность  $S_E = 81\%$  и специфичность  $S_P = 78\%$ . Здесь  $\beta_0 \approx 0,72$ . Легко видеть (см. рис. 8), что тест с такими операционными характеристиками попадает в область полезных тестов. Следовательно, правило (8) может быть рекомендовано для скрининга ИБС при массовых профилактических обследованиях населения.

Помимо чувствительности и специфичности, в медицинской диагностике используют также показатели прогностичности (*predictive value*) положительного  $P(+)$  и отрицательного  $P(-)$  результатов, которые, согласно [1], оценивают апостериорные вероятности соответственно наличия заболевания при положительном результате тестирования и отсутствия заболевания при отрицательном результате. Используя формулу Байеса, в принятых нами обозначениях эти показатели можно определить по формулам

$$\begin{aligned} P(+) &= \frac{1}{1 + \frac{1 - P_{\text{ИБС}}}{P_{\text{ИБС}}} \frac{1 - S_P}{S_E}}, \\ P(-) &= \frac{1}{1 + \frac{P_{\text{ИБС}}}{1 - P_{\text{ИБС}}} \frac{1 - S_E}{S_P}}. \end{aligned} \quad (9)$$

Для полноты картины в модуле усиленного ROC-анализа (рис. 8) реализована процедура вычисления  $P(+)$  и  $P(-)$  по этим соотношениям. Из (9) следует, что тестирование по правилу (8) при чувствительности  $S_E = 81\%$  и специфичности  $S_P = 78\%$  обеспечивает  $P(+)=80,8\%$  и  $P(-)=78,2\%$ . Такие показатели прогностичности вполне приемлемы для скрининга ИБС.

Заметим также, что условия (5) и (6) позволяют определить интервал соотношения потерь  $\omega$ , при котором тест с известными операционными характеристиками (чувствительностью  $S_E$  и специфичностью  $S_P$ ) остается полезным для скрининга ИБС с точки зрения снижения априорного риска. Этот интервал определяется формулой

$$\frac{1 - P_{\text{ИБС}}}{P_{\text{ИБС}}} \frac{1 - S_P}{S_E} \leq \omega \leq \frac{1 - P_{\text{ИБС}}}{P_{\text{ИБС}}} \frac{S_P}{1 - S_E}. \quad (10)$$

Поскольку  $P_{\text{ИБС}} = 6\%$ , то из (10) следует, что тест, основанный на правиле (8), остается полезным для скрининга ИБС в *достаточно широком* диапазоне соотношения потерь:  $4,2 \leq \omega_{\text{ИБС}} \leq 64,1$ .

### Практическая реализация информационной технологии

Для проведения скрининга ИБС разработан программно-технический комплекс ФАЗА-ГРАФ. Комплекс содержит миниатюрный микропроцессорный сенсор, обеспечивающий регистрации ЭКГ первого стандартного отведения и ввод оцифрованного сигнала в персональный компьютер через стандартные последовательные интерфейсы *RS-232*, *USB*, *IrDA*, а также компьютерную программу, реализующую предложенную информационную технологию анализа и интерпретации ЭКГ в фазовом пространстве координат. Результаты обследований могут сохраняться в базе данных.

При разработке комплекса была поставлена задача реализовать интерфейс, удобный для проведения массовых обследований. Интегральный результат тестирования визуализируется на графическом индикаторе-«градус-

нике» (рис. 9), который отображает текущее и среднее (по данным архива) значения признака  $\beta_T$ , полученные в результате обработки ЭКГ конкретного пациента, относительно шкалы из трех градаций цветов. Зеленый цвет сигнализирует о принадлежности показателя зоне «норма» ( $\beta_T < 0,7$ ), желтый – зоне «внимание» ( $0,7 \leq \beta_T \leq 0,9$ ) и красный – зоне «опасность» ( $\beta_T > 0,9$ ). Результат тестирования озвучивается также соответствующим голосовым сообщением. В таком режиме обслуживание комплекса вполне доступно среднему медицинскому работнику.



Рис. 9. Индикатор результатов тестирования

Естественно, врач может получать и более полную информацию о пациенте. Интерфейс комплекса позволяет в реальном масштабе времени отображать процесс ввода ЭКГ, предоставить развернутые текстовые и графические результаты ее обработки, в том числе результаты сравнения ЭКГ в покое и после нагрузки (ЧСС, вариабельность ЧСС, количество обнаруженных экстрасистол, амплитудно-временные параметры фрагментов усредненного цикла и т.п.) Имеется также возможность проводить статистическую оценку результатов, хранимых в базе данных.

Предусмотрена также возможность удобной настройки базовых вычислительных алгоритмов обработки сигнала. Однако, в отличие от основных интерфейсных окон, доступ к таким органам управления ограничен паролем администратора комплекса, что исключает вмешательство в эти функции со стороны неквалифицированных пользователей.

Программная компонента комплекса ориентирована на работу под управлением *Win-*

*dows 98, Windows 2000, Windows XP* на современных персональных компьютерах средней производительности, в том числе компьютерах типа Ноутбук.

**Заключение.** Исследованный в статье оригинальный подход к обработке сигнала позволяет повысить эффективность оценки эталонного цикла и точность анализа электрокардиологических признаков ИБС, сосредоточенных на фрагменте реполяризации.

На основе обработки клинического материала (441 записей ЭКГ верифицированных больных ИБС и 387 записей ЭКГ здоровых добровольцев) установлено, что признак  $\beta_T$ , характеризующий «симметрию»  $ST-T$  фрагмента усредненной фазовой траектории ЭКГ первого отведения, уже сам по себе обладает диагностической ценностью: чувствительность  $S_E = 81\%$ , специфичность  $S_P = 78\%$ , прогностичность положительного результата  $P(+)=80,8\%$  и отрицательного –  $P(-)=78,2\%$ .

1. Власов В.В. Введение в доказательную медицину. – М.: Медиа Сфера, 2001. – 392 с.
2. Казначеев В.П., Баевский Р.М., Берсенева А.П. Донозологическая диагностика в практике массовых обследований населения. – Л.: Медицина, 1980. – 207 с.
3. Вилянский М.П., Чумаков А.А., Углев Н.Н. Скрининг в массовых профилактических осмотрах. – М.: Медицина. – 1987. – 187 с.
4. Thorner R.M., Russel J.T. Principles and procedures in the evaluation of screening for disease. – Washington: Gov. Print. Office, 1961. – 24 p.
5. Blumberg M.S. Evaluating health screening procedures // Operat. Res. – 1957. – 5, N 3. – P. 351–360.
6. Руководство по внутренним болезням. – 2-е изд., перераб. / Под ред. Н.А. Жукова. – Омск: Омская Государственная медицинская академия, 1998. – 512 с.
7. Половые различия распространенности хронической сердечной недостаточности (предварительные результаты) / Э.К. Вергазова, М.М. Смышляева, Л.А. Шадрин и др. // Труды II Всерос. конф. «Сердечная недостаточность – 2002» (9–11 декабря 2002). – М.: РКНПК, 2002. – С. 48.
8. Пат. № 24517 (Україна) МКИ А61 В 5/024. Спосіб інтегральної оцінки поточного стану серцево-судинної системи людини / Л.С. Файнзільберг



- № 97052323; – Заявл. 21.05.97; Оpubл. 30.10.98, Бюл. 1998, № 5. – 4 с.
9. *Fainzilberg L.S.* Heart functional state diagnostic using pattern recognition of phase space ECG-Images // Proc. of the 6th European Congress on intelligent techniques and soft computing (EUFIT '98), Aachen (Germany), 1998. – N: B-27. – 3. – P. 1878–1882.
  10. *Fainzilberg L.S.* ECG averaging based on hausdorff metric // Intern. J. of Biomagnetism. – 2003. – 5. – N 1. – P. 236–237.
  11. *Файнзильберг Л.С.* Компьютерный анализ и интерпретация электрокардиограмм в фазовом пространстве // Системные исследования и информационные технологии. – 2004. – № 1. – С. 34–46.
  12. *Сосницкий В.Н., Будник Н.Н., Войтович И.Д.* Автоматизированные системы для биомагнитных исследований // УСиМ. – 1995. – № 3. – С. 31–46.
  13. *Sosnitsky V.N., Voitovich I.D.* Application of superconducting electronics to registration of biomagnetic signals // Journal de Physigne IV Collogue 3, supplement au Journal de Physique III (Belgium). – 1996. – 6. – P. 3417–3422.
  14. *SQUID-magnetometer system used to diagnostics some cardial diseases / A. Gapelyuk, Yu. Minin, M. Primin et al.* // Int. Conf. EUCA'93, Gottingen (Germany), 1993. – P. 462.
  15. *Примин М.А., Недайвода И.В.* Алгоритмы отображения и оценивания магнитокардиосигнала по двумерному распределению вектора плотности тока // УСиМ. – 2003. – № 5. – С. 19–25.
  16. *Detection of coronary artery disease in patients with normal or unspecifically changed ECG on the basis of magnetocardiography / Chaikovsky I., Kohler J., Hecker Th. et al.* // Biomag 2000: Proc. of the 12-th Intern. Conf. on Biomagnetism / Eds. J. Nenonen, R. Ilmoniemi, T. Katila. – Helsinki: Univ. of Technology. – Espoo, 2001. – P. 565–568.
  17. *Possibilities of magnetocardiography in coronary artery disease detection in patient with normal or unspecifically changes ECG / I. Chaikovsky, F. Steinberg, V. Heiler et al.* // Proc. of the 3rd Int. congress on coronary artery Disease, Lyon (France), October 2–5, 2000. – P. 415–421.
  18. *Мурашко В.В., Струтынский А.В.* Электрокардиография. – М.: Медицина. – 1991. – 288 с.
  19. *Дощицын В.Л.* Клинический анализ электрокардиограммы. – М.: Медицина, 1982. – 203 с.
  20. *Furno G., Tompkins W.* QRS detection using automata theory in battery powered microprocessor system // Proc. IEEE Frontiers Eng. Health Care. – 1982. – 9. – P. 155.
  21. *Pan J., Tompkins W.* A Real-Time QRS Detection Algorithm // IEEE Transaction on Biomed. Engr. – 1985. – 32. – N 3. – P. 230–236.
  22. *Evaluation of ECG interpretation results obtained by computer and cardiologist / Willems J., Abreu-Lima C. et al.* // Meth. Inf. Med. – 1990. – N 29. – P. 308–316.
  23. *Генкин А.А.* Новая информационная технология анализа медицинских данных. – СПб: Политехника, 1999. – 192 с.
  24. *Валужис А.К., Рашимас А.П.* Статистический алгоритм структурного анализа электрокардиосигнала // Кибернетика. – 1979. – № 3. – С. 91–95.
  25. *Повышение эффективности регистрации формы электрокардиосигнала корреляционной обработкой в цифровой осциллографии / А.М. Беркутов, С.Г. Гуржин, А.А. Дунаев и др.* // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2002. – № 7. – С. 4–13.
  26. *Лернер А.Я.* Начала кибернетики. – М.: Наука, 1967. – 400 с.
  27. *Амосов Н.М., Агапов Б.Т., Паничкин Ю.В.* Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // Доклады АН СССР. – 1972. – Т. 202. – № 1. – С. 245–247.
  28. *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.
  29. *Карамов К.С., Базиян Ж.А., Алехин К.П.* К диагностике свежих очаговых поражений миокарда // Кардиология. – 1978. – № 10. – С. 109–112.
  30. *Халфен Э.Ш., Сулковская Л.С.* Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца Т ЭКГ // Кардиология. – 1986. – № 6. – С. 60–62.
  31. *Файнзильберг Л.С.* К вопросу о полезности диагностических методов в задачах скрининга // УСиМ. – 2002. – № 6. – С. 10–17.

Тел. для справок: (044) 526-1154 (Киев)  
© Л.С. Файнзильберг, 2005