

ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРА НА РАБОЧЕМ МЕСТЕ ПО ФАЗОВОМУ ПОРТРЕТУ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

Л.С.Файнзильберг

Введение. Контроль функционального состояния операторов, работающих в условиях повышенного риска, приобретает все большую актуальность на современном этапе развития общества. Это обусловлено тем, что ошибочные действия оператора, особенно в нештатных ситуациях, когда увеличиваются физические или эмоциональные нагрузки, часто приводят к крупномасштабным авариям, последствия которых хорошо известны.

Понятно, что эффективность средств тестирования функционального состояния оператора в первую очередь характеризуется оперативностью и достоверностью полученных с их помощью результатов. С другой стороны, немаловажным фактором является приспособленность этих средств для массового использования на рабочих местах в различных сферах профессиональной деятельности. И, наконец, такие средства должны быть сравнительно дешевыми, а сам контроль не должен сопровождаться обременительными процедурами, отвлекающими оператора от его основной работы.

Цель данной статьи – развитие исследований оригинального метода анализа и интерпретации электрокардиограммы в фазовом пространстве координат и разработка на его основе эффективных средств контроля функционального состояния операторов, работающих в условиях повышенного риска (водителей транспортных средств, авиадиспетчеров, операторов атомных станций и химических производств и т.п.).

Базовые предпосылки и гипотезы. Известно, что ритм сердца – универсальная реакция организма на любое воздействие со стороны внешней и внутренней среды [1]. Он содержит в себе важную информацию о функциональном состоянии звеньев регулирования жизнедеятельности человека как в норме, так и при различных патологиях [2]. Поэтому анализ вариабельности сердечного ритма (ВСР) давно уже применяют для контроля регуляторных систем человека и оценки адаптационных возможностей организма на действие эмоциональных и физических нагрузок [3].

В то же время только лишь на основе анализа ВСР нельзя судить о функциональном состоянии самого сердца. Поэтому для повышения достоверности заключения анализ ВСР разумно дополнить морфологическим анализом электрокардиограммы (ЭКГ), позволяющим обнаружить малейшие отклонения от нормы функционального состояния сердца как основного системообразующего органа живого организма.

Традиционно морфологический анализ ЭКГ проводится во временной области и сводится к оценке полярности, амплитуды, продолжительности и формы характерных фрагментов сигнала, отражающих отдельные стадии возбуждения сердечной мышцы [4]. Однако результаты обычного ЭКГ обследования имеют невысокие показатели чувствительности и специфичности, а процедура регистрации ЭКГ недостаточно оперативна и неудобна для выполнения тестирования операторов непосредственно на рабочем месте.

Рассмотрим альтернативный подход к анализу и интерпретации ЭКГ, предложенный в работах [5-7]. Его суть состоит в том, что в каждой точке исходного временного сигнала $y(t)$ численными методами оценивается первая производная dy/dt

и вся последующая обработка осуществляется на фазовой плоскости в координатах $y(t) - dy/dt$ (рис.1).

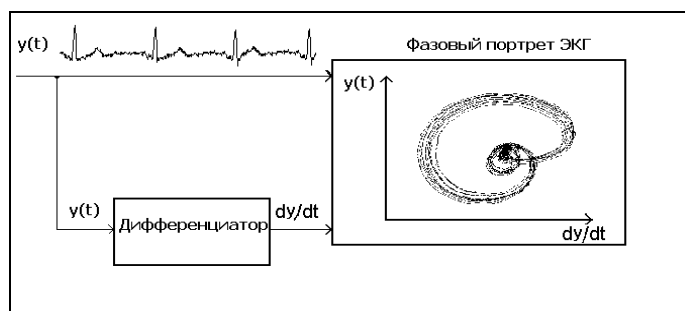


Рис. 1. Основная идея метода

Диагностическая ценность метода состоит в использовании дополнительной информации, содержащейся в скоростных характеристиках исследуемого процесса. Тем самым создаются предпосылки для повышения чувствительности и специфичности диагностического обследования, что нашло экспериментальное подтверждение в исследованиях [8-9], проводимых в свое время с помощью аналоговых дифференциаторов ЭКГ.

Как видно из рисунка 2, различие двумерных фазовых портретов ЭКГ более выразительно, чем различие одномерных ЭКГ во временной области, породивших эти портреты.

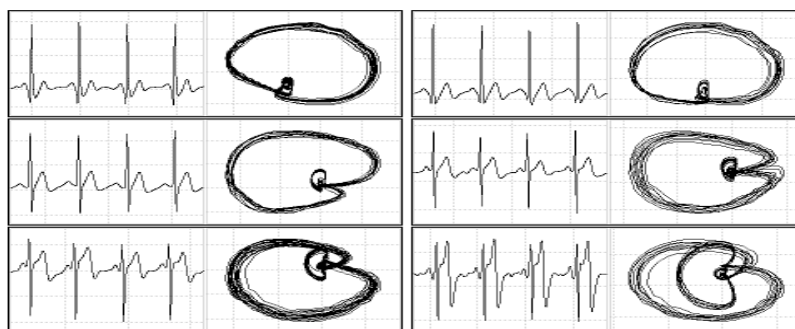


Рис.2. Примеры ЭКГ во временной области и в фазовом пространстве

Более того, наши наблюдения показали, что фазовые портреты различных испытуемых подобно отпечаткам пальцев имеют характерные особенности (рис. 3), которые сохраняются практически неизменными на протяжении достаточно большого промежутка времени (рис. 4). На основе анализа этих особенностей принципиально может быть построен новый класс биометрических систем идентификации личности [10].

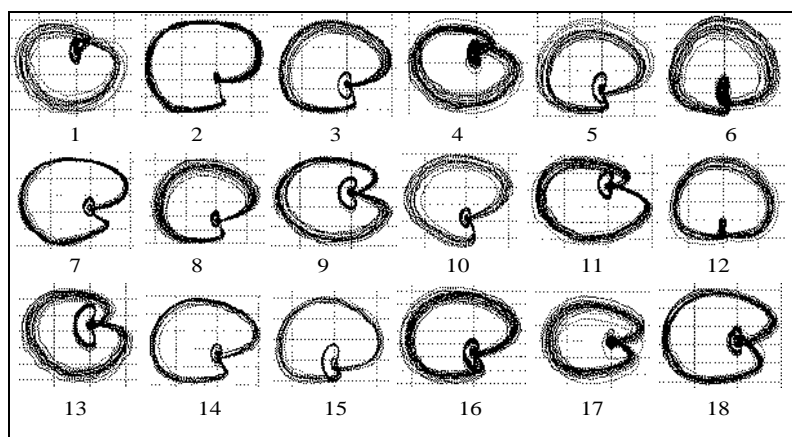


Рис. 3. Индивидуальные особенности фазовых портретов 18 испытуемых

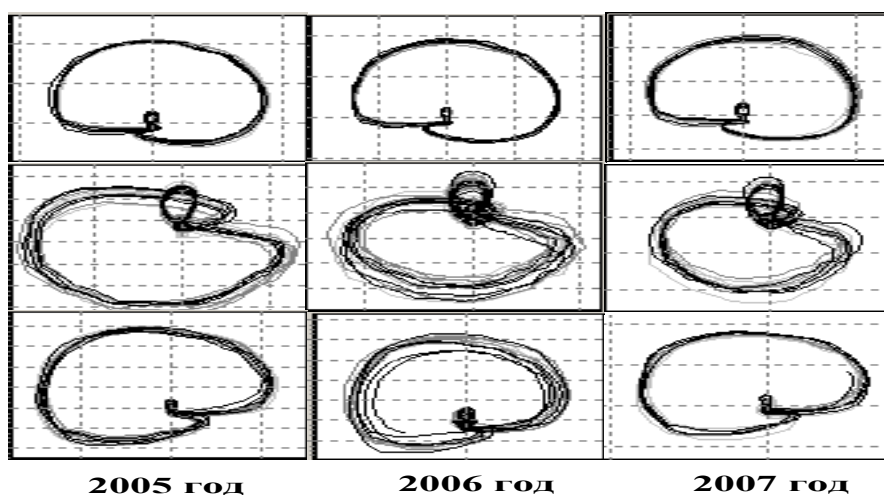


Рис. 4. Сохранение индивидуальных особенностей фазовых портретов трех испытуемых

Проведенные нами многочисленные эксперименты показали также, что после физической нагрузки у нетренированных людей наблюдается характерное смещение вправо (относительно оси $dy/dt=0$) небольшого фрагмента фазовой траектории, соответствующего периоду реполяризации, в то время как у спортсменов такие отклонения отсутствуют (рис.5). Естественно, это факт породил гипотезу о возможности использования такого признака для оценки функционального состояния оператора.

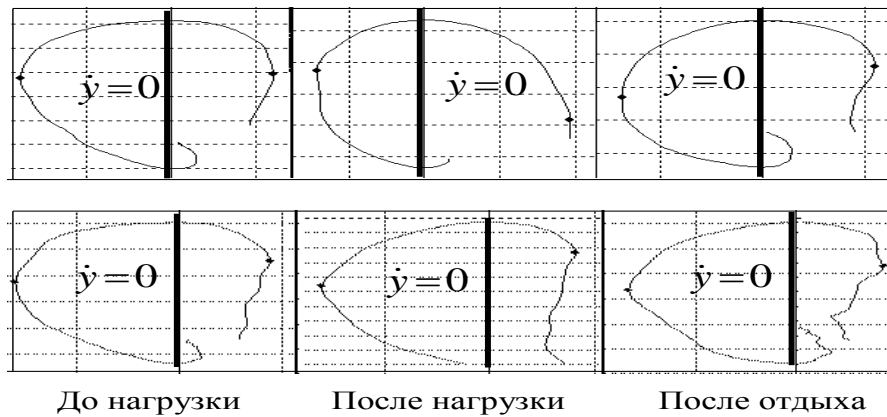


Рис. 5. Смещение фрагмента реполяризации фазового портрета (вверху – нетренированный испытуемый, внизу – спортсмен)

Клинические эксперименты также показали¹, что величины таких смещений в различных общепринятых отведениях ЭКГ имеют высокую степень корреляции (рис. 6). Другими словами, если у конкретного испытуемого в одном из отведений наблюдается характерный сдвиг фрагмента реполяризации фазовой траектории, то чаще всего аналогичный сдвиг наблюдается и в других отведениях.

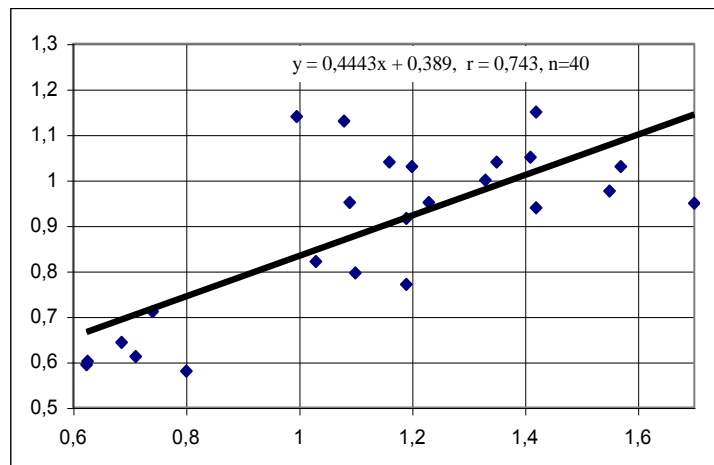


Рис. 6. Статистическая зависимость смещений фрагментов реполяризации фазовых портретов в первом стандартном и третьем грудном отведениях

Обнаруженные особенности фазовых портретов ЭКГ послужили базовыми гипотезами при построении информационной технологии оценки функционального состояния операторов, которая предусматривает

- упрощенную регистрацию ЭКГ только в 1-м стандартном отведении;
- построение фазового портрета ЭКГ испытуемого;
- оценку усредненной фазовой траектории;
- выделение фрагмента реполяризации на усредненной фазовой траектории;
- оценку параметра β_T , характеризующего смещение фрагмента реполяризации относительно оси $dy/dt = 0$;

¹ По просьбе автора такие эксперименты провел В.Безродный, студент Национального медицинского университета им. А.А. Богомольца.

- реализацию диагностического правила, основанного на сравнении параметра β_T с пороговым значением;
 - отображение результата тестирования в наглядной форме.
- Рассмотрим кратко формальные методы, положенные в основу данной технологии.

Стохастическая модель порождения ЭКГ. Предположим, что наблюдаемая ЭКГ $y(t) = \Phi[\hat{y}(t), \zeta(t)]$ представляет собой результат искажения некоторой периодической функции $\hat{y}(t)$ случайным возмущением $\zeta(t)$, где $\Phi(\cdot)$ – неизвестная функция.

Пусть $y_0(t)$ – часть ненаблюдаемой функции $\hat{y}(t)$ на одном из ее периодов T_0 . Задача состоит в том, чтобы на основе обработки наблюдаемой ЭКГ оценить «идеальный» кардиоцикл $y_0(t)$ [7].

Функция $y_0(t)$ представляет собой последовательность K_F фрагментов $y_0^{(i)}(t), i = 1, \dots, K_F$ (зубцов P, Q, R, S, T и элементов изоэлектрической линии), которые характеризуют стадии возбуждения отдельных участков сердечной мышцы:

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

Будем считать, что каждый i -й фрагмент m -го цикла наблюдаемой ЭКГ представляет собой результат операторного преобразования над соответствующим фрагментом «идеального» цикла $y_0(t)$:

$$y_m^{(i)}(t) = a_m y_0^{(i)}\left(\frac{t - \tau_m^{(i)}}{b_m^{(i)}}\right), \quad m = 1, 2, \dots, \quad i = 1, \dots, K_F, \quad (2)$$

где $a_m, b_m^{(i)}$ – случайные искажения по амплитуде и времени, а $\tau_m^{(i)}$ – сдвиг по времени. Для обеспечения непрерывности порождаемого сигнала предполагается, что $y_0(0) = 0$. Последнее требование всегда можно обеспечить, выполнив предварительно операцию центрирования $\tilde{y}_0(t) = y_0(t) - y_0(0)$.

Пусть в пределах каждого m -го цикла параметр a_m принимает фиксированное значение:

$$a_m = 1 + \xi_m, \quad m = 1, 2, \dots, \quad (3)$$

где ξ_m – последовательность реализаций независимых случайных величин, которые с нулевым математическим ожиданием $M\{\xi\} = 0$ распределены на интервале $[-\varepsilon_0, \varepsilon_0]$, ограниченном фиксированным числом $\varepsilon_0 \in [0, 1)$.

Предполагается также, что параметр $b_m^{(i)}$ принимает фиксированное значение в процессе порождения каждого отдельного i -го фрагмента m -го цикла, т.е.

$$b_m^{(i)} = 1 + \delta_m^{(i)}, \quad m = 1, 2, \dots, \quad i = 1, \dots, K_F, \quad (4)$$

где $\delta_m^{(i)}$ – последовательность реализаций независимых случайных величин, которые с нулевым математическим ожиданием $M\{\delta\} = 0$ распределены на интервалах $[-\Delta_0^{(i)}, \Delta_0^{(i)}]$, ограниченными фиксированными числами $\Delta_0^{(i)} \in [0, 1)$.

При таких предположениях продолжительность i -го фрагмента m -го цикла сигнала $y(t)$ связана с продолжительностью $\Delta T_0^{(i)} = t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)}$ соответствующего фрагмента «идеального» цикла соотношением

$$\Delta T_m^{(i)} = (t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)})(1 + \delta_m^{(i)}) .$$

Следовательно, общая продолжительность m -го цикла порождаемого сигнала $y(t)$ определяется выражением

$$T_m = T_0 + \sum_{i=1}^{K_F} (t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)}) \delta_m^{(i)} ,$$

началу m -го цикла соответствует момент времени

$$t_m = (m-1)T_0 + \sum_{j=1}^{m-1} \sum_{i=1}^{K_F} (t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)}) \delta_j^{(i)} ,$$

а началу i -го фрагмента m -го цикла – момент времени

$$t_m^{(i-1)} = (m-1)T_0 + \sum_{j=1}^{m-1} \sum_{i=1}^{K_F} (t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)}) \delta_j^{(i)} + \sum_{l=1}^{i-1} (t_0^{(l)} - t_0^{(l-1)})(1 + \delta_m^{(l)}) . \quad (5)$$

Применим к i -му фрагменту «идеального» цикла $y_0(t)$ операторное преобразование (2), положив параметр сдвига $\tau_m^{(i)} = t_m^{(i-1)} - (1 + \delta_m^{(i)})t_0^{(i-1)}$. Тогда из (2) с учетом соотношений (3)- (5) следует, что процесс порождения i -го фрагмента на m -м цикле можно представить в виде

$$y_m^{(i)}(t) = (1 + \xi_m) y_0^{(i)}(\theta) , \quad m = 1, 2, \dots, \quad i = 1, \dots, K_F , \quad (6)$$

где нелинейная величина θ , имеющая размерность времени, определяется соотношением

$$\theta = \frac{t - (m-1)T_0 + (1 + \delta_m^{(i)})t_0^{(i-1)} - \sum_{j=1}^{m-1} \sum_{i=1}^{K_F} (t_0^{(i)} - t_0^{(i-1)}) \delta_j^{(i)} - \sum_{l=1}^{i-1} (t_0^{(l)} - t_0^{(l-1)})(1 + \delta_m^{(l)})}{1 + \delta_m^{(i)}} . \quad (7)$$

Примечательно, что модель (6), (7) является стохастическим обобщением моделей почти периодической и периодической функций и последовательно сводится к ним при условии, что $\delta_j^{(i)} = 0 \quad \forall j = 1, \dots, m, i = 1, \dots, K_F$ и $\varepsilon_0 = 0$ [11].

Модель (6), (7) позволила обосновать эффективность метода восстановления $y_0(t)$ по последовательности фазовых траекторий искаженной реализаций [12].

Метод восстановления «идеального» кардиоцикла. Пусть $y_1(t), \dots, y_M(t)$ - циклы наблюдаемой ЭКГ, каждый из которых представлен дискретными значениями $y_m[k] \equiv y_m(t_k)$, $m = 1, \dots, M$, зафиксированными в равноотстоящие моменты времени $t_k \equiv k\Delta$, $k = 1, \dots, K_m$, где Δ – шаг квантования по времени.

Используя алгоритмы численного дифференцирования, оценим производные $\dot{y}_m[k]$ в каждой k -й точке m -го цикла. Перейдем от исходной последовательностей скалярных величин $y_m[1], \dots, y_m[K_m]$ к последовательностям векторов

$$\mathcal{Q}_1 = \{y_m^*[k], \dot{y}_m^*[k], \tau_m[k], k = 1, \dots, K_1\}, \dots, \mathcal{Q}_M = \{y_m^*[k], \dot{y}_m^*[k], \tau_m[k], k = K_{M-1} + 1, \dots, K_M\} , \quad (8)$$

компонентами которых служат нормированные величины

$$y_m^*[k] = \frac{y_m[k] - \min_{1 \leq k \leq K_m} y_m[k]}{\max_{1 \leq k \leq K_m} y_m[k] - \min_{1 \leq k \leq K_m} y_m[k]} \in [0, 1], \quad k = 1, \dots, K_m,$$

$$\dot{y}_m^*[k] = \frac{\dot{y}_m[k] - \min_{1 \leq k \leq K_m} \dot{y}_m[k]}{\max_{1 \leq k \leq K_m} \dot{y}_m[k] - \min_{1 \leq k \leq K_m} \dot{y}_m[k]} \in [0, 1], \quad k = 1, \dots, K_m,$$

а также нормированная величина $\tau_m[k] = (k-1)/(K_m-1) \in [0, 1]$, $k = 1, \dots, K_m$, имеющая смысл относительного времени появления k -й точки на m -й фазовой траектории.

Вычислим $M \times M$ матрицу $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ хаусдорфовых расстояний

$$R_H(Q_i, Q_j) = \max \left\{ \max_{z_j \in Q_j} \min_{z_i \in Q_i} \rho(z_i, z_j), \max_{z_i \in Q_i} \min_{z_j \in Q_j} \rho(z_i, z_j) \right\}, \quad (9)$$

между парами Q_i и Q_j последовательностей (8), где $z_m = y_m^*[k], \dot{y}_m^*[k], \tau_i[k]$, $m = i, j$, $k = 1, \dots, K_M$, а $\rho(z_i, z_j) = \|z_i - z_j\|$ – евклидово расстояние между точками $z_i \in Q_i$ и $z_j \in Q_j$.

Последовательность $Q_0 = \{z_0[k] = (y_0^*[k], \dot{y}_0^*[k], \tau_0[k])\}$, $k = 1, \dots, K_0$ нормированных векторов такая, что

$$Q_0 = \arg \min_{1 \leq j \leq M} \sum_{i=1}^M R_H(Q_i, Q_j) \quad (10)$$

определит одну из фазовых траекторий, которую назовем опорным циклом.

Будем использовать Q_0 в качестве первого приближения ненаблюдаемой траектории «идеального» кардиоцикла, а для уточнения оценки $\hat{y}_0(\cdot)$ усредним точки наблюдаемых траекторий в окрестности соответствующих точек опорной траектории Q_0 .

С этой целью вычислим последовательность векторов $\hat{z}[k]$, $k = 1, \dots, K_0$ по формуле

$$\hat{z}[k] = \frac{z_0[k] + \sum_{m=1}^M z_{mk}^{\min}}{M+1}, \quad (11)$$

где

$$z_{mk}^{\min} = \arg \min_l \rho_\tau(z_0[k], z_m[l]), \quad l = 1, \dots, K_m \quad (12)$$

– вектор, принадлежащий m -той траектории (не являющейся опорной), который находится на минимальном евклидовом расстоянии

$$\rho_\tau(z_0[\cdot], z_m[\cdot]) = \sqrt{(y_0^*[\cdot] - y_m^*[\cdot])^2 + (\dot{y}_0^*[\cdot] - \dot{y}_m^*[\cdot])^2 + (\tau_0[\cdot] - \tau_m[\cdot])^2}. \quad (13)$$

от вектора $z_0[k] \in Q_0$, а K_0 – число точек на опорной траектории.

Последовательность векторов $\hat{z}[k] = (\hat{y}^*[k], \hat{\dot{y}}^*[k])$, $k = 1, \dots, K_0$, вычисленная согласно (11), определяет усредненную фазовую траекторию, а соответствующая последовательность значений $\hat{y}[1], \dots, \hat{y}[K_0]$ дает оценку $y_0(t)$ во временной области.

Процедура разбиения на циклы. Для формирования последовательности (8) необходимо предварительно разбить наблюдаемый сигнал $y(t)$ на отдельные сердечные циклы $y_1(t), \dots, y_M(t)$. Принципиально это можно сделать, используя известные алгоритмы детекторов комплексов *QRS* [13]. Однако из-за многообразия формы *QRS*-комплексов даже весьма сложные алгоритмы обработки сигнала во временной области не всегда эффективно справляются с этой задачей.

Коль скоро мы отказались от обработки сигнала во временной области, привлекательно было бы и эту задачу решить в фазовом пространстве. Покажем, что такая возможность действительно существует.

Вычислим квадраты расстояний

$$r_0^2[k] = (y^*[k] - y_0^*)^2 + (\dot{y}^*[k] - \dot{y}_0^*)^2, \quad k = 1, \dots, K \quad (14)$$

между нормированными фазовыми координатами каждой k -й точки и некоторой фиксированной (базовой) точкой $k_0 \in [1, K]$.

Поскольку комплекс *QRS* отличают от других фрагментов ЭКГ высокие значения амплитуды y и производной \dot{y} , то в моменты появления *QRS*-комплексов на профиле расстояний $r_0^2[k]$ будут появляться выраженные экстремумы даже в тех случаях, когда наблюдаемый сигнал имеет сложную форму, в частности, высокий зубец T . Поэтому, если выделить подмножества Ω_m точек $k \in [1, K]$, таких, что

$$\rho_0^2[k] \geq \rho_{QRS} \quad \forall k \in \Omega_m,$$

где ρ_{QRS} – некоторый порог, и определить номера точек $k_m, m = 1, \dots, M$, удовлетворяющие условию

$$k_m = \arg \max_{k \in \Omega_m} \rho_0^2[k], \quad (15)$$

то полученная последовательность номеров $k_m, m = 1, \dots, M$ как раз и определит границы отдельных сердечных циклов ЭКГ.

«Оптимальные» значения ρ_{QRS} и k_0 , обеспечивающие необходимый компромисс между ошибками пропуска цели и ложной тревоги, можно определить экспериментальным путем. Например, значения k_0 для конкретной обрабатываемой реализации можно найти методом полного перебора, используя критерий

$$k_0 = \arg \max_{1 \leq k_j \leq K} \left\{ \frac{\max_{1 \leq k \leq K} r[k, k_j]}{\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K r[k, k_j]} \right\}. \quad (16)$$

В этом случае фрагменты функции $r_0^2[k]$, соответствующие *QRS*-комплексам, становятся более выраженными по сравнению с остальными участками области определения.

Процедуру выделения *QRS*-комплексов можно сделать еще более эффективной, если вместо (14) использовать функцию

$$\tilde{r}_0^2[k] = (\tilde{y}^*[k] - \tilde{y}_0^*)^2 + (\tilde{\dot{y}}^*[k] - \tilde{\dot{y}}_0^*)^2, \quad k = W, \dots, K-1-W, \quad (17)$$

в которой фигурируют модифицированные значения сигнала

$$\tilde{y}[k] = y[k] - \frac{1}{2W} \sum_{i=-W}^W y[k-i], \quad k = W, \dots, K-1-W, \quad (18)$$

где W – окно сглаживания. Поскольку продолжительность QRS -комплекса существенно меньше продолжительности зубцов P и T , такой прием позволяет еще больше усилить «контраст» искомых фрагментов на профиле квадратов расстояний (17) [14].

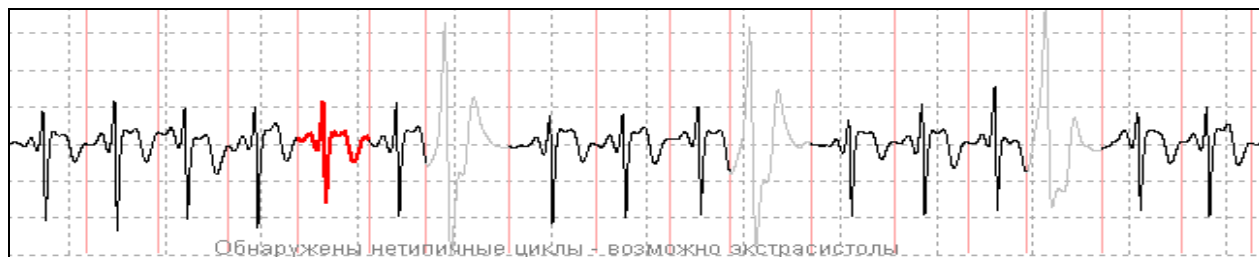
Процедура селекция нетипичных циклов. На реальных ЭКГ могут появляться экстрасистолы и артефакты. Понятно, что такие «нетипичные» циклы не должны использоваться в процедуре усреднения (11)-(13).

Рассмотрим один из возможных приемов селекции «нетипичных» циклов, предполагая лишь, что число таких циклов $M_N \ll M$ (в противном случае определение «нетипичный» цикл теряет смысл). При таком предположении опорный цикл Q_0 , найденный согласно (10), правомерно считать «типичным», что позволяет обнаружить «нетипичные» циклы по расстоянию до Q_0 .

С этой целью упорядочим по возрастанию элементы строки матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$, соответствующей опорному циклу Q_0 . Полученная последовательность значений $\mathfrak{R} = R_H(Q_0, Q_\mu)$, $\mu \in [1, M]$ дает наглядное представление о вариабельности формы траекторий наблюдаемых сигналов по отношению к Q_0 [14].

Если на сигнале появляются «нетипичные» циклы, форма которых существенно отличается от опорного, то последовательность \mathfrak{R} содержит один или несколько выраженных скачков. Определив положение первого из таких скачков, можно найти пороговое значение \mathfrak{R}_0 и тем самым выделить подмножество траекторий, подлежащих усреднению: $\Omega_0 = \{Q_\mu : R_H(Q_0, Q_\mu) < \mathfrak{R}_0\}$.

Эксперименты, проведенные на реальных ЭКГ с артефактами и экстрасистолами (более 1000 наблюдений), подтвердили эффективность предложенного подхода: процедура безошибочно обнаруживала все «нетипичные» циклы (рис. 7).



**Рис. 7. Результаты обнаружения «нетипичных» циклов реальной ЭКГ:
(отбракованные циклы показаны серым цветом)**

Оценка эффективности диагностического признака. В качестве основного диагностического признака для оценки функционального состояния оператора предложено использовать параметр β_T , характеризующий смещение фрагмента реполяризации усредненной фазовой траектории. Численное значение β_T может быть найдено с использованием достаточно простой вычислительной процедуры [14].

Для подтверждения диагностической эффективности β_T проводилась статистическая обработка клинических данных, полученных в отделении ишемических

болезней сердца Национального научного центра «Институт кардиологии им. акад. Н.Д. Стражеско» АМН Украины (Киев), а также в четырех клиниках Германии – кардиологической клинике университета Дуйсбург-Ессен (Essen University Hospital), католическом госпитале «Филлипусстифт» (Katholical Hospital "Phillpusstift" (Essen)), Центре сердца земли Северный Рейн-Вестфалия (Heart and Diabetes Center of North Rhein-Weastfalia (Bad-Oeynhausen)), Германском центре сердца (German Heart Center (Berlin)).

Клинический материал² составлял 441 запись ЭКГ больных ишемической болезнью сердца (ИБС) и 387 записей ЭКГ здоровых добровольцев, включенных в контрольную группу. Статистическая обработка данных показала, что среднее значение параметра β_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 также [15], что принятие решений по пороговому правилу

$$\begin{array}{ll} \text{ТРЕВОГА,} & \text{если } \beta_T > \beta_0 \\ \text{НОРМА,} & \text{если } \beta_T < \beta_0' \end{array} \quad (18)$$

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

Следует подчеркнуть, что в группу больных были включены лишь те пациенты, у которых традиционный ЭКГ анализ не выявил каких либо отклонений от нормы, хотя диагноз ИБС был подтвержден результатами коронароангиография. Поэтому диагностическое правило (18), подтвердившее сравнительно высокие показатели чувствительности и специфичности на таком «сложном» клиническом материале, можно считать приемлемым для оценивания адаптационных возможностей оператора к действию физических и эмоциональных нагрузок, сопровождающих его профессиональную деятельность.

Практическая реализация. Для практической реализации предложенного метода разработаны микроэлектронные устройства³ ФАЗАГРАФ и ИКАР (рис. 8).

Устройство ФАЗАГРАФ выполнено в виде приставки в персональному компьютеру (в том числе типа ноутбук) и реализует функцию микропроцессорного сенсора, который обеспечивает регистрации ЭКГ первого стандартного отведения и ввод оцифрованного сигнала в персональный компьютер через стандартные интерфейсы – проводной USB или беспроводный (инфракрасный) IrDA.

Для регистрации ЭКГ достаточно прикоснуться пальцами правой и левой рук к миниатюрным электродам, расположенным на передней панели. Компьютерная программа реализует все стадии обработки сигнала, в том числе, пороговое правило (18). Кроме того, проводится детальный анализ традиционных ЭКГ признаков и анализ основных показателей variability сердечного ритма. Предусмотрена возможность управления физической нагрузкой в виде пробы Руфье и психоэмоциональной нагрузкой

² Записи ЭКГ были представлены автору И.А.Чайковским.

³ Разработка устройств ФАЗАГРАФ и ИКАР проводилась Международным научно-учебным центром информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины совместно с АОЗТ «Сольвейг» (г. Киев) в рамках Государственной научно-технической программы «Образный компьютер»

в виде компьютерных стресс-тестов, которые предлагается выполнить оператору в условиях дефицита времени. Ведется статистическая обработка накопленных данных.



Рис. 8. Микроэлектронные регистраторы ЭКГ (слева – ФАЗАГРАФ, справа – ИКАР)

Результаты тестирования сохраняются в базе данных и отображаются на специальном индикаторе в виде градусников (рис. 9) относительно шкал, разделенных на три зоны – зеленую (НОРМА), желтую (ВНИМАНИЕ), красную (ТРЕВОГА), а также сопровождаются голосовым сообщением.



Рис. 9. Упрощенный индикатор результатов тестирования

Более подробную информацию можно получить, используя второй способ отображения результатов в виде когнитивного графического образа (рис. 10).

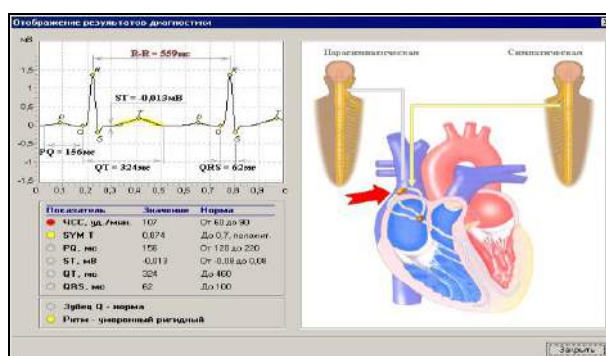


Рис. 10. Профессиональный индикатор результатов тестирования

Этот способ позволяет на графических картинках (мнемосхемах) сердца и отделов вегетативной нервной системы отобразить обнаруженные отклонения от нормы в виде желтой или красной окраски соответствующих участков изображения. Наводя мышку на

такой участок, пользователь получает звуковой комментарий, а также подсказку о возможных причинах возникновения обнаруженного отклонения.

И, наконец, в последних версиях программного обеспечения реализована дополнительная функция отображения результатов тестирования на «персональном индикаторе». (рис. 11). Для реализации такого подхода процесс «обучения» системы продолжается на этапе эксплуатации. При этом для каждого конкретного оператора строится и постоянно уточняется «усредненная модель» его функционального состояния. Текущий результат тестирования сравнивается с «персональной» нормой и отображается в виде 5 градаций, сигнализирующих о стабильности функционального состояния либо о его ухудшении или улучшении. Отображается также статистика всех этих состояний в виде гистограммы.

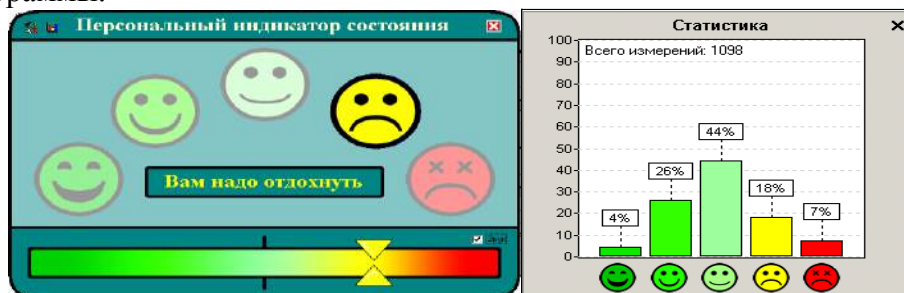


Рис. 11. Персональный индикатор функционального состояния

Устройство ИКАР – автономное устройство, которое уже может работать без компьютера. Оно содержит внутренний источник питания (аккумулятор), экран и джойстик для управления режимами работы. Внутреннее программное обеспечение реализует упрощенный режим обработки сигналы с выдачей результатов оценки функционального состояния. Имеется также возможность записать результаты обследования на флеш карточку и впоследствии обработать эту информацию полноценной компьютерной программой. Предусмотрен режим связи с персональным компьютером в реальном масштабе времени с помощью радиоканала ZigBee.

В ближайшее время, после завершения Государственной регистрации, на Киевском заводе автоматики им. Г.И.Петровского будет организовано серийное производство устройств ФАЗАГРАФ и ИКАР.

Заключение и выводы. На основании проведенных исследований и медицинских испытаний можно утверждать, что предложенный метод обработки ЭКГ в фазовом пространстве координат является информативным для оперативного контроля функционального состояния сердца человека. Созданные на основе этого метода микроэлектронные устройства ФАЗАГРАФ и ИКАР могут быть рекомендованы для массовых профилактических обследований в процессе трудовой деятельности операторов, работающих в условиях повышенного риска.

1. *Казначеев В.П., Баевский Р.М., Берсенева А.П.* Донозологическая диагностика в практике массовых обследований населения. – Л.: Медицина, 1989. – 208 с.
2. *Баевский Р.М., Барсукова Ж.Ю.* Оценка функционального состояния организма на основе математического анализа сердечного ритма. – Методические рекомендации. – Владивосток: ДВО АН СССР, 1989. – 40 с.

3. *Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З.* Математический анализ изменений ритма сердца при стрессе. – М.: Наука, 1984. – 480 с.
4. *Мурашко В.В., Струтынский А.В.* Электрокардиография. – М.: Медицина, 1991.– 288 с.
5. *Пат. № 24517 (Україна) МКИ А61 В 5/024.* Спосіб інтегральної оцінки поточного стану серцево судинної системи людини // Л.С.Файнзільберг (Україна). № 97052323; – Заявлено 21.05.97; Опубл. 30.10.98, Бюл.1998, № 5.– 4 с.
6. *Fainzilberg L.S.* Heart Functional State Diagnostic Using Pattern Recognition of Phase Space ECG-Images // Proceeding of the 6th European Congress on Intelligent Techniques and Soft Computing (EUFIT '98, Aachen, Germany, September 7-10, 1998). – Vol. 3, № В-27. – P. 1878-1882.
7. *Fainzilberg L.S.* ECG Averaging based on Hausdorff Metric // International Journal of Biomagnetism.– 2003. –Vol. 5. – № 1. – P. 236-237.
8. *Халфен Э.Ш, Сулковская Л.С.* Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца Т ЭКГ // Кардиология. – 1986. – № 6. – С. 60 - 62.
9. *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.
10. *Файнзильберг Л.С., Жуковская О.А.* Интеллектуальные компьютерные средства обработки биологических сигналов в фазовом пространстве // Развитие информационно-коммуникационных технологий и построение информационного общества в Украине.– Труды международной научной конференции (Ганновер, Германия, СеВІТ-2007).– Киев, ДВІА “Зв’язок”, 2007.–С. 114-123.
11. *Файнзильберг Л.С.* Восстановление эталона циклических сигналов на основе использования хаусдорфовой метрики в фазовом пространстве // Кибернетика и системный анализ. – 2003. – № 3. – С. 20-28.
12. *Файнзильберг Л.С.* Диагностика состояния объектов по фазовым траекториям наблюдаемых сигналов с локально сосредоточенными признаками // Проблемы управления и информатики. – 2004. – № 2.– С. 56-67.
13. *Ran J., Tompkins W.* A Real-Time QRS Detection Algorithm // IEEE Transaction on Biomed. Engr.– 1985. – Vol. 32.– No. 3.– P. 230 - 236.
14. *Файнзильберг Л.С.* Компьютерный анализ и интерпретация электрокардиограмм в фазовом пространстве // Системні дослідження та інформаційні технології. – 2004. – № 1.– С. 32-46.
15. *Fainzilberg L.S.* Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w balaniach skriningowych oraz w opiece domowej // Zdrowie publiczne.– 2005.– Vol. 115.– Number 4.– P.458-464.