

Информатика и информационные технологии

УДК 616.12

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ОЦЕНКИ АДАПТАЦИОННЫХ РЕЗЕРВОВ ОРГАНИЗМА В ПОЛЕВЫХ УСЛОВИЯХ

Л.С. Файнзильберг, К.Б. Ориховская

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины

Предложен метод определения резервных возможностей сердечно-сосудистой системы, который включает в себя качественную и количественную оценку реакции организма на нагрузку. Определены доминантные классы паттернов, которые порождаются показателями ЭКГ и вариабельности сердечного ритма у тренированных и нетренированных лиц в состоянии покоя, под нагрузкой и в период реституции. Представлен алгоритм классификации паттернов. Приведены примеры адекватной и неадекватной реакции организма на нагрузку.

Ключевые слова: информационная технология, сердечно-сосудистая система, оценка резервных возможностей организма.

Запропоновано метод визначення резервних можливостей серцево-судинної системи, який включає якісну і кількісну оцінку реакції організму на навантаження. Визначено домінантні класи патернів, які породжуються показниками ЕКГ і варіабельності серцевого ритму у тренуваних і нетренуваних осіб у стані спокою, під навантаженням і в період реституції. Представлено алгоритм класифікації патернів. Наведені приклади адекватної та неадекватної реакції організму на навантаження.

Ключові слова: інформаційна технологія, серцево-судинна система, оцінка резервних можливостей організму.

ВВЕДЕНИЕ

Построение эффективных информационных технологий (ИТ), обеспечивающих оценку резервных возможностей организма и адекватных его реакций на физические и эмоциональные перегрузки, имеет как познавательное, так и практическое значение. Актуальность таких ИТ возрастает в наше непростое время, когда необходимо обеспечить достоверные результаты не только в медицинских учреждениях, но и в полевых условиях, при занятиях спортом, на рабочем месте, в местах подготовки к выполнению специальных задач и т.п.

Понятно, что традиционные клинические методы, связанные с использованием дорогостоящей аппаратуры, сложными и продолжительными процедурами обработки данных, малопригодны для проведения таких исследований. Нужны оперативные, удобные и надежные средства получения результатов тестирования, которые будут понятны не только лицу,

принимающему решение, но и самому обследуемому, не имеющему медицинского образования.

Известно, что ритм сердца — универсальная реакция организма на любое воздействие со стороны внешней и внутренней среды. Он содержит в себе информацию о функциональном состоянии всех звеньев регулирования жизнедеятельности человека как в норме, так и при различных патологиях [1–3]. Поэтому компьютерные технологии анализа variability (изменчивости) сердечного ритма получили достаточно широкую известность для оценки состояния вегетативной нервной системы (симпато-вагусного баланса) и оценки адаптационных возможностей организма при физических и эмоциональных нагрузках [3].

В то же время, только на основе анализа variability ритма сердца нельзя судить о функциональном состоянии самого сердца как основного системообразующего органа. Поэтому для повышения достоверности заключения о функциональном состоянии организма анализ variability сердечного ритма должен быть дополнен анализом показателей электрокардиограммы (ЭКГ).

Цель статьи — предложить новую информационную технологию оценки адекватности реакции организма и восстановительных процессов сердечно-сосудистой системы человека по комплексу показателей одноканальной ЭКГ, регистрируемой в спокойном состоянии, на высоте нагрузки и в период релаксации.

БАЗОВЫЕ ПРЕДПОСЫЛКИ

Резервные возможности сердечно-сосудистой системы и устойчивость организма к действию физических и эмоциональных перегрузок являются важнейшими факторами, определяющими здоровье человека. Существует достаточно много методов оценки адаптационных возможностей человека: функциональные пробы Руфье, Гориневского, Летунова, Котова-Дениша, Мартине-Кушелевского [4], в которых оценка восстановительных процессов сердечно-сосудистой системы при нагрузке основана на измерении частоты сердечных сокращений (ЧСС) и артериального давления (АД). Такие методики достаточно просты и удобны для использования в полевых условиях.

Однако, по оценке специалистов, принятие решений *только* по этим показателям недостаточно. В частности, многочисленные наблюдения спортивных врачей свидетельствуют [5], что изменение ЧСС под нагрузкой не всегда отображает адекватную информацию о функциональном состоянии организма. Недаром в современных рекомендациях по контролю тренировочного процесса появилась крылатая фраза: «Не будь в плену ЧСС!» [6].

Для экспресс контроля функциональных резервов миокарда и адекватности реакции организма на нагрузку в [7] предложен метод, который основан на анализе показателя β_T , характеризующего симметрию участка реполяризации одноканальной ЭКГ на фазовой плоскости с координатами

$x(t), \dot{x}(t)$, где $\dot{x}(t)$ — скорость изменения сигнала, несущего информацию об электрической активности сердца в момент времени t . Как показали масштабные исследования, этот показатель является чувствительным биомаркером начальных признаков ишемии миокарда. Поэтому адекватность реакции на нагрузку можно оценить по изменению показателя β_T после дозированной физической нагрузки. Показатель β_T автоматически определяется отечественным портативным электрокардиографом — программно-техническим комплексом ФАЗАГРАФ® [8], который можно использовать в полевых условиях.

В то же время, изменение одного лишь показателя β_T тоже не дает всестороннюю оценку функциональных резервов организма. Более полную оценку механизма адаптации сердечно-сосудистой системы дает метод [9], основанный на измерении нескольких нормированных по ЧСС амплитудно-временных показателей ЭКГ, в том числе показателя β_T , в состояниях покоя, на пике нагрузки и в период реституции.

Следует заметить, однако, что нормирование показателей по ЧСС не всегда является оправданным, поскольку некоторые показатели ЭКГ, в частности показатель β_T , не связаны с ЧСС. Известно [10], что увеличение симметрии зубца T несет информацию об усилении электрической неомогенности реполяризации вследствие апоптоза кардиомиоцитов. Поэтому, как показывают результаты клинических исследований, у тренированных лиц при нагрузке показатель β_T может практически не изменяться при существенном увеличении ЧСС. С другой стороны, у лиц с недостаточными резервами сердечно-сосудистой системы часто наблюдаются значительное увеличение β_T даже при незначительных изменениях ЧСС под действием нагрузок. Аналогичная особенность обнаружена и для других показателей ЭКГ, в частности, амплитуд зубцов P , Q , R , S и T .

Кроме того, согласно [9], цена нагрузки определяется отношениями отдельно взятых показателей для состояний «максимум нагрузки/состояние покоя» и «максимум нагрузки/после завершения периода реституции». Полагается [9], что эти отношения должны принадлежать вполне конкретному диапазону значений 0,8–1,2. Однако, даже при адекватной реакции на нагрузку такие условия не всегда выполняются из-за различной динамики изменения показателей, что усложняет настройку метода для обеспечения достоверных результатов.

Можно указать и целый ряд других ограничений, присущих указанным выше методам. Анализ достоинств и недостатков этих и других известных подходов позволил сформулировать следующие требования к перспективной ИТ оценки адаптационных резервов организма, ориентированной на тестирование в полевых условиях:

- *оперативность* — результат должен быть получен *не более* чем за 5 мин;

- *удобство* — тестирование должно проводиться без снятия одежды и других подготовительных операций;
- *информативность* — возможность интегральной оценки начальных признаков снижения функциональных резервов сердечно-сосудистой системы и нарушения регуляторных механизмов организма;
- *гибкость* — легкость перестройки системы для тестирования разных групп населения с учетом их возраста, пола, степени тренированности и уровня адаптационного потенциала;
- *доступность* — результат тестирования должен быть понятен лицу, не имеющему специального медицинского образования (в том числе, самому тестируемому), и основываться не только на количественных, но и на наглядных качественных критериях.

ОБЩАЯ ИДЕЯ И СТРУКТУРА ИНФОРМАЦИОННОЙ ТЕХНОЛОГИИ

Для обеспечения перечисленных требований предлагаемая ИТ (рис. 1) содержит совокупность взаимодействующих модулей, в частности, модуль ввода и обработки ЭКГ, реализованный на комплексе ФАЗАГРАФ® [8]. Комплекс обеспечивает удобство регистрации сигнала первого стандартного отведения (правая и левая рука) с помощью специального сенсора с пальцевыми электродами, а компьютерная программа позволяет автоматически определить три группы показателей ЭКГ и вариабельности сердечного ритма (ВСР)

$$x_i^{(1)}, x_i^{(2)}, x_i^{(3)}, i = 1, \dots, N, \quad (1)$$

которые вычисляются в состоянии покоя ($x_i^{(1)}$), сразу после дозированной нагрузки ($x_i^{(2)}$) и после 3-х минутного отдыха после завершения нагрузки ($x_i^{(3)}$), где N — общее количество показателей.

В качестве показателей ЭКГ используются амплитудно-временные параметры, которые могут быть измерены по сигналу одного отведения, в том числе:

- ЧСС (уд./мин.) — средняя частота сердечных сокращений;
- A_P, A_Q, A_R, A_S, A_T (мВ) — соответственно, амплитуды зубцов P, Q, R, S, T ;
- Δ_Q (мс) — продолжительность зубца Q ;
- Δ_{PQ}, Δ_{QT} (мс) — соответственно, продолжительности интервалов PQ и QT ;
- δ_{ST} (мВ) — смещение вниз (депрессия) или вверх (элевация) сегмента ST относительно изоэлектрической линии;
- β_T (ед.) — показатель симметрии зубца T на фазовой плоскости;

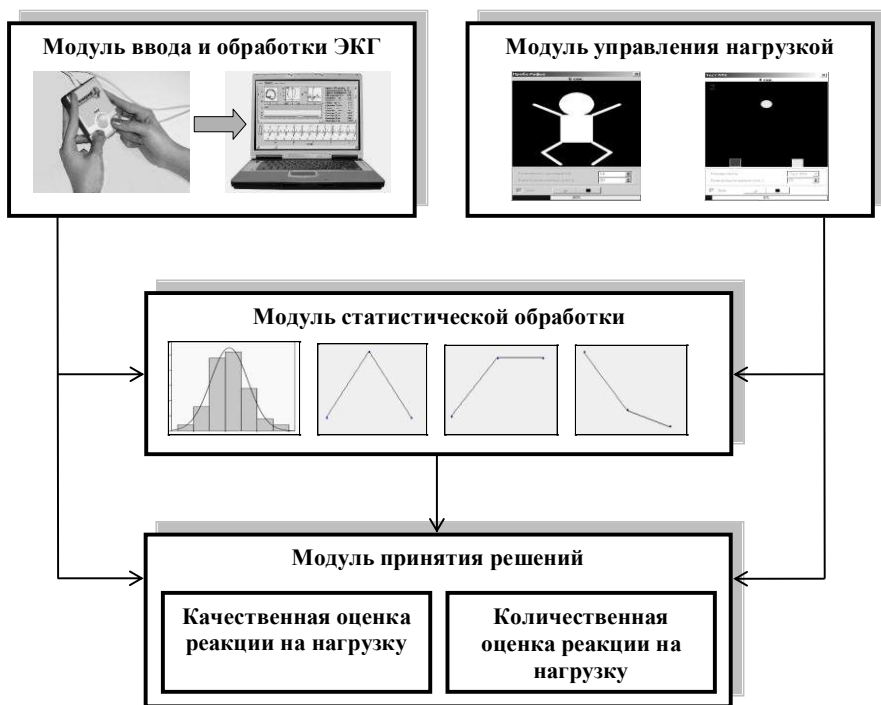


Рис. 1. Структура информационной технологии

- $SKO_{\beta T}$ (ед.) — среднее квадратическое отклонение симметрий зубцов T на последовательности зарегистрированных циклов ЭКГ;
- S_{PR} и S_{TR} (ед.) отношение площадей зубцов P к R и T к R , соответственно.

В качестве показателей ВСР используются статистические и спектральные показатели ритмограммы, в том числе:

- $SDNN$ (мс) — среднее квадратическое отклонение продолжительностей нормальных RR -интервалов;
- $RMSSD$ (мс) — квадратный корень из суммы разностей последовательного ряда кардиоинтервалов;
- $PNN50$ (%) — процент пар кардиоинтервалов с разностью более 50 мс от общего числа кардиоинтервалов в массиве;
- CV (%) — коэффициент вариации полного массива кардиоинтервалов;
- Mo (мс) — мода ритмограммы;
- AMo (%) — амплитуда моды ритмограммы;
- $MxDMn$ (мс) — разность между максимальным и минимальным значениями нормальных RR -интервалов;
- ИИ (ед.) — индекс Баевского (индекс напряжения регуляторных систем);
- HF (%) — спектр мощности ритмограммы в диапазоне высоких частот (более 15 Гц);

- LF (%)— спектр мощности ритмограммы в диапазоне низких частот (0,4–15 Гц);
- LF/HF (ед.) — симпато-вагусный баланс.

Общее число измеряемых показателей составляет $N = 32$. Для надежного определения показателей ВСР регистрируются не менее 100 кардиоциклов.

Модуль управления нагрузкой обеспечивает возможность оценки показателей ЭКГ и ВСР после дозированных физической и/или эмоциональной нагрузки. Для управления физической нагрузкой (20 глубоких приседаний за 30 с) используется метроном, который задает темп выполнения нагрузки.

Для формирования эмоциональной нагрузки используются разработанные «стресс-тесты», стимулирующие простые и сложные зрительно-моторные реакции тестируемого на предъявляемые компьютером стимулы. Такие стимулы представляют собой перемещающиеся по экрану графические фигуры, имеющие характер сигналов возбуждающего типа, на которые испытуемый должен реагировать нажатием соответствующих клавиш, и тормозного типа, на которые он не должен реагировать.

При правильных действиях темп предъявления стимулов автоматически ускоряется, а при ошибочных замедляется, что создает стрессовую ситуацию для испытуемого.

В ИТ реализованы тесты разной степени сложности, в том числе, следующие.

Тест 1. На экране монитора в случайные моменты времени появляются графические фигуры двух цветов, которые испытуемый клавишами Left — Right должен направить в корзину определенного цвета.

Тест 2. Дополнительная эмоциональная нагрузка по отношению к тесту 1 обеспечивается тем, что на экране появляется символ тормозного типа, на который испытуемый не должен реагировать.

Тест 3. Дополнительная эмоциональная нагрузка по отношению к тесту 2 обеспечивается тем, что в случайные моменты времени цвета корзины и стимулов изменяются.

Тесты завершаются по истечении 1 мин. Поскольку время реституции ограничивается 3-мя минутами, то общее время тестирования не превышает 5 мин.

Принятие решений об адекватной или неадекватной реакции организма на физическую или эмоциональную нагрузку реализуется на основе качественной и количественной оценки.

КАЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА РЕАКЦИИ ОРГАНИЗМА НА НАГРУЗКУ

Качественная оценка реакции организма на нагрузку осуществляется следующим образом. Каждая i -я тройка показателей (1) формирует один из пяти классов паттернов, которые характеризуют динамику изменений показателя при нагрузке и в период реституции (рис. 2).

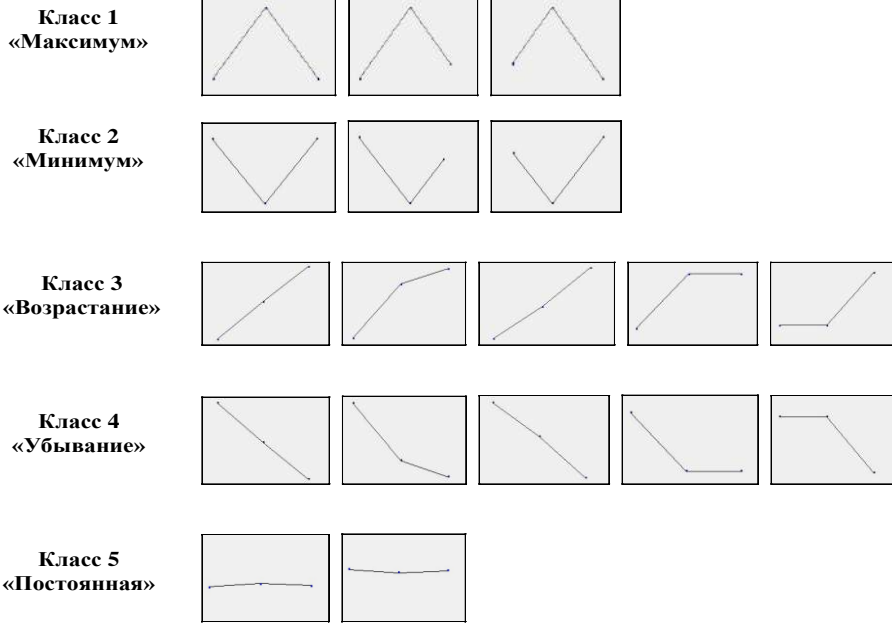


Рис 2. Варианты формы пяти классов паттернов

Классы паттернов определяются последовательной проверкой следующих условий:

класс 1 «Максимум», если

$$(x_i^{(2)} - x_i^{(1)}) > h_i \wedge (x_i^{(2)} - x_i^{(3)}) > h_i, \quad (2)$$

класс 2 «Минимум», если

$$(x_i^{(1)} - x_i^{(2)}) > h_i \wedge (x_i^{(3)} - x_i^{(2)}) > h_i, \quad (3)$$

класс 3 «Возрастание», если

$$(x_i^{(2)} - x_i^{(1)}) > h_i \vee (x_i^{(3)} - x_i^{(2)}) > h_i \vee (x_i^{(3)} - x_i^{(1)}) > h_i, \quad (4)$$

класс 4 «Убывание», если

$$(x_i^{(1)} - x_i^{(2)}) > h_i \vee (x_i^{(2)} - x_i^{(3)}) > h_i \vee (x_i^{(1)} - x_i^{(3)}) > h_i, \quad (5)$$

класс 5 «Постоянная», если

$$\text{соотношения (1)–(4) не выполняются} \quad (6)$$

где h_i — пороговая величина, которая вычисляется как абсолютная величина заданного процента h_0 от значения i -го показателя в состоянии покоя:

$$h_i = \left| h_0 \cdot x_i^{(1)} \right|, \quad (7)$$

или же как абсолютная величина заданного процента h_0 от среднего значения показателей в трех состояниях:

$$h_i = \left| h_0 \cdot \frac{x_i^{(1)} + x_i^{(2)} + x_i^{(3)}}{3} \right|, \quad (8)$$

причем h_0 принимается одинаковым для всех параметров, например, $h_0 = 4\%$.

Величина h_0 определяет зону нечувствительности к изменениям показателя при нагрузке и в период реституции. Поскольку величина h_i всегда положительна, то последовательная проверка условий (2)–(6) позволяет однозначно определить класс паттерна (рис. 3), независимо от того, какие знаки принимают сами показатели $x_i^{(1)}$, $x_i^{(2)}$, $x_i^{(3)}$, $i = 1, \dots, N$.

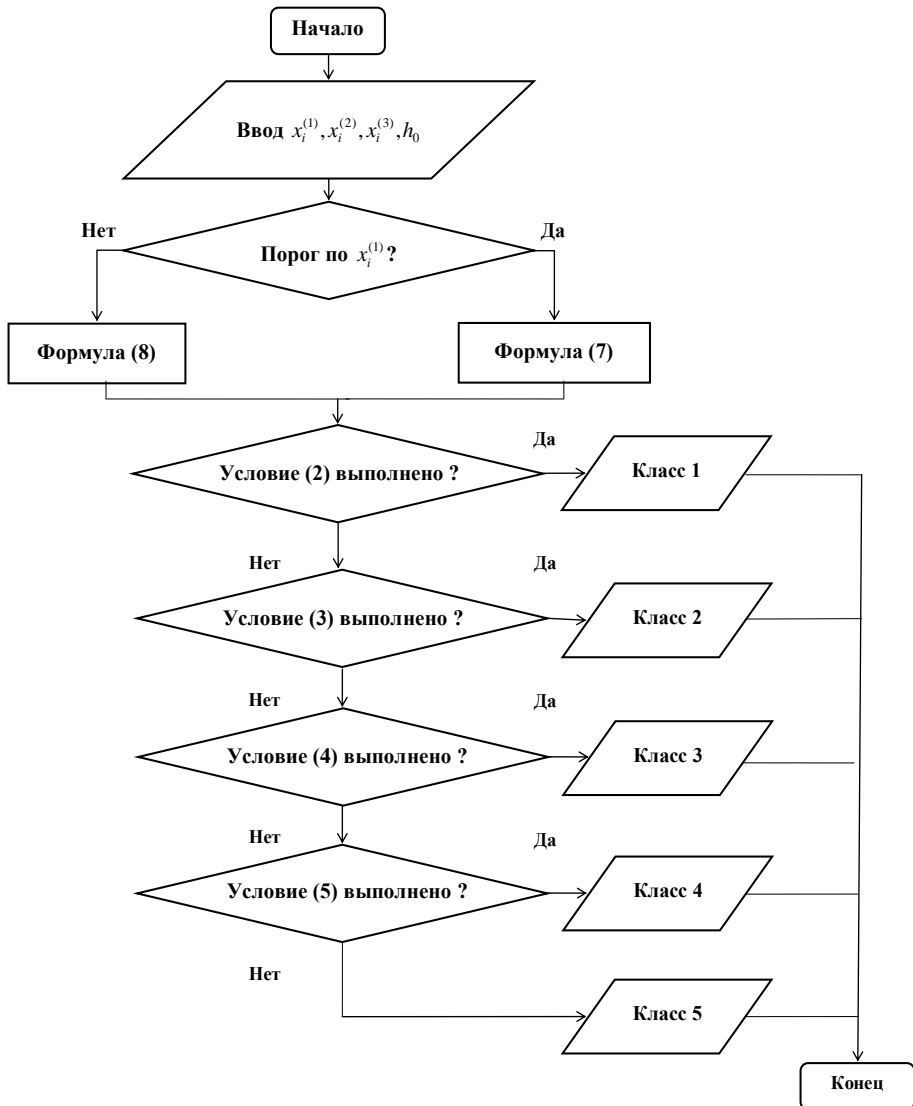


Рис. 3. Блок-схема алгоритма классификации паттернов

С помощью модуля статистической обработки на этапе предварительных исследований для каждого i -го показателя строится распределение классов паттернов и определяется доминантный паттерн, который чаще всего встречается в группе тренированных волонтеров.

При последующем тестировании определяются паттерны всех показателей, которые сравниваются с доминантными. На основе такого сравнения формируется заключение о том, что реакция на нагрузку адекватная, если *все* паттерны показателей совпадают с доминантными, или решение об условной адекватности на нагрузку, если паттерн одного из показателей не совпадает с доминантным, или же решение о *неадекватной* реакции на нагрузку, если паттерны двух и более показателей не совпадают с доминантными.

КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА РЕАКЦИЯ ОРГАНИЗМА НА НАГРУЗКУ

Для количественной оценки реакции организма на нагрузку также используются значения тройки показателей (1). Если приращение i -го показателя под нагрузкой превышает порог нечувствительности, то определяется степень восстановления этого показателя в период реституции (*индекс восстановления*) по формуле

$$\hat{x}_i = \frac{|x_i^{(3)} - x_i^{(1)}|}{|x_i^{(2)} - x_i^{(1)}|}, \quad i = 1, \dots, N. \quad (9)$$

Предлагаемый индекс (9) определяет индивидуальные резервы организма тестируемого к восстановлению i -го показателя после дозированной нагрузки: чем меньше значение \hat{x}_i , тем выше адаптационные резервы организма.

Далее определяется *обобщенный индекс восстановления*:

$$\eta = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N \hat{x}_i^2}, \quad (10)$$

представляющий собой нормированную по числу показателей длину вектора $x^{(N)} = (\hat{x}_1, \dots, \hat{x}_N)$ с компонентами \hat{x}_i , вычисленными по формуле (9).

Решение об адекватности или неадекватности реакции организма на нагрузку принимается по правилу:

- Реакция адекватная, если $\eta < \eta_0^{(1)}$;
 - Реакция условноадекватная, если $\eta_0^{(1)} \leq \eta \leq \eta_0^{(2)}$;
 - Реакция неадекватная, если $\eta > \eta_0^{(2)}$,
- (11)

где $\eta_0^{(1)}$ и $\eta_0^{(2)}$ — пороговые величины, определенные по результатам статистической обработки данных, полученных в группах тренированных и нетренированных волонтеров.

Возможны и другие схемы принятия решений об адекватности реакции на нагрузку, например, по знаку линейной дискриминантной функции

$$D = \sum_{i=1}^N a_i \hat{x}_i + a_0 \quad (12)$$

или же по значению логистической регрессии

$$Z = \frac{1}{1 + e^{-z}} \quad (13)$$

с показателем степени

$$z = \sum_{i=1}^N b_i \hat{x}_i + b_0,$$

в которых коэффициенты a_0, a_1, \dots, a_N и b_0, b_1, \dots, b_N так же определяются на этапе предварительной статистической обработки.

И, наконец, для количественного анализа различий динамики показателей ЭКГ и ВСР в определенной группе обследуемых по аналогии с (9) предлагается *групповой индекс восстановления*

$$W_i = \frac{|\bar{x}_i^{(3)} - \bar{x}_i^{(1)}|}{|\bar{x}_i^{(2)} - \bar{x}_i^{(1)}|}, \quad i = 1, \dots, N, \quad (14)$$

который определяет среднюю величину индекса восстановления i -го показателя в группе. Величины (14) вычисляются по усредненным в соответствующей группе значениям показателей $\bar{x}_i^{(1)}, \bar{x}_i^{(2)}, \bar{x}_i^{(3)}$.

Заметим, что в силу определения величин (9) и (14), в общем случае

$$W_i \neq \sum_{k=1}^K \hat{x}_i[k], \quad i = 1, \dots, N, \quad (15)$$

где $\hat{x}_i[k]$ — степень восстановления значения i -го показателя у k -го представителя группы из K человек. Другими словами, неправомерно вычислять групповые индексы восстановления (14), проводя усреднение индивидуальных индексов (9) отдельных тестируемых в группе.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Приведем некоторые из результатов предварительных исследований, полученные при тестировании молодых волонтеров обоего пола в возрасте 18-24 года, которые были разделены на две группы:

- **Группа 1** — 28 спортсменов высшей квалификации, которые занимаются боксом, разными видами борьбы и триатлоном;

- **Группа 2** — 40 человек, не занимающихся спортом.

Исследования проводились при выполнении 20 приседаний за 30 с.

В таблицах 1 и 2 приведены результаты оценки распределений классов паттернов, формируемых разными показателями, которые наблюдались в указанных группах. Классификация паттернов проводилась в соответствии с условиями (2)–(6) при пороге $h_0 = 4\%$. В таблицах выделены ячейки, соответствующие доминантным паттернам в группах.

Таблица 1.

Оценка распределений классов паттернов в группе 1

| Показатель | Классы паттернов, % | | | | |
|---------------------|---------------------|--------------|-------|-------|-------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| ЧСС, уд/мин | 60,71 | 0,00 | 21,43 | 10,72 | 7,14 |
| A_p , мВ | 10,71 | 60,71 | 10,71 | 17,87 | 0,00 |
| A_Q , мВ | 14,29 | 35,71 | 17,86 | 32,14 | 0,00 |
| A_R , мВ | 0,00 | 75,00 | 3,57 | 17,86 | 3,57 |
| A_S , мВ | 39,29 | 25,00 | 7,14 | 28,57 | 0,00 |
| A_T , мВ | 7,14 | 53,57 | 7,14 | 28,57 | 3,58 |
| Δ_Q , мс | 43,48 | 21,74 | 21,74 | 13,04 | 0,00 |
| Δ_{PQ} , мс | 10,71 | 35,71 | 10,72 | 32,14 | 10,72 |
| Δ_{QR} , мс | 0,00 | 60,71 | 17,86 | 3,57 | 17,86 |
| δ_{ST} , мВ | 21,43 | 46,43 | 3,57 | 28,57 | 0,00 |
| β_T , ед | 67,86 | 3,57 | 17,86 | 7,14 | 3,57 |
| СКО_ β_T , ед | 39,29 | 0,00 | 39,29 | 21,42 | 0,00 |
| S_{PR} , ед | 13,04 | 56,52 | 13,04 | 13,04 | 4,36 |
| S_{TR} , ед | 32,14 | 42,86 | 3,57 | 21,43 | 0,00 |
| $SDNN$, мс | 71,43 | 10,71 | 7,14 | 10,72 | 0,00 |
| $RMSSD$, мс | 67,86 | 10,71 | 7,14 | 14,29 | 0,00 |
| $PNN50$, % | 50,00 | 25,00 | 17,86 | 7,14 | 0,00 |
| CV , % | 82,14 | 3,57 | 0,00 | 14,29 | 0,00 |
| Mo , мс | 7,14 | 53,57 | 7,14 | 28,57 | 3,58 |
| AMo , % | 7,14 | 64,29 | 17,86 | 10,71 | 0,00 |
| $MxDMn$, мс | 75,00 | 10,72 | 7,14 | 7,14 | 0,00 |
| ИН, ед | 14,29 | 60,71 | 17,86 | 7,14 | 0,00 |
| HF , % | 46,43 | 28,57 | 17,86 | 7,14 | 0,00 |
| LF , % | 7,14 | 50,00 | 21,43 | 21,43 | 0,00 |
| LF/HF , ед | 14,29 | 53,57 | 7,14 | 25,00 | 0,00 |

Из таблиц 1 и 2 видно, что для одних показателей чаще всего наблюдался доминантный класс 1 («Максимум»), а для других — класс 2 («Минимум»), причем доминантные классы совпадали в указанных группах. В то же время наблюдалось различие частот появления паттернов одного и того же класса в группах.

Для подтверждения достоверности таких различий была проведена дополнительная обработка данных на основе вычисления доверительных

интервалов, в которые с заданной доверительной вероятностью попадают наблюдаемые частоты.

Таблица 2.

Оценка распределений классов паттернов в группе 2

| Показатель | Классы паттернов, % | | | | |
|---------------------|---------------------|--------------|-------|-------|------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| ЧСС, уд/мин | 85,71 | 0,00 | 14,29 | 0,00 | 0,00 |
| A_p , мВ | 7,69 | 61,54 | 2,56 | 25,64 | 2,57 |
| A_Q , мВ | 14,29 | 59,52 | 2,38 | 21,43 | 2,38 |
| A_R , мВ | 0,00 | 66,67 | 9,52 | 21,43 | 2,38 |
| A_S , мВ | 4,76 | 35,71 | 9,52 | 45,24 | 4,77 |
| A_T , мВ | 9,52 | 59,52 | 0,00 | 26,19 | 4,77 |
| Δ_Q , мс | 40,63 | 12,50 | 37,50 | 6,25 | 3,12 |
| Δ_{PQ} , мс | 20,51 | 38,46 | 20,51 | 15,38 | 5,14 |
| Δ_{QT} , мс | 4,76 | 78,57 | 2,38 | 7,15 | 7,14 |
| δ_{ST} , мВ | 2,38 | 59,52 | 7,14 | 30,96 | 0,00 |
| β_T , ед | 78,57 | 0,00 | 16,67 | 4,76 | 0,00 |
| СКО_ β_T , ед | 54,76 | 9,52 | 11,90 | 21,43 | 2,39 |
| S_{PR} , ед | 25,00 | 50,00 | 9,37 | 15,63 | 0,00 |
| S_{TR} , ед | 21,43 | 40,48 | 16,67 | 21,43 | 0,00 |
| $SDNN$, мс | 54,76 | 19,05 | 7,14 | 19,05 | 0,00 |
| $RMSSD$, мс | 38,10 | 30,95 | 7,14 | 23,81 | 0,00 |
| $PNN50$, % | 33,33 | 30,95 | 4,76 | 30,96 | 0,00 |
| CV , % | 71,43 | 0,00 | 4,76 | 21,43 | 2,38 |
| Mo , мс | 2,38 | 85,71 | 2,38 | 9,53 | 0,00 |
| AMo , % | 23,81 | 40,48 | 30,95 | 4,76 | 0,00 |
| $MxDMn$, мс | 45,24 | 19,05 | 7,14 | 28,57 | 0,00 |
| ИН, ед | 38,10 | 30,95 | 26,19 | 4,76 | 0,00 |
| HF , % | 33,33 | 35,71 | 19,06 | 11,90 | 0,00 |
| LF , % | 9,52 | 57,14 | 14,29 | 19,05 | 0,00 |
| LF/HF , ед | 19,05 | 50,00 | 11,90 | 19,05 | 0,00 |

Согласно [11, с. 332], частота p^* случайного события X , вычисленная на выборке объемом n , с доверительной вероятностью p определяет границы доверительного интервала $I_X = [p_1, p_2]$ для вероятности этого события P_X по формулам

$$p_1 = \frac{p^* + \frac{1}{2} \frac{t_\beta^2}{n} - t_\beta \sqrt{\frac{p^*(1-p^*)}{n} + \frac{1}{4} \frac{t_\beta^2}{n^2}}}{1 + \frac{t_\beta^2}{n}}, \quad (16)$$

$$p_2 = \frac{p^* + \frac{1}{2} \frac{t_\beta^2}{n} + t_\beta \sqrt{\frac{p^*(1-p^*)}{n} + \frac{1}{4} \frac{t_\beta^2}{n^2}}}{1 + \frac{t_\beta^2}{n}}, \quad (17)$$

где t_β определяется по специальным таблицам [11, с. 321].

Используя эти соотношения, установлено, что для ряда показателей доверительные интервалы вероятности появления однотипных паттернов не пересекаются в группах (табл. 3). Этот факт свидетельствует о достоверном различии динамики соответствующих показателей под действием нагрузки у тренированных и нетренированных лиц.

Таблица 3.

Достоверные различия вероятностей наблюдения паттернов в группах

| Показатель | Паттерн | Вероятность в группе 1 | Вероятность в группе 2 | Доверительная вероятность |
|--------------------|---------------|------------------------|------------------------|---------------------------|
| ЧСС, уд/мин | «Максимум» | < 0,743 | > 0,747 | $p = 0,9$ |
| A_5 , мВ | «Максимум» | > 0,236 | < 0,158 | $p = 0,95$ |
| δ_{ST} , мВ | «Максимум» | > 0,115 | < 0,09 | $p = 0,9$ |
| СКО β_T , ед | «Возрастание» | > 0,257 | < 0,225 | $p = 0,9$ |
| RMSSD, мс | «Максимум» | > 0,526 | < 0,508 | $p = 0,9$ |
| Mo, мс | «Минимум» | < 0,705 | > 0,722 | $p = 0,95$ |
| MxDm n , мс | «Максимум» | > 0,598 | < 0,578 | $p = 0,9$ |
| ИН, ед | «Минимум» | > 0,457 | < 0,435 | $p = 0,9$ |

Рассмотрим два примера практического использования полученных результатов при качественной оценке реакции организма на нагрузку при тестировании двух испытуемых. Для упрощения продемонстрируем эти результаты при тестировании по $N = 4$ показателям.

При тестировании первого испытуемого (табл. 4) все паттерны совпали с доминантными классами. Поэтому принято решение об адекватности реакции организма на нагрузку.

При тестировании второго испытуемого (табл. 5) принимается решение о неадекватной реакции на нагрузку, поскольку паттерны двух показателей (показателя β_T и LF/HF) не соответствуют доминантным паттернам, указанным в таблицах 1 и 2.

Таблица 4.

Качественная оценка реакция на нагрузку: АДЕКВАТНАЯ

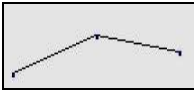


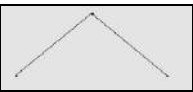
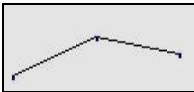
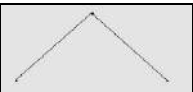


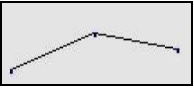
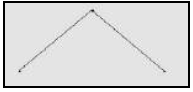
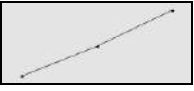



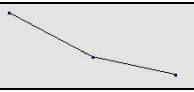
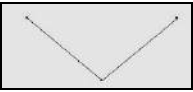
| Показатели | Результаты тестування | | | | Доминантний паттерн |
|-----------------|-----------------------|-------------|-------------|--|---|
| | $x_i^{(1)}$ | $x_i^{(2)}$ | $x_i^{(3)}$ | Паттерн | |
| ЧСС, уд./мин | 79 | 102 | 92 | Класс 1  | Класс 1  |
| β_T , ед. | 0,73 | 0,94 | 0,7 | Класс 1  | Класс 1  |
| SDNN, ед. | 39 | 85 | 55 | Класс 1  | Класс 1  |
| LF/HF, ед. | 1,8 | 0,75 | 1,15 | Класс 2  | Класс 2  |

Таблица 5.

Качественная оценка реакция на нагрузку: НЕАДЕКВАТНАЯ

| Показатели | Результаты тестирования | | | | Доминантний паттерн |
|-----------------|-------------------------|-------------|-------------|--|---|
| | $x_i^{(1)}$ | $x_i^{(2)}$ | $x_i^{(3)}$ | Паттерн | |
| ЧСС, уд./мин. | 65 | 97 | 73 | Класс 1  | Класс 1  |
| β_T , ед. | 0,76 | 0,94 | 1,2 | Класс 3  | Класс 1  |
| SDNN, ед. | 34 | 97 | 43 | Класс 1  | Класс 1  |
| LF/HF, ед. | 3,5 | 2,4 | 1,15 | Класс 4  | Класс 2  |

Для количественной оценки реакции организма тестируемых на нагрузку проводилась статистическая обработка данных, которая показала, что средние значения ряда показателей *достоверно* различаются в группах (табл. 6, 7).

При этом, как и следовало ожидать, у спортсменов приращения средних значений показателей под нагрузкой по отношению к покою были существенно ниже, чем у лиц, не занимающихся спортом (табл. 6).

Например, при нагрузке 20 приседаний за 30 с средние изменения ЧСС у спортсменов были более чем в два раза ниже чем у лиц, не занимающихся спортом (соответственно 9,5 уд/мин и 20,5 уд/мин). Аналогичным образом изменялись и другие показатели ЭКГ и ВСР.

У спортсменов наблюдались также существенно меньшие отклонения средних значений показателей от исходных после 3-х минутного отдыха (табл 7).

Таблица 6.

Различия средних значений показателей в группах, ($x \pm Sx$), $n=68$

| Показатель | Покой | | Нагрузка | |
|---------------------|---------------|------------|---------------|-------------|
| | Группа 1 | Группа 2 | Группа 1 | Группа 2 |
| ЧСС, уд/мин | 67,9±9,9*** | 76,8±9,7 | 77,4±9,8*** | 97,3±14 |
| A_T , мВ | 0,25±0,1* | 0,202±0,1 | 0,207±0,07** | 0,157±0,07 |
| Δ_{PQ} , мс | 0,146±0,02* | 0,134±0,02 | 0,135±0,02 | 0,129±0,03 |
| Δ_{QT} , мс | 0,399±0,03*** | 0,369±0,02 | 0,376±0,04*** | 0,339±0,031 |
| δ_{ST} , мВ | 0,003±0,02* | 0,01±0,02 | -0,004±0,02 | -0,003±0,02 |
| β_T , ед | 0,729±0,1 | 0,727±0,1 | 0,806±0,1* | 0,886±0,2 |
| СКО_ β_T , ед | 0,063±0,63 | 0,077±0,05 | 0,091±0,05* | 0,109±0,06 |
| S_{PR} , ед | 0,248±0,2 | 0,193±0,1 | 0,197±0,2 | 0,164±0,1 |
| S_{TR} , ед | 3,82±2,7* | 2,46±1,2 | 3,76±2,97* | 2,35±1,5 |
| $SDNN$, мс | 97,1±39,8** | 69±22,4 | 141±55*** | 82,6±45,6 |
| $RMSSD$, мс | 81,4±53,2* | 56,1±21,7 | 101,1±53** | 64,2±53,9 |
| $PNN50$, % | 40,1±18,3* | 30,8±15,3 | 42,5±17,9** | 25,98±19,5 |
| CV , % | 10,8±4,4* | 8,7±2,5 | 17,6±5,3*** | 12,8±5,3 |
| Mo , мс | 909±163*** | 787,5±112 | 777±174*** | 606±136,7 |
| AMo , % | 25,3±6,2*** | 31,8±8,5 | 20,5±7,6*** | 31,8±11,6 |
| $MxDMn$, мс | 445±179** | 320±101 | 573±187*** | 369,9±217 |
| ИН, ед | 41,4±30,1*** | 77±49,8 | 34,5±46,6** | 118±132,2 |

Примечание: достоверность различий по критерию Стьюдента: * — $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

Таблица 7.

Различия средних значений показателей в группах, ($x \pm Sx$), $n=68$

| Показатель | Покой | | Восстановление | |
|--------------------|---------------|------------|----------------|------------|
| | Группа 1 | Группа 2 | Группа 1 | Группа 2 |
| ЧСС, уд/мин | 67,9±9,9*** | 76,8±9,7 | 69±9,9*** | 82,5±11,7 |
| A_T , мВ | 0,25±0,1* | 0,202±0,1 | 0,229±0,1* | 0,181±0,1 |
| Δ_{PQ} , мс | 0,146±0,02* | 0,134±0,02 | 0,143±0,02* | 0,132±0,03 |
| Δ_{QT} , мс | 0,399±0,03*** | 0,369±0,02 | 0,408±0,04*** | 0,369±0,03 |
| δ_{ST} , мВ | 0,003±0,02* | 0,01±0,02 | -0,003±0,02 | 0,01±0,02 |
| β_T , ед | 0,729±0,1 | 0,727±0,1 | 0,741±0,1 | 0,758±0,1 |
| S_{PR} , ед | 0,248±0,2 | 0,193±0,1 | 0,246±0,1* | 0,164±0,1 |
| S_{TR} , ед | 3,82±2,7* | 2,46±1,2 | 3,8±2,99* | 2,32±1,41 |
| $SDNN$, мс | 97,1±39,8** | 69±22,4 | 82,1±29,5* | 64,3±36,8 |
| $RMSSD$, мс | 81,4±53,2* | 56,1±21,7 | 69,8±39,3 | 53,5±41,7 |
| $PNN50$, % | 40,1±18,3* | 30,8±15,3 | 39±20,4** | 25,3±19,3 |
| CV , % | 10,8±4,4* | 8,7±2,5 | 9,5±3,6 | 8,5±4,1 |
| Mo , мс | 909±163*** | 787,5±112 | 877±146*** | 724±115,2 |
| AMo , % | 25,3±6,2*** | 31,8±8,5 | 27,6±7,2*** | 37,6±13,4 |
| $MxDMn$, мс | 445±179** | 320±101 | 381,8±149,3* | 291,7±169 |
| ИИ, ед | 41,4±30,1*** | 77±49,8 | 56,1±54,8*** | 141±129,7 |

Примечание: достоверность различий по критерию Стьюдента: * — $p < 0,05$; ** — $p < 0,01$; *** — $p < 0,001$

На основе данных таблиц 6 и 7 из $N=32$ исходных показателей было отобрано 6 показателей (ЧСС, β_T , SKO_{β_T} , $SDNN$, $RMSSD$ и $PNN50$), для которых наблюдались наиболее существенные и достоверные отличия в группах как на максимуме нагрузки, так и в период реституции. Эти показатели использованы для вычисления обобщенного индекса восстановления η по формуле (10).

Результаты статистической обработки данных показали, что индекс восстановления (10) принимал значения $\eta = 0,259 \pm 0,107$ в группе 1 и $\eta = 0,306 \pm 0,084$ в группе 2 (рис. 4). Следовательно, в группе нетренированных лиц средние значения данного обобщенного индекса η оказались выше почти на 20 % по сравнению с тренированными лицами, причем достоверность таких отличий подтверждена критерием Стьюдента ($p < 0,05$).

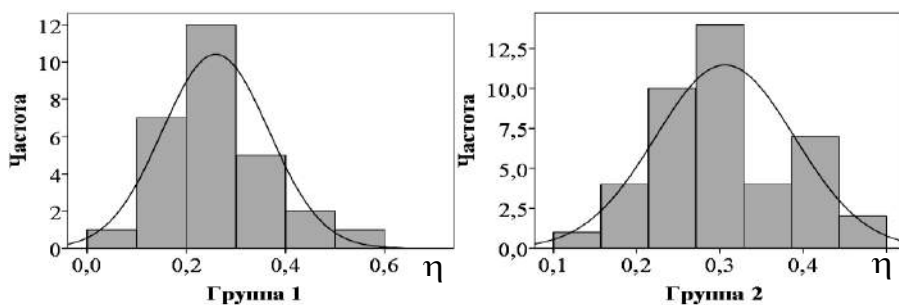


Рис. 4. Оценка условного распределения обобщенного индекса восстановления η в группах

С помощью процедуры построения экспериментальной ROC-кривой [12] определены «оптимальные» значения порогов в решающем правиле (11), обеспечивающие количественную оценку реакции организма на нагрузку, которые составили $\eta_0^{(1)} = 0,24$ и $\eta_0^{(2)} = 0,30$.

Выводы

Предложенный метод удовлетворяет сформулированным требованиям к полевым средствам тестирования резервных возможностей сердечно-сосудистой системы. Для практической реализации метода создана оригинальная информационная технология, обеспечивающая принятие решений на основе качественной и количественной оценки реакции организма на дозированную нагрузку.

При тестировании используются показатели одноканальной ЭКГ, которые автоматически вычисляются с помощью отечественного комплекса ФАЗАГРАФ[®]. Амплитудно-временные показатели ЭКГ и параметры variability сердечного ритма (всего $N = 32$ показателя) определяются в трех состояниях: в покое, сразу после дозированной нагрузки (физической или эмоциональной) и после 3-х минутного отдыха.

Качественная оценка реакции на нагрузку проводится на основе распознавания классов паттернов, формируемых каждой тройкой измеренных показателей, и сопоставления обнаруженных паттернов с доминантными паттернами классов каждого из показателей. Количественная оценка реакции проводится на основе сравнения обобщенного индекса восстановления с пороговыми значениями.

Анализ результатов статистической обработки данных показал, что вероятность появления классов паттернов и значения обобщенного показателя достоверно различаются в группах тренированных и нетренированных лиц.

1. Heart rate variability. Standards of Measurement, Physiological interpretation and clinical use. — Circulation, 1996. — Vol.93. — P. 1043–1065.
2. Коркушко О.В., Писарук А.В., Шатило В.Г., Лишневская В.Ю., Чеботарев Н.Д., Погорецкий Ю.Н. Анализ variability ритма сердца в клинической практике

- (возрастные аспекты). — Киев: Институт геронтологии АМН, 2002. — 189 с.
3. Бавский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. — М.: Медицина, 1997. — 236 с.
 4. Аронов Д.М., Лупанов В.П. Функциональные пробы в кардиологии. — М.: Медпресс-информ, 2002. — 296 с.
 5. Halson S.L., Jeukendrup A.E. Does Overtraining Exist? An Analysis of Overreaching and Overtraining Research // *Sports Med.* — 2004. — Vol. 34. — No.14. — P.967–981.
 6. Чайковский І.А., Лапшина І.Є., Файнзильберг Л.С., Секретний В.А. Аналіз ЕКГ у фазовому просторі як засіб контролю функціонального стану спортсменок, які спеціалізуються у футболі // *Спортивна медицина.* — 2011. — № 1–2. — С. 63–68.
 7. Спосіб експрес-контролю функціональних резервів міокарда і адекватності фізичного навантаження: пат. 87096 Україна: МПК А61В 5/02 / Мініна О.М., Буков Ю.О., Файнзильберг Л.С. Заявлено 25.06.2013; Опубл. 27.01.2014 // *Бюл.* — 2014. — № 2.
 8. Файнзильберг Л.С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы. — Киев: Освита України, 2013. — 191 с.
 9. Спосіб оцінки фізіологічної ціни психоемоційного чи фізичного навантаження: пат. 54185 Україна: МПК А61В 5/02 / Чайковский І.А., Буднік М.М. Заявлено 21.05.2010; Опубл. 25.10.2010 // *Бюл.* — 2010. — № 20.
 10. Di Bernardo D., Murray A. Computer model for study of cardiac repolarization // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* — 2000. — Vol. 11. — P. 895–899.
 11. Вентцель Е.С. Теория вероятности, М.: Наука, 1969. — 575 с.
 12. Файнзильберг Л.С., Жук Т.Н. Гарантированная оценка эффективности диагностических тестов на основе усиленного ROC-анализа // *Управляющие системы и машины.* — 2009. — № 5. — С.3–13.

UDC 616.12

INFORMATION TECHNOLOGY OF THE ORGANISM ADAPTATION RESERVES ASSESSMENT IN FIELD CONDITIONS

L.S. Fainzilberg, K.B. Orikhovska

*International Research and Training Center for Information Technologies and
Systems of National Academy of Sciences of Ukraine and Ministry of Education and
Science of Ukraine*

Introduction. Building an effective IT that provides an assessment of the reserve capacity of the organism to physical and emotional overload has both cognitive and practical importance. The relevance of such IT is increasing in our time since it is necessary to provide reliable results in field conditions. This requires prompt, convenient and reliable tools for obtaining test results, which is to be clear not only the decision maker, but also to the examinee that has no medical education.

The purpose of the article is to propose a new information technology for assessing the adequacy the body's reaction and recovery processes of the cardiovascular system of a human on a set of single-channel ECG parameters.

Methods. The proposed IT includes a set of interacting modules, in particular input module and ECG processing module, which realized on FAZAGRAF® complex. This complex provides recording of the ECG first standard lead and automatic detection of 32 ECG parameters and variability of the cardiac cycle in three states: at rest, immediately after dosage load and after 3 minutes of rest. A distinctive feature of the technology is that decisions on adequate or inadequate

response of the organism to physical or emotional overload are realized by two methods — qualitative assessment and quantitative assessment.

Results. It is shown that a qualitative assessment of the reaction to the overload can be carried out on the basis of recognition of patterns' classes generated by each triplet of measured parameters, and comparing the detected pattern with the dominant classes of each of the parameters. Quantitative assessment can be carried out based on the comparison of the generalized parameter with thresholds.

The algorithm for determining the dominant classes of parameters is proposed. Statistical analysis showed that the probability of appearance of patterns' classes and generalized parameter values significantly different in the groups of trained and untrained persons. Examples of decision-making of the adequate and inadequate reaction of the organism on the overload are given.

Conclusions. The proposed IT satisfies the formulated requirements to field tools for testing the reserve capacity of the cardiovascular system during physical and emotional overloads.

Keywords: information technology, cardiovascular system, assessment of reserve capacity of the organism.

1. Heart rate variability. Standards of Measurement, Physiological interpretation and clinical use // *Circulation*. 1996, vol. 93. P. 1043–1065.
2. Korkushko O.V., Pizaruk A.V., Shatilo V.G., Lishnevskaya V.Y., Chebotarev N.D., Pohoretsky Y.N. *Analysis of heart rate variability in clinical practice (age aspects)*. Kijv: Institut gerontologii AMN. 2002, 189 p. (in Russian).
3. Baevsky R.M., Berseneva A.P. *Estimation of adaptation capabilities of the organism, and the risk of the disease development*. Moscow: Medicine. 1997, 236 p. (in Russian).
4. Aronov D.M., Lupanov V.P. *Functional tests in cardiology*. Moscow: Medpress-inform. 2002, 296 p. (in Russian).
5. Halson S.L., Jeukendrup A.E. Does Overtraining Exist? An Analysis of Overreaching and Overtraining Research. *Sports Medicine*. 2004, vol. 34. No. 14. P. 967–981.
6. Chaykovsky I.A., Lapshin I.E., Fainzilberg L.S., Secretnyi V.A. ECG analysis in phase space as a way of monitoring the functional state of athletes who specialize in football. *Sports Medicine*. 2011. № 1–2. P. 63–68. (in Ukrainian).
7. Minina O.M., Bukov Y.O., Fainzilberg L.S. *Rapid control method of myocardial functional reserve and physical activity adequacy*. UA Patent 87096, 2014, bul. 2. (in Ukrainian).
8. Fainzilberg L.S. *Computer diagnostics by phase portrait of electrocardiogram*. Kiev: Osvita Ukrainy. 2013, 191 p. (in Russian).
9. Chaykovsky I.A., Budnik M.M. *Method for physiological assessment psychoemotional or physical stress*. UA Patent 54185, 2010, bul. 20. (in Ukrainian).
10. Di Bernardo D., Murray A. Computer model for study of cardiac repolarization. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2000, vol. 11. P. 895–899.
11. Wentsel E.S. *Theory of probability*. Moscow: Science. 1969. 575 p. (in Russian).
12. Fainzilberg LS, Zhuk T.N. Guaranteed efficiency estimation of diagnostic tests based on the amplified ROC-analysis. *Control systems and machines*. 2009. № 5. P. 3–13. (in Russian).

Получено 28.05.2015