



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **116548** (13) **C2**
(51) МПК

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/0402 (2006.01)

МІНІСТЕРСТВО
ЕКОНОМІЧНОГО
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

- | | |
|---|--|
| <p>(21) Номер заявки: а 2015 05099</p> <p>(22) Дата подання заявки: 25.05.2015</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на винахід: 10.04.2018</p> <p>(41) Публікація відомостей про заявку: 25.01.2016, Бюл.№ 2</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 10.04.2018, Бюл.№ 7</p> <p>(72) Винахідник(и): Файнзильберг Леонід Соломонович (UA)</p> <p>(73) Власник(и): МІЖНАРОДНИЙ НАУКОВО-НАВЧАЛЬНИЙ ЦЕНТР ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ТА СИСТЕМ НАН ТА МОН УКРАЇНИ, просп. Академіка Глушкова, 40, м. Київ-680, 03680 (UA)</p> <p>(56) Перелік документів, взятих до уваги експертизою: Di Bernardo D., Murray A. Computer Model for Study of Cardiac Repolarization / D. Di Bernardo, A. Murray // Journal of Cardiovascular Electrophysiology. – 2000. – Vol.8. – P. 895-899. UA 87096 U, 27.01.2014. UA 54185 U, 25.10.2010. RU 2077864 C1, 27.04.1997. Возможности анализа электрокардиограммы в фазовом пространстве в ходе нагрузочной пробы / Чайковский И.А., Ломаковский А.Н., Деяк С.И., и др. // Український кардіологічний журнал. – 2009. – № 4. – С. 65-70.</p> | <p>(56) Intraindividual variability in electrocardiograms / Schijvenaars B., Herpen G., Kors J. // Journal of Electrocardiology. – 2008. – Vol. 41. – P. 190-196. Оценка функционального состояния сосудистой системы по величине разброса фазовых траекторий одноканальной ЭКГ / Л. С. Файнзильберг, Е.Н. Минина // Кибернетика и вычисл. Техника. – 2014. – Вып.175. – С. 5-19. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // European Heart Journal. – 1996. – Vol. 17. – P. 1043–1065. Информационная технология ФАЗАГРАФ® для интегральной оценки состояния сердечно-сосудистой системы по фазовому портрету электрокардиограммы/ В. И. Гриценко, Л. С. Файнзильберг // Врачи информационные технологии. – 2013. – № 3. – С. 52-63. Файнзильберг Л.С. Информационная технология оценки адаптационных резервов организма в полевых условиях / Л.С. Файнзильберг, К. Б. Ориховская // Кибернетика и вычисл. техника. – 2015. – Вып.181. – С. 1-22.</p> |
|---|--|

(54) СПОСІБ ОЦІНЮВАННЯ АДЕКВАТНОСТІ РЕАКЦІЇ ОРГАНІЗМУ НА НАВАНТАЖЕННЯ

(57) Реферат:

Винахід стосується способу оцінювання адекватності реакції організму на навантаження, який ґрунтується на визначенні сукупності показників ЕКГ в 3-х послідовних станах - стані спокою, на максимумі навантаження та в період реституції, причому для прийняття рішень про адекватність, умовну адекватність або неадекватність реакції організму на навантаження на основі визначення класу динаміки показників, отриманих під час тестування, на основі обчислення різниць показників в зазначених станах, послідовної перевірки п'яти умов та порівняння визначених класів динаміки з типовими класами, які попередньо визначено на основі популяційних досліджень в групах здорових волонтерів.

UA 116548 C2

Винахід належить до медицини, а саме до функціональної діагностики та може бути застосований в поліклінічних закладах, спортивній та відновній медицині, військовій медицині, медицині праці та в домашніх умовах для оперативного визначення адекватності реакції організму на фізичні або емоційні навантаження, зокрема в польових умовах або при масових профілактичних обстеженнях.

Відомий спосіб оцінки функціонального стану регуляторних систем організму, заснований на реєстрації електрокардіограми (ЕКГ) в стані спокою, визначенні послідовності нормальних RR-інтервалів та аналізі за цією послідовністю параметрів варіабельності серцевого ритму (Патент Російської Федерації № 2077864, кл. А61В 5/04, 5/0402 від 27.04.1997).

Однак аналіз RR-інтервалів лише в стані спокою без навантажувальних проб є недостатнім для судження про функціональні резерви організму. Крім того, аналіз варіабельності ритму серця дозволяє судити лише про стан вегетативної нервової системи, але не є достатнім для того, щоб оцінювати функціональний стан самого серця як основного системоутворюючого органу.

Ці недоліки частково усунені в способі експрес-контролю функціональних резервів міокарда та адекватності фізичного навантаження (Патент України № 87096, кл. А61В 5/02 від 25.06.2013), який передбачає зняття електрокардіограми в одному (наприклад, першому стандартному) відведенні, оцінку за цим сигналом показника симетрії зубця Т у стані спокої, проведення фізичного навантаження в обсязі 75 % від максимального споживання кисню протягом 30 хвилин, повторну реєстрацію електрокардіограми та оцінювання рівня функціональних резервів міокарда і адекватності фізичного навантаження за значеннями збільшення симетрії зубця Т після навантаження.

Однак аналіз лише приросту показника, що характеризує симетрію зубця Т до та після навантаження, не є достатнім для всебічного аналізу ступеня функціональних резервів серцево-судинної системи людини та функціонального напруження організму під впливом фізичних або емоційних перевантажень.

Найбільш близький до способу, що пропонується, є спосіб визначення фізіологічної ціни навантаження, який передбачає реєстрацію ЕКГ у 3-х станах - спокою, на максимумі навантаження та після закінчення періоду реституції, визначення значень 10 показників ЕКГ в указаних трьох станах та оцінювання ступеню функціональних резервів серцево-судинної системи за сукупністю зазначених показників, нормованих за середньою частотою серцевих скорочень (ЧСС), та їх відношень для станів "максимум навантаження/стан спокою" та "максимум навантаження/після закінчення періоду реституції" (Патент України № 54185, кл. А61В 5/0452, А61В 5/02, G06N 5/00 від 25.10.2010.)

Однак цей патент, який вибрано як прототип способу, що пропонується, має ряд недоліків.

По-перше, нормування показників за ЧСС, не завжди є обґрунтованим, тому що деякі показники ЕКГ, зокрема симетрія зубця Т, в загальному випадку не пов'язана з ЧСС.

Відомо [див. Di Bernardo D., Murray A. Computer model for study of cardiac repolarization // J. Cardiovascular. Electrophysiology. - 2000. - Vol. 11. - P. 895-899], що збільшення симетрії зубця Т несе інформацію про зростання регіональної дисперсії тривалості другої фази потенціалу дії, збільшення трансмурального градієнта величини потенціалу дії та посилення електричної негомогенності реполяризації внаслідок апоптозу кардіоміоцитів.

Саме тому, як показують результати клінічних випробувань, у тренуваних осіб при навантаженні показник симетрії зубця Т може практично не змінюватись при суттєвому збільшенні ЧСС. З іншого боку, у нетренуваних осіб з недостатніми резервами серцево-судинної системи на дії фізичних або емоційних навантажень спостерігаються значні зміни симетрії зубця Т навіть при незначних змінах ЧСС. Аналогічні особливості незалежності від ЧСС у загальному випадку виявлені для інших показників ЕКГ, зокрема, амплітуд зубців Q, R, S та Т, які використовуються у відомому способі-прототипі.

По-друге, спосіб-прототип визначає ціну фізичного або емоційного навантаження на стан серцево-судинної системи лише на основі показників ЕКГ (усередненої частоти серцевих скорочень та 10 амплітудно-часових показників усередненого кардіоциклу), але не враховує динаміку змін показників варіабельності серцевого ритму під впливом фізичного або емоційного навантаження, тобто не враховує регуляторні здатності організму та симпато-вагусний баланс організму.

По-третє, спосіб-прототип передбачає оцінювання адекватності реакції організму на навантаження на основі обчислення відношень показників ЕКГ для станів "максимум навантаження/стан спокою" та "максимум навантаження/після закінчення періоду реституції з наступним визначенням належності отриманих величин фіксованому діапазону 0,8-1,2. Але, як показують дослідження, динаміка змін показників під навантаженням та в період реституції не є

однаковою для різних показників, що ускладнює налагодження відомого способу для забезпечення достовірності його результатів. До того такий спосіб кількісного оцінювання змін показників є незручним для інтерпретації реакції організму на тест з фізичним або емоційним навантаженням, що проводиться в польових умовах.

5 Наведені недоліки обмежують можливості та сфери застосування відомого способу оцінювання реакції організму на навантаження.

В основу винаходу поставлена задача вдосконалити відомий спосіб оцінювання адекватності реакції організму на навантаження.

10 Поставлена задача вирішується тим, що реєструють електрокардіограму (ЕКГ) в одному відведенні в 3-х послідовних станах - стані спокою, на максимумі навантаження та в період реституції, вимірюють сукупність значень показників ЕКГ в указаних трьох станах, за кожною трійкою значень кожного з показників визначають динаміку змін цього показника за рахунок віднесення відповідної трійки значень до одного з класів заданої множини класів, які характеризують реакції організму на навантаження, та приймають рішення, що реакція організму на навантаження адекватна, якщо динаміка всіх показників співпадає з типовою динамікою відповідних показників, або рішення, що реакція організму на навантаження умовно адекватна, якщо динаміка одного з показників не співпадає з типовою динамікою відповідного показника, або рішення, що реакція організму на навантаження не адекватна, якщо динаміка двох або більше показників не співпадає з типовою динамікою цих показників, причому класи, що визначають типову динаміку змін кожного з показників під час навантаження та в період реституції, визначають на основі попередньо проведених популяційних досліджень в групах здорових волонтерів.

25 При цьому для визначення динаміки змін кожного з показників визначають різниці значень відповідного показника у зазначених трьох станах, порівнюють ці різниці з пороговим значенням та на основі такого порівняння відносять відповідну трійку значень до одного з класів заданої множини класів шляхом послідовної перевірки умов:

клас 1, якщо $(x_i^{(2)} - x_i^{(1)}) > h$ та $(x_i^{(2)} - x_i^{(3)}) > h$, (1)

клас 2, якщо $(x_i^{(1)} - x_i^{(2)}) > h$ та $(x_i^{(3)} - x_i^{(2)}) > h$, (2)

клас 3, якщо $(x_i^{(2)} - x_i^{(1)}) > h$ або $(x_i^{(3)} - x_i^{(2)}) > h$ або $(x_i^{(3)} - x_i^{(1)}) > h$, (3)

30 клас 4, якщо $(x_i^{(1)} - x_i^{(2)}) > h$ або $(x_i^{(2)} - x_i^{(3)}) > h$ або $(x_i^{(1)} - x_i^{(3)}) > h$, (4)

клас 5, якщо співвідношення (1)-(4) не виконуються, (5)

де

$x_i^{(1)}$, $i=1, \dots, N$ - показники ЕКГ, які визначені у стані спокою;

$x_i^{(2)}$, $i=1, \dots, N$ - показники ЕКГ, які визначені одразу після закінчення навантаження;

35 $x_i^{(3)}$, $i=1, \dots, N$ - показники ЕКГ, які визначені після фіксованого проміжку часу по завершенню навантаження,

N - загальна кількість показників, що визначаються в трьох станах,

40 h - порогове значення, яке визначається як абсолютна величина заданого процента від значення відповідного показника у стані спокою або як абсолютна величина заданого процента від середнього зі значень відповідного показника, в трьох зазначених станах.

Наведена множина з п'яти класів утворює повну групу випадкових подій в тому розумінні, що при кожному тестуванні шляхом послідовної перевірки умов однозначно буде визначено один з цих класів.

45 Сукупність ознак, що відрізняють цей спосіб від відомого, насамперед визначення динаміки змін кожного з показників ЕКГ, які вимірюються у стані спокою, одразу після завершення навантаження та після фіксованого проміжку часу по завершенні навантаження, віднесення відповідної трійки значень до одного з класів заданої множини класів, які характеризують реакції організму на навантаження, шляхом послідовної перевірки умов (1)-(5), дозволяє спростити процедуру тестування в польових умовах та приймати рішення про адекватність, умовну адекватність або неадекватність реакції організму до навантаження на основі наочної інформації, що зручно інтерпретується шляхом порівняння визначеної динаміки кожного з показників з типовою динамікою, яка заздалегідь визначена на основі популяційних досліджень в групах здорових волонтерів.

55 Фіг. 1 ілюструє послідовність дій, які забезпечують реалізацію способу оцінювання адекватності реакції організму на навантаження, що пропонується.

Фіг. 2 ілюструє можливі п'ять класів, які якісно характеризують динаміку змін показника під навантаженням і в період реституції та визначаються шляхом послідовної перевірки умов (1)-(5)

і використовуються для оцінювання адекватності реакції організму на навантаження згідно способу, що пропонується.

Спосіб оцінювання адекватності реакції організму на навантаження, що пропонується, складається з послідовності таких дій (фіг. 1).

5 У стані спокою реєструється ЕКГ людини, що тестується, в одному з відведень, наприклад, в першому стандартному відведенні. Зареєстрований сигнал вводиться в комп'ютер, за допомогою якого обчислюються усереднені значення амплітудно-часових показників ЕКГ та показників варіабельності серцевого ритму, тобто показники

$$x_i^{(1)}, i=1, \dots, N \cdot (6)$$

10 Число N таких показників та їх конкретний склад обирається в залежності від умов та задач проведення тестування. Зокрема в якості амплітудно-часових показників ЕКГ можуть бути використані такі параметри:

ЧСС - усереднена частота серцевих скорочень;

A_P, A_Q, A_R, A_S, A_T - амплітуди відповідно зубців P, Q, R, S, T;

15 Δ_Q - тривалість зубця Q;

Δ_{PQ}, Δ_{QT} - тривалості відповідно інтервалів PQ та QT;

δ_{ST} - зміщення донизу (депресія) або доверху (елевація) сегменту ST відносно ізоелектричної лінії;

β_T - симетрія зубця T;

20 SKO_{β_T} - стандартне (середнє квадратичне) відхилення симетрій зубців T на послідовності зареєстрованих циклів ЕКГ.

Як параметри варіабельності серцевого ритму можуть бути використані стандартні статистичні та спектральні показники, зокрема

25 SDNN - стандартне (середньоквадратичне) відхилення масиву кардіоінтервалів (RR-інтервалів);

M_o - мода кардіоінтервалограми;

AM_o - амплітуда моди кардіоінтервалограми;

IH - індекс напруги Баєвського;

30 LF/HF - симпато-вагусний індекс, що визначається співвідношенням потужностей спектрального розкладу кардіоінтервалограми в областях низьких та високих частот.

Для надійного визначення параметрів варіабельності серцевого ритму необхідно зареєструвати не менш ніж $M=100$ нормальних кардіоциклів (вилучивши екстрасистолічні комплекси та артефакти, якщо вони з'являться).

35 Визначені показники (6), що відповідають стану спокою, зберігаються в пам'яті комп'ютера, після чого проводиться тест (проба) з дозованим фізичним навантаженням або стандартизованим емоційним навантаженням.

Як дозоване фізичне навантаження може бути застосовано, наприклад, тест, який передбачає серію з 20 глибоких присідань за 30 секунд.

40 Як стандартизоване емоційне навантаження можуть бути використані комп'ютерні іграшки, які зводяться до стимулювання простих або складних зорово-моторних реакцій людини на стимули в умовах дефіциту часу. Час виконання стандартизованого емоційного навантаження обмежується фіксованим проміжком часу, наприклад, 60 секундами.

45 Зазначені стимули можуть бути реалізовані, наприклад, графічними фігурами, що випадково з'являються на екрані монітора та мають характер сигналів збудливого типу, на які людина, що тестується повинна реагувати шляхом натискання відповідних клавіш, і сигналів гальмівного типу, при появі яких випробуваний не повинна натискати ніяких клавіш. У процесі виконання тесту при правильних діях темп пред'явлення стимулів автоматично прискорюється, а при помилкових діях - сповільнюється, що викликає додаткову стресову ситуацію для людини, що тестується.

50 Одразу після завершення тесту з фізичним або емоційним навантаженням проводиться повторна реєстрація ЕКГ та визначається та ж сама сукупність показників, але вже отриманих на висоті напруги, тобто показників

$$x_i^{(2)}, i=1, \dots, N \cdot (7)$$

55 Показники (7) також зберігаються в пам'яті комп'ютера, після чого людина, що тестується, відпочиває. Проміжок часу відпочинку (реституції) фіксується певною величиною, наприклад 3-ма хвилинами.

Одразу після завершення цього терміну знову реєструється ЕКГ та визначається сукупність показників

$$x_i^{(3)}, i=1, \dots, N \cdot (8)$$

Далі на основі показників (6), (7), збережених в пам'яті комп'ютера, та показників (8), що відповідають стану реституції, визначають динаміку змін кожного з показників, що здійснюється наступним чином.

5 Для кожного i -го показника ($i=1, \dots, N$) визначається порогова величина h , яка обчислюється за формулою

$$h = |h_{\%} \cdot x_i^{(1)}|, \quad (9)$$

або за формулою

$$h = \left| h_{\%} \cdot \frac{x_i^{(1)} + x_i^{(2)} + x_i^{(3)}}{3} \right|, \quad (10)$$

10 де $h_{\%}$ - заданий процент, який приймається однаковим для всіх параметрів, наприклад, $h_{\%} = 4\%$.

Величина $h_{\%}$ визначає зону нечутливості до змін параметра під час навантаження та в період реституції. Як це видно з формул (9), (10) для кожного параметра встановлюється своя зона нечутливості залежно від початкового $x_i^{(1)}$ або середнього зі значень $x_i^{(1)}$, $x_i^{(2)}$, $x_i^{(3)}$ цього параметру.

15 Далі для кожного i -го показника ($i=1, \dots, N$) визначаються різниці значень $x_i^{(1)}$, $x_i^{(2)}$, $x_i^{(3)}$ показників в трьох станах, які порівнюються з пороговою величиною h та шляхом послідовної перевірки умов (1)-(5) визначається один з можливих п'яти класів динаміки змін показника (фіг. 2).

20 Якщо виконується умова (1), то вважається, що динаміка i -го показника належить до класу 1 ("Максимум").

Якщо виконується умова (2), то вважається, що динаміка i -го показника належить до класу 2 ("Мінімум").

Якщо виконується умова (3), то вважається, що динаміка i -го показника належить до класу 3 ("Зростання").

25 Якщо виконується умова (4), то вважається, що динаміка i -го показника належить до класу 4 ("Спадання").

Якщо жодна з умов (1)-(4) не виконується, то вважається, що динаміка i -го показника належить до класу 5 ("Незмінна").

30 Зауважимо, що кожен клас динаміки має декілька варіантів (див. фіг. 2), які за допомогою перевірки умов (1) - (5) можуть бути однозначно визначені не залежно від того додатні або від'ємні значення $x_i^{(1)}$, $x_i^{(2)}$, $x_i^{(3)}$ приймає i -й показник, тому що завжди $h > 0$ згідно з (9), (10).

На основі попередньо проведених популяційних досліджень в групах здорових волонтерів обчислюється розподіл класів динаміки кожного з показників (див. табл. 1) та визначається типовий (найбільш розповсюджений) клас динаміки кожного i -го показника ($i=1, \dots, N$).

35 Як це видно з таблиці 1, різні показники мають різні типові класи, які позначені у відповідній клітинці: для показників ЧСС, β_T , СКО $_{\beta_T}$, Δ_Q та SDNN типовим є клас 1 ("Максимум"), а для інших показників, наведених в таблиці 1, типовим є клас 2 ("Мінімум").

Таблиця 1

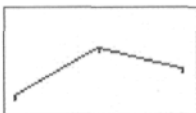

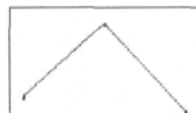

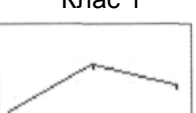



Розподіл класів динаміка показників в групі молодих та здорових волонтерів

| Показники | | Розподіл класів динаміки, % | | | | |
|--------------------------------------|----------------|-----------------------------|--------|--------|--------|--------|
| Назва | Позначення | Клас 1 | Клас 2 | Клас 3 | Клас 4 | Клас 5 |
| Середня частота пульсу | ЧСС | 80 | 0 | 17,5 | 2,5 | 0 |
| Симетрія T | β_T | 82,5 | 0 | 15 | 2,5 | 0 |
| Стандартне відхилення симетрії T | СКО_ β_T | 52,5 | 7,5 | 12,5 | 25 | 2,5 |
| Зміщення ST | δ_{ST} | 2,5 | 62,5 | 5 | 30 | 0 |
| Тривалість Q | Δ_Q | 40 | 13,3 | 33,3 | 10 | 3,3 |
| Амплітуда P | A_P | 8,1 | 67,6 | 2,7 | 18,9 | 2,7 |
| Амплітуда Q | A_Q | 15 | 55 | 2,5 | 25 | 2,5 |
| Амплітуда R | A_R | 0 | 67,5 | 7,5 | 22,5 | 2,5 |
| Амплітуда T | A_T | 10 | 60 | 0 | 25 | 5 |
| Тривалість PQ | Δ_{PQ} | 21,6 | 37,8 | 18,9 | 13,5 | 8,1 |
| Тривалість QT | Δ_{QT} | 5 | 70 | 5 | 10 | 10 |
| Стандартне відхилення R-R інтервалів | SDNN | 52,5 | 20 | 5 | 22,5 | 0 |
| Мода ритмограми | Mo | 2,5 | 80 | 5 | 12,5 | 0 |
| Симпто-вагусний індекс | LF/HF | 15 | 55 | 12,5 | 17,5 | 0 |

5 Наведемо приклади застосування способу оцінювання адекватності реакції організму на навантаження у випадках, коли при тестуванні використовуються N-4 показників. Значення цих показників, отриманих в станах спокою $x_i^{(1)}$, на максимумі навантаження $x_i^{(2)}$ та в період реституції $x_i^{(3)}$ і відповідні класи динаміки, наведено в таблицях 2, 3.

Таблиця 2

Приклад тестування за N-4 показниками

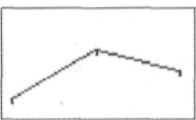


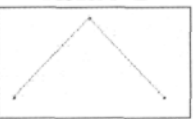
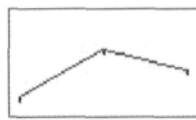

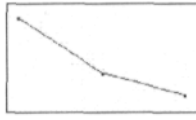

| Показники | Результати тестування | | | | Типовий клас динаміки |
|------------------|-----------------------|-------------|-------------|--|---|
| | $x_i^{(1)}$ | $x_i^{(2)}$ | $x_i^{(3)}$ | Динаміка при тестуванні | |
| ЧСС, уд. хв. | 79 | 102 | 92 | Клас 1  | Клас 1  |
| β_T , у.о. | 0,76 | 0,94 | 0,7 | Клас 1  | Клас 1  |
| SDNN, у.о. | 39 | 85 | 55 | Клас 1  | Клас 1  |
| LF/HF, у.о. | 1,8 | 0,75 | 1,15 | Клас 2  | Клас 2  |

В першому прикладі (див. табл. 2) класи динаміки, визначені за результатами тестування, співпадають з типовим класами відповідних показників: для ЧСС, β_T , та SDNN типовим є клас 1 ("Максимум"), а для показника LF/HF типовим є клас 2 ("Мінімум").

Тому в цьому випадку, згідно зі способом, що пропонується, реакцію особи, що тестувалася, слід признати адекватною.

Таблиця 3

Приклад тестування за N=4 показниками

| Показники | Результати тестування | | | | Типовий клас динаміки |
|------------------|-----------------------|-------------|-------------|--|---|
| | $x_i^{(1)}$ | $x_i^{(2)}$ | $x_i^{(3)}$ | Динаміка при тестуванні | |
| ЧСС, уд. хв. | 65 | 97 | 73 | Клас 1  | Клас 1  |
| β_T , у.о. | 0,76 | 0,94 | 1,2 | Клас 3  | Клас 1  |
| SDNN, у.о. | 34 | 97 | 43 | Клас 1  | Клас 1  |
| LF/HF, у.о. | 3,5 | 2,4 | 1,15 | Клас 4  | Клас 2  |

У другому прикладі (див. табл. 3) двох показників, побудованих за результатами тестування, класи динаміки не співпадають з типовими класами: для показника β_T визначено класу 3 ("Зростання"), а для показника LF/HF визначено класу 4 ("Спадання"), в той час, коли типовими класами для цих показників є відповідно клас 1 ("Максимум") та клас 2 ("Мінімум").

Тому в цьому випадку реакцію особи, що тестувалася, слід признати неадекватною.

Таким чином послідовність дій, які забезпечують реалізацію способу оцінювання адекватності реакції організму на фізичні або емоційних навантаження, є досить простими та зручними для проведення тестування в будь-яких умовах, зокрема, в польових умовах.

ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

Спосіб оцінювання адекватності реакції організму на навантаження, який полягає в тому, що реєструють електрокардіограму (ЕКГ) в одному відведенні в 3-х послідовних станах - стані спокою, на максимумі навантаження та в період реституції, вимірюють сукупність значень показників ЕКГ в указаних трьох станах, який **відрізняється** тим, що реєстрацію в період реституції здійснюють після фіксованого часу по завершенні навантаження, зокрема після 3-хвилинного відпочинку, та за кожною трійкою значень кожного з показників визначають динаміку змін цього показника за рахунок віднесення відповідної трійки значень до одного з класів заданої множини класів, які характеризують реакції організму на навантаження, причому для визначення динаміки змін кожного з показників визначають різниці значень відповідного показника у зазначених трьох станах, порівнюють ці різниці з пороговим значенням та на основі такого порівняння відносять відповідну трійку значень до одного з класів заданої множини класів шляхом послідовної перевірки умов:

- клас 1, якщо $(x_i^{(2)} - x_i^{(1)}) > h$ та $(x_i^{(2)} - x_i^{(3)}) > h$;
- клас 2, якщо $(x_i^{(1)} - x_i^{(2)}) > h$ та $(x_i^{(3)} - x_i^{(2)}) > h$;
- клас 3, якщо $(x_i^{(2)} - x_i^{(1)}) > h$ або $(x_i^{(3)} - x_i^{(2)}) > h$ або $(x_i^{(3)} - x_i^{(1)}) > h$;
- клас 4, якщо $(x_i^{(1)} - x_i^{(2)}) > h$ або $(x_i^{(2)} - x_i^{(3)}) > h$ або $(x_i^{(1)} - x_i^{(3)}) > h$;
- клас 5 в інших випадках,

де

$x_i^{(1)}, i=1, \dots, N$ - показники ЕКГ, які визначені у стані спокою;

$x_i^{(2)}, i=1, \dots, N$ - показники ЕКГ, які визначені одразу після закінчення навантаження;

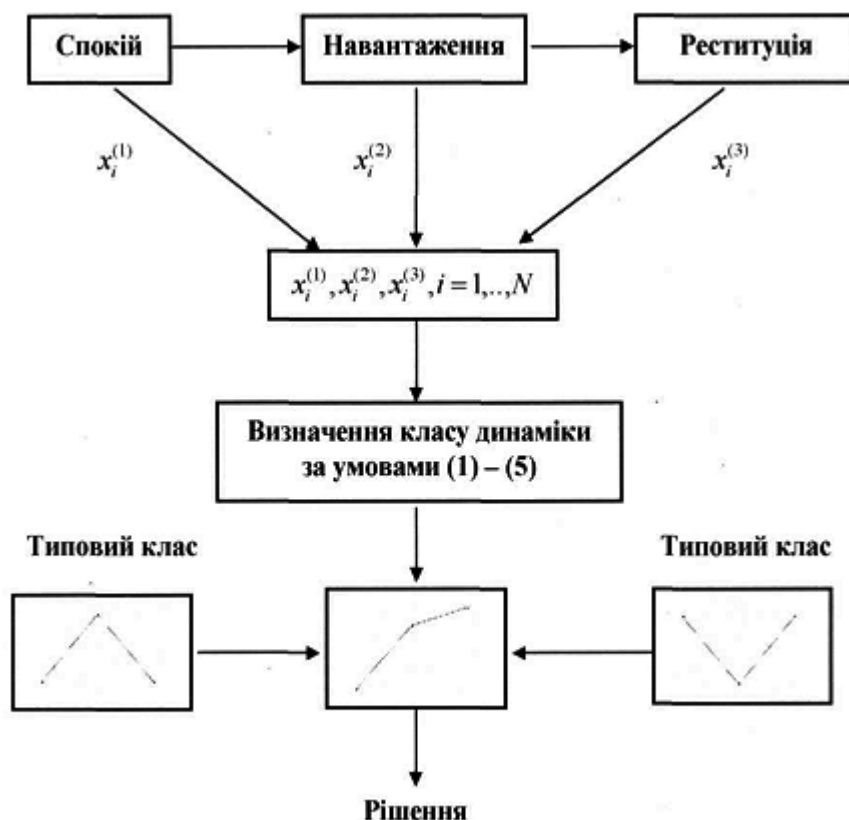
- 5 $x_i^{(3)}, i=1, \dots, N$ - показники ЕКГ, які визначені після фіксованого проміжку часу по завершенню навантаження,

N - загальна кількість показників, що визначаються в трьох станах,

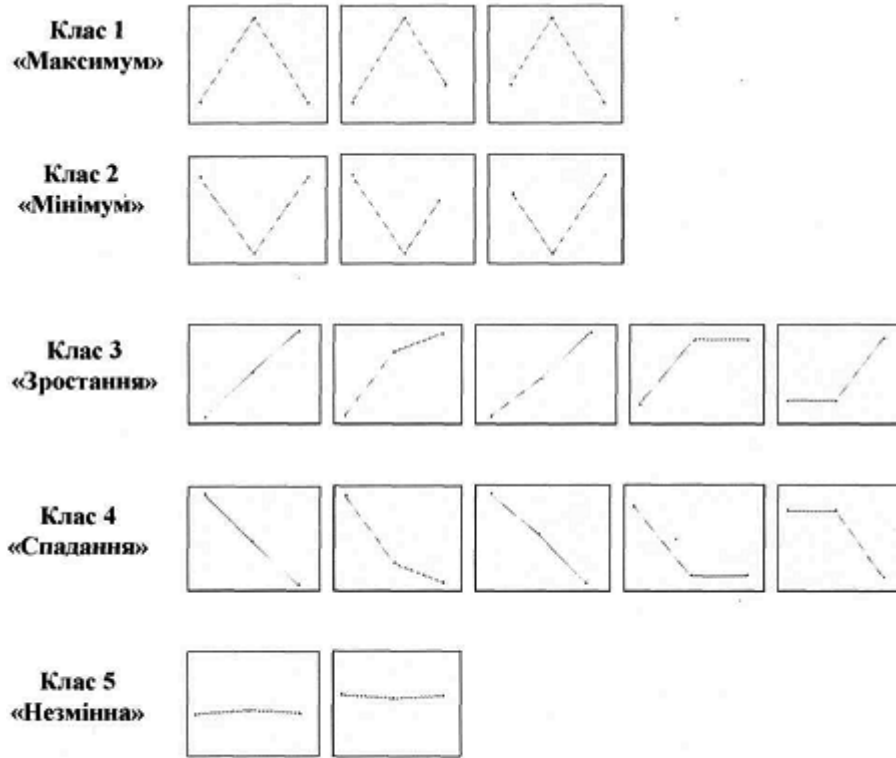
h - порогове значення, яке визначається як абсолютна величина заданого процента від значення відповідного показника у стані спокою або як абсолютна величина заданого процента від середнього зі значень відповідного показника, в трьох зазначених станах, та приймають

- 10 рішення, що реакція організму на навантаження адекватна, якщо динаміка всіх показників співпадає з типовою динамікою відповідних показників, або рішення, що реакція організму на навантаження умовно адекватна, якщо динаміка одного з показників не співпадає з типовою динамікою відповідного показника, або рішення, що реакція організму на навантаження не

- 15 адекватна, якщо динаміка двох або більше показників не співпадає з типовою динамікою цих показників, причому класи, що визначають типову динаміку змін кожного з показників під час навантаження та в період реституції, визначають на основі попередньо проведених популяційних досліджень в групах здорових волонтерів.



Фіг. 1



Фіг. 2