



УКРАЇНА

(19) UA (11) 26761 (13) U
(51) МПК (2006)
A61B 5/02
G06Q 50/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ОЦІНКИ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ ТА ВИЗНАЧЕННЯ ТЯЖКОСТІ ПЕРЕБІГУ АРТЕРІАЛЬНОЇ ГІПЕРТЕНЗІЇ

1

(21) u200704187

(22) 16.04.2007

(24) 10.10.2007

(46) 10.10.2007, Бюл. № 16, 2007 р.

(72) Колесник Тетяна Володимирівна, Приставка
Олександр Пилипович, Хачапурідзе Тетяна Миколаївна

(73) Колесник Тетяна Володимирівна, Приставка
Олександр Пилипович, Хачапурідзе Тетяна Миколаївна

(57) 1. Спосіб оцінки варіабельності артеріального тиску та визначення тяжкості перебігу артеріальної гіпертензії за даними добового моніторингу артеріального тиску, який включає автоматичні виміри систолічного й діастолічного артеріального тиску за різні періоди доби, обробку вимірюваних параметрів з можливістю одержання нових характеристик варіабельності артеріального тиску та удосконалення процесу визначення тяжкості перебігу артеріальної гіпертензії, який **відрізняється** тим, що при обробці даних добового моніторингу артеріального тиску оцінюють динамічні властивості короткочасних коливань артеріального тиску та визначають тяжкість перебігу артеріальної гіпертензії за рахунок сумісного застосування моделі процесу добового моніторингу артеріального тиску

2

у вигляді ланцюгів Маркова та нейромережної технології кластеризації результатів моделювання процесу добового моніторингу артеріального тиску.

2. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що проводять побудову функції змін артеріального тиску шляхом згладжування вихідних даних із застосуванням локально-поліноміального сплайну на основі β -сплайнів для представлення добового профілю артеріального тиску як неперервного процесу.

3. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що моделювання процесу неперервної зміни артеріального тиску на основі ланцюгів Маркова та визначення оцінок функцій інтенсивності зміни тиску як нових показників добового моніторингу артеріального тиску дозволяє оцінювати динамічні властивості варіабельності тиску.

4. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що застосування кластеризуючої нейронної мережі Кохонена для формування груп пацієнтів за новими показниками добового моніторингу артеріального тиску дозволяє виділяти групи пацієнтів як з відносно сприятливим, так і з найбільш несприятливим перебігом артеріальної гіпертензії.

Корисна модель відноситься до медицини, насамперед, до вимірювань з метою діагностики, засобів неінвазивного добового моніторингу артеріального тиску (ДМАТ), оцінки стану серцево-судинної системи, обробки даних моніторингу артеріального тиску (АТ), спеціально призначених для здійснення прогнозу у гіпертензіології, та може бути використана у кардіології.

З досліджуваного рівня техніки відомий спосіб оцінки варіабельності АТ за результатами ДМАТ, який включає автоматичний вимір систолічного і діастолічного артеріального тиску (САТ, ДАТ) кожні 15 хвилин вдень і кожні 30 хвилин вночі протягом доби, статистичну обробку отриманих вимірювань АТ з використанням програмного

забезпечення виробника монітору, у тому числі, визначення індексу варіабельності АТ, як показника його відхилення від середнього рівня, інтерпретацію даних [6]. Однак, за своїми властивостями відоме технічне рішення не враховує кількість епізодів та рівень короткочасних перепадів тиску, їх тривалість, не корелює зі ступенем тяжкості артеріальної гіпертензії (АГ) та порушенням добового ритму АТ, що заважає проведенню коректної оцінки варіабельності АТ та всебічної інтерпретації результатів моніторингу.

Найбільш близьким серед об'єктів аналогічного призначення по технічній суті та кількості істотних ознак є спосіб діагностики АГ із урахуванням варіабельності АТ при проведенні добового моні-

(19) UA (11) 26761 (13) U

торингу, яке включає автоматичні виміри САТ, ДАТ у денні та нічні години, визначення середнього рівня та варіабельності АТ, розрахунок еквівалентного значення АТ за допомогою математичних моделей обчислення, на основі параметрів САТ, ДАТ і оцінку варіабельності. Порівняння еквівалентного значення АТ з нормативним дозволяє виявити АГ та ступень її тяжкості [2]. Проте, використання прототипу за цих умов обмежує об'єктивність та функціональні можливості ДМАТ. Це зумовлене тим, що на етапі оцінки варіабельності АТ порівняння еквівалентного значення АТ з нормативним і кваліфікація АГ відбувається лише за підвищенням рівня АТ. Поряд із цим, властивості відомого об'єкта не дозволяють проводити оцінку самої варіабельності АТ та визначати її динамічні характеристики в різні періоди доби, а конкретна ступень тяжкості АГ встановлюється без урахування характеру змін добового ритму АТ.

У зв'язку з тим, що ризик серцево-судинних ускладнень і катастроф має пропорційний зв'язок зі збільшенням амплітуди й частоти короточасних коливань АТ та їхніми перепадами протягом доби, існує необхідність в розробці нових методик оцінки та аналізу короточасних коливань АТ.

В основу дійсної корисної моделі поставлено задачу створити такий спосіб оцінки варіабельності артеріального тиску за даними добового моніторингу, застосування якого дозволило б, шляхом обчислення оцінок функцій інтенсивності короточасних коливань артеріального тиску в різні періоди доби та їх аналізу за допомогою нейромережної технології, покращити об'єктивність та функціонально-діагностичні можливості ДМАТ, а відтак, сприяло б превентивній корекції серцево-судинних ускладнень.

Поставлена задача вирішується на базі моделювання поведінки АТ за первинними замірами ДМАТ у різні періоди доби, при цьому: будують функцію зміни АТ за допомогою локально-поліноміального сплайну на основі В-сплайнів [3], виділяють зони контролю показників систолічного та діастолічного АТ, моделюють процес зміни АТ на основі ланцюгів Маркова [4], будують оцінки функцій інтенсивності зміни АТ [4], після попередньої обробки застосовують навчену мережу Кохонена [1], результати роботи мережі у вигляді номеру кластеру надають фахівцю-медику для проведення порівняльного аналізу отриманих кластерів, відповідно динамічних характеристик зміни АТ, згідно стандартних показників ДМАТ та індексу варіабельності АТ, а також прийняття рішень стосовно оцінки тяжкості перебігу артеріальної гіпертензії в різні періоди доби.

Причинно-наслідковий зв'язок сукупності суттєвих ознак способу з рішенням поставленої задачі і досягненням технічного результату полягає у наступному.

Оскільки сучасні пристрої для добового моніторингу АТ не дозволяють реєструвати зазначені показники серцево-судинної системи у безперервному режимі [6], то для представлення добового профілю АТ як неперервного процесу проводять процедуру згладжування вихідних даних із застосуванням локально-поліноміального сплайну на основі В-сплайнів [3] і виділяють зони контролю

показників САТ і ДАТ.

Моделювання процесу неперервної зміни АТ на основі ланцюгів Маркова та визначення оцінок функцій інтенсивності зміни рівня АТ дозволяє оцінювати якісні та кількісні властивості варіабельності АТ, а також динаміку зміни АТ в часі, тобто швидкість зміни рівня АТ та час його знаходження в певному стані, чисельність випадків, рівні перепадів тиску, їхню тривалість, у т.ч. й дійсне узагальнене перевантаження тиском, що сприяє підвищенню об'єктивності та покращенню функціональних можливостей ДМАТ.

Проведення кластерного аналізу оцінок функцій інтенсивності зміни АТ на основі нейронної мережі Кохонена дозволяє виділяти групи пацієнтів як з відносно сприятливим, так і з найбільш несприятливим перебігом АГ.

Запропонована інформаційна технологія «NeuroModelDBPM» обробки даних ДМАТ, яка реалізує застосування у сукупності кластерного аналізу на основі нейромережної технології до аналізу сталих оцінок функцій інтенсивності зміни АТ, які отримано шляхом моделювання процесу зміни АТ ланцюгами Маркова, як нових показників ДМАТ, що характеризують варіабельність АТ, істотно відрізняється можливостями інтерпретації короточасних коливань АТ та оцінки тяжкості перебігу АГ за даними ДМАТ від відомих технологій та методик.

Класифікація вихідних даних, відповідно до особистих характеристик варіабельності АТ забезпечує точну ідентифікацію стандартних параметрів ($p > 0,98$), придатних для оцінки функціональних змін інтенсивності короточасних коливань АТ в різні періоди доби.

Аналіз результатів ДМАТ на основі технології «NeuroModelDBPM» з урахуванням динамічних характеристик короточасних коливань АТ за будь-який період часу, окремо від ступеня підвищення АТ і характеру його циркадного ритму дозволяє оцінювати тяжкість перебігу АГ, ризик розвитку серцево-судинних ускладнень та формувати рекомендації щодо проведення їх превентивної корекції.

Таким чином, наведені ознаки корисної моделі в обсязі їх запропонованої сукупності є суттєвими й достатніми для вирішення технічної задачі й перевіщення технічного результату, а кожна з них, окремо, є необхідною для ідентифікації способу, який заявляється.

Сукупність обмежувальних і відмінних від прототипу суттєвих ознак, якими характеризується вдосконалений спосіб, невідома з рівня техніки, є новою і достатньою для всіх випадків, на які розповсюджується об'єм його правового захисту.

На Фіг.1 зображено графік функціонування показників САТ і ДАТ, на Фіг.2 - архітектура мережі Кохонена квадратної організації.

Надалі корисна модель пояснюється докладним описом її виконання.

Для виконання корисної моделі застосовано портативну неінвазивну систему «ABPM-04» (MEDITEX, Угорщина) для проведення добового моніторингу АТ; ПК Intel Pentium IV 1700 MHz, 256 DDR RAM або вище, операційна система сімейства Microsoft Windows 9X/ME/2000/XP, BDE

[Borland Database Engine V5.01].

Заявлений спосіб здійснюється таким чином.

Після отримання параметрів первинних вимірів САТ, ДАТ, за денний та нічний часи, здійснюють обробку обмірюваних параметрів, з можливістю отримання характеристик варіабельності АТ. Приймаючи процес ДМАТ за показниками САТ і ДАТ як стохастичний, як його реалізацію розглядають масиви:

$$\Omega_{2,L}^1 = \{t_i, x_i, i = \overline{1, L}\} \quad \text{та} \quad \Omega_{2,L}^2 = \{t_i, x_i, i = \overline{1, L}\},$$

де

t_i - час проведення заміру;

x_i, y_i - показники САТ і ДАТ на момент часу t_i , відповідно;

$0 \leq t_i < \infty$, $t_a > t_b$ для $\forall a > b$;

$0 < x_i < X$;

$0 < y_i < Y$;

X і Y - певні задані верхні межі показників САТ і ДАТ, відповідно.

Для підвищення точності представлення добоного профілю показників АТ і ЧСС згладжують вихідні дані, застосовуючи локально-поліноміальний сплайн на основі В-сплайнів [3].

У відповідності до норм, визначених для рівня АТ, виділяють зони контролю показників САТ і ДАТ (таблиця 1).

Як інформує таблиця 1, множина, яка включає всі можливі значення згладженого профілю АТ $x=x(t)$ може бути розділена на n підмножин:

$$x \in B_k, \Leftrightarrow \left[x_k^*, x_{k+1}^* \right), \text{ де}$$

$$x_k^*, - \text{ елементи розбиття } \Delta_{h_x} = \{x_k^*; k = \overline{0, n+1}\}$$

$$x_{k+1}^* = x_k^* + h_x, \text{ та } x_0^* = 0, \quad x_{n+1}^* = X.$$

При цьому перехід показника зі стану B_k у стан B_{k+1} відбувається при перетинанні верхньої границі норми B_k , а зі стану B_{k+1} у стан B_k - при перетинанні нижньої границі норми B_{k+1} . Нехай $P_k(t)$ - ймовірність знаходження процесу в стані B_k , тоді систему функціонування показників САТ і ДАТ окремо можливо представити графічно (Фіг.1). Визначальною характеристикою процесу зміни АТ є функції інтенсивності $\lambda_{k,l}(t)$ переходу із стану B_k , $k = \overline{0, n}$ в стан B_l , $l = k-1, k+1$. Неперервність функції інтенсивності $\lambda_{k,l}(t)$ обумовлює розглядання оцінки функцій інтенсивності як апроксимації функцій інтенсивності сталою величиною $\lambda_{k,l}(t) = \lambda_{k,l}$, а відтак процес зміни АТ можна класифікувати як марківський ланцюг [4], з неперервним часом у декількох станах (n) та покласти їх до основи моделювання процесу його неперервних змін, з можливістю інтерпретації параметрів у часовому інтервалі $[t_1, t_2]$.

Для подальшого визначення оцінок функцій інтенсивності формують масиви $\{\tau_i^{k,l}, i = \overline{0, n_{kl}}\}$,

$k = \overline{0, n}$ для кожного з досліджень ДМАТ, які характеризують проміжки часу, протягом яких система знаходилась у стані B_k , з наступним переходом у стан B_l , при цьому кількість елементів в масиві $\{\tau_i^{k,l}, i = \overline{0, n_{kl}}\}$, $k = \overline{0, n}$ для станів B_k і B_l становить n_{kl} .

Надалі формують масиви $\{\tau_i^{k,l}, i = \overline{0, n_{kl}}\}$,

$k, l = \overline{0, n}$ аналізуючи зміни рівня АТ по станах. Якщо у початковий момент часу t_1 $x(t_1) = x_1$ і стан в який потрапило x_1 має індекс k , то визначають $t^{**} = t_1$. Якщо в певний момент часу t_j , $j < L$ значення x_j знаходилось в стані B_k , а в наступний момент часу t_{j+1} значення x_{j+1} потрапило в стан B_l , $l = k-1, k+1$, то припускають, що $t^* = t_{j+1}$ і формується i -ий елемент $\tau_i^{k,l} = t^{**} - t^*$ масиву $\{\tau_i^{k,l}, i = \overline{0, n_{kl}}\}$. Змінна t^{**} набуває значення t_{j+1} , за поточний стан B_k приймається стан B_l . Якщо до останнього моменту часу t_n значенням x_j , $j \leq L$ не перейшло в інший стан, то проміжок часу з моменту t^{**} до моменту t_n не розглядають.

На основі сформованих масивів $\{\tau_i^{k,l}, i = \overline{0, n_{kl}}\}$, $k = \overline{0, n}$ визначають відповідні оцінки функцій інтенсивності АТ.

Формування сталих оцінок функцій інтенсивності переходу $\lambda_{k,l}$, $k, l = \overline{0, n}$ по масиву $\{\tau_i^{k,l}, i = \overline{0, n_{kl}}\}$, k, l - фіксовані, реалізують наступним чином [4]:

$$\lambda_{k,l} = \frac{1}{T_{k,l}}, \quad \bar{T}_{k,l} = \frac{\sum_{i=0}^{n_{kl}-1} \tau_i^{k,l}}{n_{kl}}.$$

Після цього обирають ще непроаналізований масив $\{\tau_i^{k,l}, i = \overline{0, n_{kl}}\}$ та формують оцінки наступних функцій інтенсивності, до остаточного аналізу всіх масивів $\{\tau_i^{k,l}, i = \overline{0, n_{kl}}\}$, $k = \overline{0, n}$. Як свідчить Фіг.1, максимально можливий набір оцінок функцій інтенсивності для одного конкретного дослідження ДМАТ складається з 12 оцінок.

На завершення формування, за усіма N дослідженнями ДМАТ, набір показників оцінок функцій інтенсивності має вигляд:

$$\Omega_N = \{\omega_i, i = \overline{1, N}\}, \quad \omega_i = \{x_{ij} = \{\lambda_{k,l}, k, l = \overline{0, 6}\}\},$$

$$i = \overline{1, N}, \quad j = \overline{1, M}, \quad M = 12.$$

Цей набір піддають нормалізації, а нормалізовані значення \bar{x}_{ij} зводять до інтервалу $[0, 1]$ наступним чином:

$$\bar{x}_{ij} = f\left(\frac{x_{ij} - \bar{x}_j}{\sigma_j}\right), \quad \bar{x}_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{ij},$$

$$\sigma_i^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_{ij} - \bar{x}_j)^2, \quad j = \overline{1, M}, \quad f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}.$$

Під час нормалізації цих значень, для сталих оцінок функцій інтенсивності САТ за денний та нічний періоди, доцільно використовувати статистичні параметри, що надані у таблиці 2, якщо кількість досліджень ДМАТ не перевищує 30.

Кластерний аналіз масиву показників здійснюють нейромережною Кохонена квадратної організації [1]. На загальному вигляді її архітектури

(Фіг.2) позначені нейрон-переможець 1, нейрони 2 з околу переможця радіусу 1 та нейрони 3 з околу переможця радіусу 2. Кількість нейронів мережі Кохонена визначає кількість класів, які потрібно виділити. Спочатку обчислюють кількість рядів $row = \lceil \sqrt{R} \rceil$, де R - потрібна кількість класів. Далі

знаходять різницю $Z = R - \lceil \sqrt{R} \rceil^2$. Якщо $Z=0$, то стовпців $col=row$, якщо $Z>0$, то в перших Z рядах розташовують по $row+1$ нейрону, а в інших - по row нейронів, якщо $Z<0$, то в усіх рядах, окрім останнього, буде по row нейронів, а в останньому $row - |Z| \lceil \sqrt{R} \rceil$ нейронів. Вхідні елементи, кожний з яких є зв'язаним з кожним вихідним елементом, розгалужують дані вхідного вектору між вихідними нейронами мережі. Оскільки мережа має всього 1 вихідний шар нейронів (кластерних елементів), кількість яких визначена чисельністю R можливих класів, то точним видом вихідної функції кожного нейрону є функція

$$y = \sum_{j=1}^M w_j x_j, \text{ де}$$

w_j - вага синаптичного зв'язку; $x_j, j = \overline{1, M}$ - вхідний сигнал.

Всі елементи $\omega_i, i = \overline{1, N}$ нормалізованої вибі-

рки Ω_N використовують як навчальні вектори та подають на вхід мережі Кохонена. Метою навчання мережі з самоорганізацією на основі конкуренції нейронів є таке розташування нейронів (підбір їх вагових коефіцієнтів) в області даних, яке мінімізує похибку квантування

$$E = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left\| \omega_i - w_i^* \right\|^2, \text{ де}$$

$\omega_i \in \Omega_N$; w_i^* - вектор вагових коефіцієнтів нейрона-переможця при поданні на вхід мережі вектору $\omega_i = \{x_j, j = \overline{1, M}\}$.

В процесі навчання мережі Кохонена всі кластерні елементи розглядаються як «претенденти на нагороду» у вигляді навчальних векторів. Коли на конкурс подають будь-який навчальний вектор, то обчислюють відстані від нього до всіх кластерних елементів. Елемент, який знаходиться ближче за всіх до даного учбового вектору, визнається «переможцем». Для елемента-переможця виконують коригування вагових значень таким чином, щоб він максимально зблизився з навчальним вектором. Корегування вагових коефіцієнтів виконують й для сусідніх з «переможцем» елементів, якщо вони знаходяться в околі певного радіусу від елемента-переможця. Щоб відвернути потрапляння нейронів в зону відсутності даних залучають механізм «стомлюваності нейронів», який полягає у модифікації відстані між ваговим вектором і вхідним сигналом, пропорційно до кількості «перемог» даного нейрону у минулому.

Таким чином навчання мережі Кохонена про-водиться за наступною обчислювальною процеду-рою.

1. Ініціалізація початкових значень:

- матриця вагових коефіцієнтів мережі $W = \{w_{jr}\}$, $j = \overline{1, M}, r = \overline{1, R}$ заповнюється випадковими значеннями, що рівномірно розподілені на проміжку $[-0,5; 0,5]$,

- коефіцієнт швидкості навчання η_0 встановлюється на рівні 0,5, $\eta = \eta_0$,

- кількість перемог кожного нейрона $V_r = 1, r = \overline{1, R}$.

- початковий радіус $\beta_0 = \left\lceil \frac{R}{4} \right\rceil$ для кільцевої

організації, $\beta_0 = row - 1$ - для квадратної організації, $\beta = \beta_0$,

- задається максимальна абсолютна похибка норми зміни ваг $\zeta \approx 0,0000001$;

2. Якщо вагові коефіцієнти стабілізувалися, тобто якщо $\max \{|w'_{jr} - w_{jr}|\} < \zeta, j = \overline{1, M}, r = \overline{1, R}$, де $W' = \{w'_{jr}\}$ - інтерфейс мережі на попередній епосі, то навчання закінчене;

3. Похибка квантування $E = 0$;

4. З навчальної вибірки Ω_N послідовно оби-рається об'єкт $\omega_i \in \Omega_N$ та подається на вхід мережі;

5. Для кожного кластерного елементу обчислюється відстань

$$d_r = V_r \sqrt{\sum_{j=1}^M (w_{jr} - x_j)^2}, r = \overline{1, R};$$

6. Відшукується нейрон з номером r^* для якого $d^* = \min\{d_r\}$ та призначається переможцем, лічильник перемог нейрона з номером $r^* - V_{r^*}$ збільшується на одиницю.

7. Обчислюється $E = E + (\omega_i - w_i^*)^2$;

8. Для нейронів, що знаходяться у околі переможця радіусу β обчислюється величина зміни ваг

$$\Delta w_{jr} = G \eta (x_j - w_{jr}), j = \overline{1, M},$$

$$r = r^* - \beta, r^* + \beta, G = \exp\left(-\frac{pl(r)}{\beta}\right),$$

де $pl(r)$ - номер позиції нейрона r в масиві відсортованих по зростанню відстаней $d_1 < d_2 < \dots < d_R$, так для нейрона r номер позиції $pl(r) = 1$;

9. Корегування ваг $w_{jr} = w_{jr} + \Delta w_{jr}$

10. Корегування швидкості навчання: якщо то $\eta = \eta_0 \left(1 - \frac{i}{N}\right)$;

$$11. \text{Корегування радіусу } \beta = \left\lceil \beta_0 \left(1 - \frac{i}{N}\right) \right\rceil$$

12. Якщо розглянуто ще не всі об'єкти $\omega_i \in \Omega_N$, то перехід на пункт 4;

13. Корегування швидкості навчання і радіусу $\eta_0 = 0, \beta_0 = 0$;

14. Обчислення похибки квантування $E = \frac{1}{N} E$;

15. Зберігання інтерфейсу мережі $W'=W$ та перехід на пункт 2.

Таким чином, на основі сталих оцінок функцій інтенсивності САТ, за денний і нічний періоди, задають класифікацію пацієнтів (3 класи), яку наведено у таблиці 3. Для з'ясування до якого з 3-х класів належить нормалізований вхідний вектор $x_j = \{\lambda_{k,l}, k, l = \overline{0,6}\}$, $j = \overline{1, M}$, $M=12$, обчислюють вихідний сигнал 3-х нейронів:

$$y_r = \sum_{j=1}^M w_{rj} x_j; r = \overline{1,3}; M=12.$$

Номером класу, за яким ідентифікують об'єкт, є номер нейрону r , з максимальним вихідним сигналом $r: \max\{y_r\}$.

Для експериментальної перевірки запропонованого методу оцінки варіабельності АТ, групу з 671 пацієнта було розділено на дві. До групи №1 було включено 60 пацієнтів з нормальним рівнем АТ, до групи №2-611 хворих на АГ, з різним ступенем підвищення АТ. Для дослідження як вхідні дані приймали сталі оцінки функцій інтенсивності САТ і ДАТ, окремо за денний та нічний періоди. Пацієнтів кожної з груп було розподілено мережею Кохонена по 3-х кластерах. Оцінку ступеня тяжкості АГ за результатами ДМАТ виконували за загальноприйнятою клінічною методикою шляхом аналізу значень стандартних показників середнього, максимального та мінімального рівнів АТ, ступеня його нічного зниження (СНЗ), «перевантаження тиском», за індексами часу (ІЧ) гіпертензії, площею (ІП) гіпертензії, подвійним добутком (ПД), який враховував одночасний підйом АТ і ЧСС. Варіабельність (ВАР) АТ розраховували як стандартне відхилення від середнього підйому АТ [5, 6]. Для встановлення особливостей коливань АТ, клінічної характеристики та перебігу захворювання серед пацієнтів, віднесених до різних кластерів, проводили порівняльний аналіз значень стандартних показників ДМАТ, попарно поміж кластерами. Результати порівняльного аналізу показників з різних кластерів у групі №1 свідчили про достовірну різницю показників пацієнтів у 3-му кластері відносно інших (таблиця 4). Спостерігалось підвищення ВАР систолічного АТ, яке перевищувало нормативний рівень в поєднанні з самим високим рівнем САТ і значеннями показників навантаження тиском по всім кластерам. До 2-го кластеру увійшли пацієнти з найменшими значеннями показників ДМАТ, які відображали більш кращий стан, ніж у пацієнтів у 3-му кластері. Показники ДМАТ пацієнтів 1-го кластера мали проміжні значення.

Отже, використання системи «Neuro-ModelDBPM» дозволило виявити, навіть серед здорових пацієнтів з нормальним рівнем АТ, найбільш несприятливий варіант сполучення граничних значень показників ДМАТ пацієнтів у 3-му кластеру, та віднести їх до групи «умовного ризику».

Порівняння показників у пацієнтів групи №2 (таблиця 5) інформує про їх вірогідну розбіжність у кластерах за ступенем тяжкості перебігу захворювання. Кластер 1 відображає поєднання підвищеної ВАР САТ та водночас найменші значення інших показників ДМАТ, що свідчить про великий і

короткочасний розмах коливань САТ, середній рівень якого відповідає «м'якій» АГ, тобто в кластер 1 автоматично відібрано пацієнтів з відносно «сприятливим» перебігом захворювання. Кластеру 2 відповідав самий важкий перебіг АГ, який відрізняється від інших найбільш високим рівнем АТ і показників навантаження тиском (ІЧ, ІП, ПД) при порушенні фізіологічного добового ритму АТ (недостатній ступень зниження САТ вночі). Даний кластер сполучає в собі саме високе підвищення показників ДМАТ при найменших значеннях ВАР САТ за день, серед хворих інших кластерів, що інформує про невеликі за рівнем, але постійно повторювані на протязі дня коливання високого рівня САТ. Такі особливості коливань АТ, у сполученні з його високим рівнем, часом і площею гіпертензії, порушенням фізіологічного добового ритму АТ свідчили про важкий перебіг і несприятливий прогноз захворювання. За порівнянням між кластерами, пацієнти, що були віднесені до кластеру 3, мали помірно підвищений рівень варіабельності АТ у поєднанні помірного підвищення АТ з показниками навантаження тиском. Цей кластер займав проміжне положення за числовими характеристиками показників ДМАТ і свідчив про відносно «сприятливий» перебіг АГ. Аналогічний порівняльний аналіз між кластерами, що були виділені на основі оцінок функцій інтенсивності, проводили для САТ у нічний період, а також для діастолічного та пульсового АТ у денний і нічний періоди доби.

Обробка обмірюваних параметрів САТ і ДАТ, у денний та нічний періоди доби, яка здійснюється вищезазначеним чином, дозволяє оцінювати кількісні та динамічні властивості короткочасних коливань АТ.

Технічним результатом, який досягається при використанні корисної моделі аналізу короткочасних коливань рівня АТ за рахунок застосування нейромережної кластеризації результатів математичного моделювання процесу ДМАТ за технологією «NeuroModelDBPM» у пацієнтів з різним ступенем підвищення АТ, є забезпечення високої об'єктивності і удосконалення оцінки тяжкості перебігу АГ, збільшення функціонально-діагностичних можливостей ДМАТ та забезпечення можливості превентивного корегування серцево-судинних ускладнень.

Спосіб оцінки варіабельності АТ, завдяки удосконаленню функціонально-діагностичних можливостей ДМАТ, може знайти широке використання в кабінетах функціональної діагностики, кардіологічних, терапевтичних, неврологічних відділеннях, в реабілітаційних центрах для хворих, що перенесли гострий інфаркт міокарда чи порушення мозкового кровообігу, в науково-дослідних лабораторіях та інститутах, в дослідженнях клініко-біологічних процесів, при створенні моніторингових і апаратно-діагностичних систем на базі сучасних комп'ютерних технологій.

Нові властивості способу допоможуть оцінювати динаміку зміни АТ в часі, тобто швидкість зміни рівня АТ та час його знаходження на певному рівні, чисельність випадків, рівні та тривалість перепадів тиску, проводити комплексний аналіз даних ДМАТ, діагностувати АГ, визначати тяжкість її перебігу, здійснювати експрес-діагностику, про-

філактивні огляди, динамічні спостереження, обирати індивідуальну стратегію лікування і контролювати ефективність медикаментозної терапії при проведенні повторних моніторингових тощо.

лювати ефективність медикаментозної терапії при проведенні повторних моніторингових тощо.

Таблиця 1

Норми ДМАТ для показників САТ і ДАТ

№ стану	опис	САТ, мм.рт.ст.	ДАТ, мм.рт.ст.
0	знижене	до 109	до 69
1	оптимальне	110-119	70-79
2	нормальне	120-129	80-84
3	підвищене	130-139	85-89
4	м'яка артеріальна гіпертензія (АГ 1)	140-159	90-99
5	помірна артеріальна гіпертензія (АГ 2)	160-179	100-109
6	важка артеріальна гіпертензія (АГ 3)	180 і вище	110 і вище

Таблиця 2

Статистичні характеристики для нормування сталих оцінок функцій інтенсивності САТ за денний та нічний період

Ознаки, x_j	Денний період		Нічний період	
	середнє	стандартне	середнє	стандартне
$x_1 = \lambda_{0,1}$	0,000489	0,001647	0,000465	0,001098
$x_2 = \lambda_{1,0}$	0,000701	0,001932	0,000590	0,001603
$x_3 = \lambda_{1,2}$	0,001379	0,002754	0,000960	0,003097
$x_4 = \lambda_{2,1}$	0,001290	0,002417	0,000970	0,002708
$x_5 = \lambda_{2,1}$	0,001400	0,001804	0,001335	0,003537
$x_6 = \lambda_{3,2}$	0,001477	0,002119	0,001168	0,003684
$x_7 = \lambda_{3,4}$	0,001567	0,002099	0,001068	0,002176
$x_8 = \lambda_{4,3}$	0,000890	0,000860	0,000943	0,002580
$x_9 = \lambda_{4,5}$	0,001130	0,001879	0,000652	0,002752
$x_{10} = \lambda_{5,4}$	0,001083	0,000760	0,000999	0,006236
$x_{11} = \lambda_{5,6}$	0,001184	0,002747	0,000275	0,000926
$x_{12} = \lambda_{6,5}$	0,001052	0,002133	0,000287	0,001149

Таблиця 3

Вагові коефіцієнти мереж Кохонена за денний та нічний період

Індекси, ознаки x_j	Вектори вагових коефіцієнтів трьох вихідних нейронів					
	денний період			нічний період		
	w_1	w_2	w_3	w_1	w_2	w_3
1	0,581785	0,434648	0,428056	0,402808	0,418741	0,624274
2	0,593626	0,417645	0,413218	0,415185	0,427757	0,606473
3	0,614986	0,391915	0,424874	0,472857	0,455032	0,529831
4	0,618118	0,394548	0,420560	0,457698	0,456160	0,530358
5	0,571363	0,344776	0,507460	0,467902	0,477414	0,496448
6	0,549444	0,362081	0,516791	0,483312	0,476294	0,505937
7	0,508820	0,419738	0,514555	0,478801	0,507105	0,466448
8	0,511594	0,379247	0,544220	0,468689	0,490353	0,473728
9	0,500825	0,469882	0,486570	0,474921	0,532026	0,453909
10	0,495612	0,408238	0,540346	0,482419	0,503349	0,473934
11	0,463225	0,483961	0,495877	0,426280	0,606257	0,428200
12	0,485655	0,471779	0,488067	0,438531	0,580337	0,439956

Таблиця 4

Розподіл показників ДМАТ по кластерам для пацієнтів групи №1

Показник ДМАТ	1 кластер	2 кластер	3 кластер
САТ день середній	121,25±1,32	118,9±1,33	124,09±1,29*
САТ день мінімальний	95,38±1,73	94,05±1,34	94,89±2,14
САТ день максимальний	148,29±2,09	146,5±1,81*	158,79±2,16*
СНЗ САТ	14,77±0,78	14,14±1,16	16,35±1,17
ІЧ САТ день	6,61±1,46	5,37±1,36	9,31 ±1,39*
ІП САТ день	12,05±2,69	8,56±2,19*	22,25±3,68*
ПД день	9245,1±236,1	8881±194,6	9763,6±262,7*
ВАР САТ день	11,18±0,39	11,21±0,33*	12,73±0,49*

Примітки: *

- значення у 1-му кластері, які достовірно відрізняються від значень 2-го кластеру;
- значення у 2-му кластері, які достовірно відрізняються від значень 3-го кластеру;
- значення у 3-му кластері, які достовірно відрізняються від значень 1-го кластеру

Таблиця 5

Розподіл показників ДМАТ по кластерам для пацієнтів групи №2

Показник ДМАТ	1 кластер	2 кластер	3 кластер
САТ день середній	145,13±0,98*	168,92±1,76*	151,83±0,95*
САТ день мінімальний	106,98±0,94*	137,59±1,64*	121,08±0,64*
САТ день максимальний	181,67±1,45*	201,48±2,21*	188,49±1,36*
СНЗ САТ	12,63±0,76	9,91±0,71*	12,57±0,62*
ІЧ САТ день	57,23±1,96*	88,38±1,86*	71,11±1,73*
ІП САТ день	245,36±17,51*	718,42±38,98*	345,08±19,63*
ПД день	11157±151,11*	13007,5±233,98*	11819±152,6*
ВАР САТ день	15,96±0,37	14,99±0,32*	15,47±0,33

Примітки: *

- значення у 1-му кластері, які достовірно відрізняються від значень 3-го кластеру;
- значення у 2-му кластері, які достовірно відрізняються від значень 1-го кластеру;
- значення у 3-му кластері, які достовірно відрізняються від значень 2-го кластеру

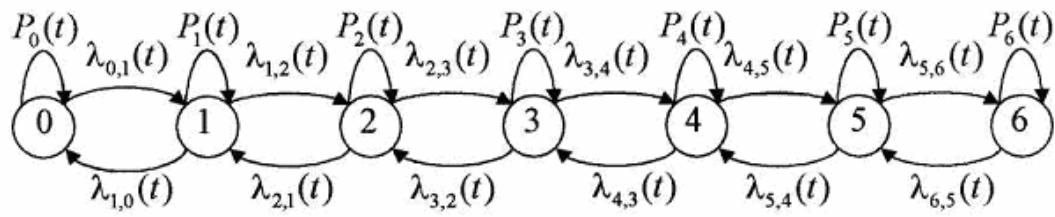
Література:

1. Осовский С. Нейронные сети для обработки информации/ пер. с польск. И. Рудинского. - М.: Финансы и статистика, 2004. - 344с.
2. Способ диагностики артериальной гипертензии и определения ее тяжести: Пат. 2164078 С1 России/ Мазур Е.С., Мазур В.В. (Россия); Тверская государственная медицинская академия (Россия); опубл.20.03.2001
3. Приставка П.О. Поліноміальні сплайни при обробці даних. -Д.: вид. Дніпропетр. ун-ту, 2004. - 236с.

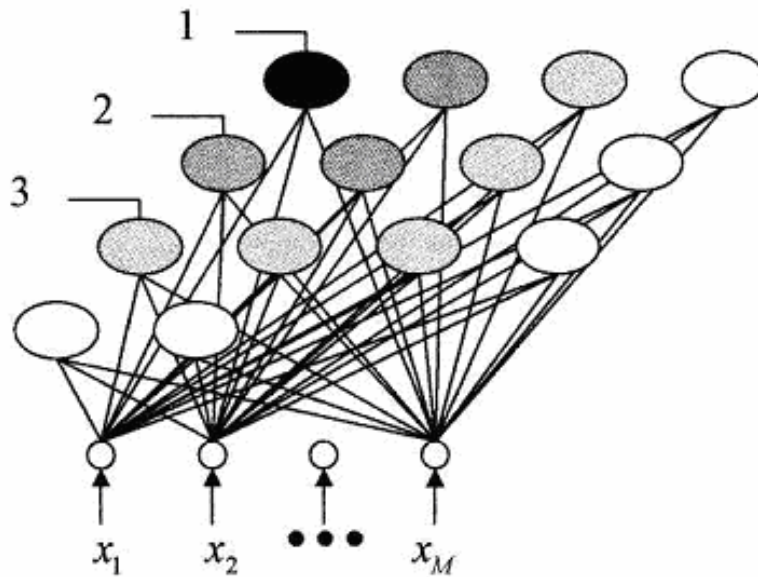
4. Гнеденко Б.В., Беляев Ю.К., Соловьев А.Д. Математические методы в теории надежности. - М.: Наука, 1965. - 524с.

5. Горбунов В.М. Значение 24-часового мониторингирования в выявлении и лечении артериальной гипертензии// Кардиология. - 1995. - №6. - С.64-70.

6. Сиренко Ю.М. Значення добового моніторингу артеріального тиску для діагностики і лікування артеріальної гіпертензії/ Методичні рекомендації, - К.: 2002. - 28с.



Фиг. 1



Фиг. 2