



УКРАЇНА

(19) UA (11) 15139 (13) U  
(51) МПК (2006)  
A61B 5/0476МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС

ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) СПОСІБ НЕЙРОМЕРЕЖНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНОЇ АКТИВНОСТІ ГОЛОВНОГО МОЗКУ

1

(21) u200512255

(22) 19.12.2005

(24) 15.06.2006

(46) 15.06.2006, Бюл. № 6, 2006 р.

(72) Черній Володимир Ілліч, Статінова Олена  
Анатоліївна, Островая Тетяна Володимирівна(73) ДОНЕЦЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІ-  
ВЕРСИТЕТ ІМ. М. ГОРЬКОГО(57) Спосіб нейромережного моделювання елект-  
ричної активності головного мозку, що включає  
запис електроенцефалограми (ЕЕГ) з наступним  
візуальним аналізом, розрахунок спектральної  
потужності частотних діапазонів, що складають

2

електроенцефалограму шляхом топографічного  
kartування, з наступним розрахунком інтегральних  
кількісних показників, який **відрізняється** тим, що  
додатково, як вхідні ознаки нейронної мережі, ви-  
бирають значення спектральної щільності потуж-  
ності електричних сигналів Рі у діапазонах 0-32 Гц  
із дискретністю в 1Гц, а V1-V12 - відповідні класте-  
ри, що одержують на виході нейронної мережі в  
результаті кластеризації записів ЕЕГ, після чого  
формують нейромережну модель з 16 нейронами  
у вихідному шарі, що розподіляють по класах (C1  
0-C1 15), і класифікують за допомогою нейроме-  
режного аналізу за групами.

Спосіб відноситься до медицини, а саме до  
неврології та інтенсивної терапії, може бути вико-  
ристаний для визначення ступеня порушення еле-  
ктричної активності головного мозку, моніторингу  
електроенцефалограми (ЕЕГ) і характеристики  
стану хворих з порушенням свідомості, а також  
для контролю над ефективністю проведеної інтен-  
сивної терапії.

Відомий спосіб інтегрального кількісного  
аналізу електричної активності головного мозку,  
узятий нами, як прототип [1]. Його суть полягає в  
тім, що розраховують спектральну потужність  
складових електроенцефалограми частотних  
діапазонів шляхом топографічного картування, з  
наступним розрахунком інтегральних кількісних  
показників, а саме,  $KFC1 (\delta + \theta + \beta_1 / \alpha_1 + \beta_2)$ ,  $KFC2$   
 $(\beta_1 / \beta_2)$ ,  $KFC3 (\delta / \theta)$ ,  $KFC4 (\theta / \alpha)$ ,  $KFC5 (\delta / \alpha)$ , где  $\alpha$ ,  
 $\alpha_1$ ,  $\beta_1$ ,  $\beta_2$ ,  $\delta$ ,  $\theta$  - значення абсолютної спектральної  
потужності для перерахованих частотних  
діапазонів (мкВ/√Гц), і при значеннях  
 $KFC1 = 0,74 \pm 0,05$ ,  $KFC2 = 1,81 \pm 0,12$ ,  
 $KFC3 = 0,68 \pm 0,04$ ,  $KFC4 = 0,49 \pm 0,02$ ,  
 $KFC5 = 0,33 \pm 0,03$ , фіксують нормальну електричну  
активність головного мозку, а при значеннях  
 $KFC1 = 7,49 \pm 0,61$ ,  $KFC2 = 1,33 \pm 0,13$ ,  
 $KFC3 = 2,16 \pm 0,17$ ,  $KFC4 = 3,05 \pm 0,22$ ,  
 $KFC5 = 6,59 \pm 0,52$ , реєструють повільнохвильову  
патологічну електричну активність головного моз-  
ку.

Недоліки способу полягають у труднощі три-  
вального динамічного спостереження, у  
неможливості зіставлення великих масивів  
електроенцефалографічних даних. Коефіцієнти,  
отримані способом інтегрального кількісного  
аналізу досить повно характеризують зміни ЕЕГ в  
обстежених пацієнтів, однак мають потребу в  
додатковій систематизації в зв'язку з  
різноманіттям досліджуваної ознаки. Таким чином,  
відсутність можливості упорядкування  
багатопараметричної інформації істотно утрудняє і  
продовжує діагностику при обстеженні різних  
контингентів пацієнтів.

В основу корисної моделі поставлено завдан-  
ня удосконалення способу нейромережного моде-  
лювання електричної активності головного мозку,  
у якому забезпечується підвищення точності  
оцінки даних ЕЕГ за рахунок проведення кластер-  
ного аналізу цих даних [2].

Поставлена задача зважується тим, що в спо-  
собі нейромережного моделювання електричної  
активності головного мозку, що включає запис  
електроенцефалограми з наступним візуальним  
аналізом, розрахунок спектральної потужності ча-  
стотних діапазонів, що складають електроенце-  
фалограму шляхом топографічного картування, з  
наступним розрахунком інтегральних кількісних  
показників, згідно корисної моделі, додатково, як  
вхідні ознаки нейронної мережі, вибирають зна-  
чення спектральної щільності потужності електри-

(13) U  
15139  
(11)  
(19) UA

чних сигналів  $P_i$  у діапазонах 0-32Гц із дискретністю в 1Гц, а  $V1-V12$  - відповідні кластери, що одержують на виході нейронної мережі в результаті кластеризації записів ЕЕГ, після чого формують нейромережну модель з 16 нейронами у вихідному шарі які розподіляють по класах ( $C1$  0- $C1$  15), і класифікують за допомогою нейромережного аналізу по групах.

Спосіб здійснюється таким чином. Пацієнту накладають чашечкові хлорсрібні електроди на волосисту частину голови, відповідно до міжнародної системи "10-20" [3] у положення  $Fr1$ ,  $Fr2$ ,  $C3$ ,  $C4$ ,  $O1$ ,  $O2$ ,  $T3$ ,  $T4$ . Застосовують монополярне відведення біопотенціалів з референтним електродом на мочці іпсилатерального вуха.

Реєструють біопотенціали мозку за допомогою нейрофізіологічного комплексу, що складається з наступних компонентів: 8-канального електроенцефалографа фірми Medico; персонального комп'ютера IBM PC AT з аналогово-цифровим перетворювачем; спеціального програмного забезпечення, до складу якого входять функції швидкого перетворення Фур'є.

Візуально відбирають найбільш представницьку ділянку безартефактної ЕЕГ, тривалістю в 4 секунди. Здійснюють формалізовану оцінку ЕЕГ із присвоєнням групи, типу і класу за способом О.А. Жирмунської, В.С. Лосева з використанням шести основних ознак опису ЕЕГ [3].

Обчислюють спектри абсолютної потужності ( $mKb/\sqrt{Гц}$ ) для наступних частотних діапазонів ЕЕГ:

$\delta$  (1-4Гц),  $\theta$  (5-7Гц),  $\alpha$  (8-12Гц),  $\alpha1$  (9-11Гц),  $\beta1$  (13-20Гц),  $\beta2$  (20-30Гц) [4].

Потім проводять інтегральну кількісну оцінку електричної активності мозку людини, при цьому розраховують наступні коефіцієнти:  $KFC1$  ( $\delta+\theta+\beta1/\alpha1+\beta2$ ),  $KFC2$  ( $\beta1/\beta2$ ),  $KFC3$  ( $\delta/\theta$ ),  $KFC4$  ( $\theta/\alpha$ ),  $KFC5$  ( $\delta/\alpha$ ) [4]. Отримані дані розподіляють по групам і типам у залежності від ступеня виразності порушень електричної активності головного мозку і неврологічного дефіциту. Потім проводять автоматичну класифікацію ЕЕГ методом нейронних мереж, (у роботі використовують карту самоорганізації Кохонена), заснованому на принципах інформаційного кібернетичного моделювання [2], де об'єктом класифікації приймають 1851 запис ЕЕГ у 8-і відведеннях (14808 об'єктів) для 156 чоловік, а як вхідні ознаки вибирають значення спектральної щільності потужності електричних сигналів  $P_i$  у діапазонах 0-32 Гц із дискретністю в 1Гц. На першому етапі класифікують запис сигналу ЕЕГ по кожному з восьми відведень (33 вхідних параметра). На другому етапі, на підставі класифікації сигналу ЕЕГ для восьми відведень, проводилася класифікація всієї ЕЕГ. Після одержання стійкої картини кластеризації записів ЕЕГ, в остаточному варіанті одержують нейромережну модель, з 16 нейронами у вихідному шарі, що представлено розподілом записів по класах ЕЕГ ( $C1$  0- $C1$  15) (табл.), які, у свою чергу, розподіляють на V груп.

Таблиця

Результати нейромережного аналізу ЕЕГ

Клас ЕЕГ	C1_1	C1_2	C1_3	C1_4	C1_5	C1_6	C1_7	C1_8
Кількість випадків	90	138	96	44	93	87	105	24

Клас ЕЕГ	C1_9	C1_10	C1_11	C1_12	C1_13	C1_14	C1_15	C1_0
Кількість випадків	298	151	51	117	277	53	163	65

Потім класифікують ступінь порушення ЕЕГ у групах отриманих за допомогою нейромережного аналізу: I група - норма і легкий ступінь порушення ЕЕГ, II група - помірний і значний ступінь, III група - значний і грубий ступінь, IV група - грубий і дуже грубий. V група представлена паттернами з легкими, помірними і значними змінами.

Наводимо конкретний приклад: у хворого Ц., 23 років, з діагнозом отруєння чадним газом важкого ступеня, позамежна кома, записували ЕЕГ. Візуально відбирали найбільш представницьку ділянку безартефактної ЕЕГ, тривалістю в 4 секунди. Здійснювали формалізовану оцінку ЕЕГ по способі О.А. Жирмунської, В.С. Лосева [3] у результаті чого була привласнена 20 група, V типу й А класу. Проводили топографічне картування обраної ділянки ЕЕГ за методикою "Brain

Mapping". Обчислювали спектри абсолютної потужності ( $mKb/\sqrt{Гц}$ ) для вищеприказаних частотних діапазонів ЕЕГ:  $\delta$  (1-4Гц) = 3,74;  $\theta$  (5-7Гц) = 1,71;  $\alpha$  (8-12Гц) = 0,54;  $\alpha1$  (9-11Гц) = 0,58;  $\beta1$  (13-20Гц) = 0,39;  $\beta2$  (20-30Гц) = 0,24 і потім розраховували наступні коефіцієнти:  $KFC1$  ( $\delta+\theta+\beta1/\alpha1+\beta2$ ) = 7,48;  $KFC2$  ( $\beta1/\beta2$ ) = 1,33;  $KFC3$  ( $\delta/\theta$ ) = 2,16;  $KFC4$  ( $\theta/\alpha$ ) = 3,05;  $KFC5$  ( $\delta/\alpha$ ) = 6,48 [4]. Потім по означальній таблиці [4] визначали виразність змін ЕЕГ-паттерна в хворого Ц. у порівнянні з нормою. З таблиці видно, що ЕЕГ-паттерн хворого Ц. належить до 20 групи V типу, паттерни ЕЕГ цієї групи оцінюються як дуже грубо порушені. Потім отримані дані подавали на вхід нейронної мережі, де класифікували запис сигналу ЕЕГ по кожному з восьми відведень. На другому етапі, на підставі

класифікації сигналу ЕЕГ для восьми відведень, проводили класифікацію всієї ЕЕГ, і після кластеризації записів ЕЕГ хворого Ц., встановили, що вони характеризуються високою потужністю спектра ЕЕГ в області А - і тета - хвиль, що відповідає кластерам V4 і V5. Потім на вхід нейронної мережі подавали номери кластерів, отримані при класифікації запису ЕЕГ по кожному відведенню на першому етапі в хворого Ц, на виході визначали в якій групі нейромережної моделі розподіляються по класах запису ЕЕГ у хворого Ц., що представлені переважно класами С1 9 - С1 12, і характеризуються низьким значенням номера кластера по всім 8 - і відведенням. Таким чином, відповідно до класифікації ЕЕГ, що розробили на основі нейромережного аналізу ЕЕГ видно, що записи ЕЕГ хворого Ц. відносяться до III групи і розцінюються як значно і грубо порушені.

За даним способом обстежено 78 добровольців, які після проведеного обстеження були визнані соматичне і неврологічне здоровими, і 78 хворих з неврологічними розладами, обумовленими критичними станами.

Переваги запропонованого способу:

Запропонований спосіб дозволяє кількісно оцінити ступінь дезорганізації досліджуваних паттер-

нів ЕЕГ завдяки впровадженню метода нейромережного моделювання, заснованого на принципах інформаційного кібернетичного моделювання, та володіючого можливістю адаптивної кластеризації даних, що дозволяє вважати отриману в нейромережній моделі класифікацію ЕЕГ стійкою і надійною для визначення ступеня порушення ЕЕГ, а також дозволяє здійснювати моніторинг ЕЕГ у хворих з порушенням свідомості.

Джерела інформації, прийняті в увагу.

1. Черній В.І., Статінова О.А., Острова Т.В. Деклараційний патент на корисну модель №9648, МПК А61В5/0476 „Спосіб інтегрального кількісного аналізу електричної активності головного мозку”. - Бюл.№10 від 17.10 2005.

2. Єжов АН, Чечеткін В.К. Нейронні мережі в медицині // Відкриті системи, 1997. - №4. - С.34-37.

3. Жирмунська О.А., Лосев В.С. Системи опису і класифікація електроенцефалограм людини. - М.: Наука, 1984.

4. Острова Т.В. Діагностичний алгоритм оцінки електричної активності мозку людини в нормі і при деяких формах розладів свідомості - Автореф дис. канд. мед. наук: 14.03.03 / Донецький держ.мед.ун-т. - Донецьк, 2002.