



ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **101889** (13) **U**
(51) МПК
A61B 5/0476 (2006.01)

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2015 01880	(72) Винахідник(и): Кулик Анатолій Ярославович (UA), Власенко Олег Володимирович (UA), Коваль Людмила Дмитрівна (UA), Мисловська Світлана Костянтинівна (UA)
(22) Дата подання заявки: 03.03.2015	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 12.10.2015	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 12.10.2015, Бюл.№ 19	(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМ. М.І. ПИРОГОВА, вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, 21018 (UA)

(54) СПОСІБ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМИ

(57) Реферат:

Спосіб реєстрації електроенцефалограми включає в себе зняття електроенцефалограми за стандартною методикою, підсилюють дані і піддають їх аналоговій чи цифровій фільтрації, здійснюють аналіз функціонального стану головного мозку з використанням стандартної методики, зберігання результатів в пам'яті і виведення на монітор чи принтер. Після аналого-цифрового перетворення здійснюють додаткову процедуру швидкої медіанної фільтрації.

UA 101889 U

Корисна модель належить до медицини і може використовуватися для зняття електроенцефалограм.

Відомий спосіб оцінки нестаціонарності електроенцефалограми (Патент України № 86006, МПК А61В 5/0452, Спосіб оцінки нестаціонарності електроенцефалограми).

Спосіб полягає в тому, що здійснюють розбивку на окремі сегменти отриманого від датчиків сигналу ЕЕГ, послідовні порівняння кожного відокремленого сегмента з рештою сегментів та вираховування загальної потужності сигналу, який визначають як суму референтного та чергового сегментів сигналу ЕЕГ, після чого фіксують результати кожного порівняння, який відрізняється тим, що додатково вибирають найбільш типові (стаціонарні) та найменш типові (нестационарні) сегменти ЕЕГ та здійснюють операцію порівняння цих сегментів, при цьому таку операцію здійснюють двічі: вперше над безпосередньо отриманим сигналом ЕЕГ, а вдруге - над відфільтрованим сигналом у заздалегідь заданому діапазоні з визначенням типових і атипичних сегментів за їх формою та амплітудно-частотною характеристикою з наступним отриманням матриці даних у формі графічної карти-характеристики сегментів ЕЕГ на ній, а співвідношення між сегментами оцінюють за інтенсивністю їх тонового забарвлення на карті-характеристиці.

Відомий також спосіб визначення креативності у чоловіків за показниками когерентності електроенцефалограми (Патент України № 74445, МПК А61В 5/0452, Спосіб визначення креативності у чоловіків за показниками когерентності електроенцефалограми).

Спосіб полягає в тому, що виконання електроенцефалограми (ЕЕГ), її аналіз за показниками когерентності здійснюють під час інтелектуальної діяльності осіб чоловічої статі, а при додатковому аналізі показників когерентності визначають когерентність електричної активності кори головного мозку для уточнення зв'язків між передньоасоціативними ділянками, між задньоасоціативними ділянками, уточнюють зв'язки, а також визначають відповідні уточненим зв'язкам коефіцієнти і по величині коефіцієнтів та їх співвідношенні оцінюють рівень креативності осіб чоловічої статі.

Вказані способи мають той недолік, що не враховують впливу імпульсних завад під час реєстрації електрокардіограми.

Найближчим аналогом є спосіб кількісної оцінки функціонального стану головного мозку (Патент України № 44397, МПК А61В 5/00, А61В 5/0476, Спосіб кількісної оцінки функціонального стану головного мозку).

Спосіб кількісної оцінки функціонального стану головного мозку, що включає вимір параметрів стану і суміщену з ним оцінку біоелектричної активності мозку по частоті та амплітуді потенціалів, що реєструються, який відрізняється тим, що додатково визначають сумарну біоелектричну активність мозку шляхом її аналогового або цифрового фільтрування, яку поділяють щонайменше на 5 частотних піддіапазонів, в межах кожного з яких визначають щільність спектрів потужності, частотну й амплітудну характеристики.

Вказаний спосіб розрахований на реєстрацію електроенцефалограми в цифровому вигляді й оброблювання результатів. При цьому не враховуються особливості реєстрації.

Головним недоліком вказаного способу є те, що хоча передбачені процедури аналогової або цифрової фільтрації перед оцифровуванням даних та їх передаванням до комп'ютера з метою спектрального аналізу, але фільтри цього типу дозволяють зменшити вплив завад лише одного класу - флуктуаційних. Але, на етапах зняття інформації та її передавання, на інформативні сигнали здійснюється також вплив імпульсних завад, які їх спотворюють і суттєво зменшують вірогідність отриманих результатів.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу реєстрації електроенцефалограм, в якому за рахунок введення нових операцій забезпечується зменшення впливу імпульсних завад, завдяки чому підвищується вірогідність отриманої інформації.

Поставлена задача вирішується введенням додаткової процедури вилучення імпульсних завад. Останнім часом для вилучення імпульсних завад широко використовуються медіанні фільтри (Ефективність приёму сигналів на фоне комбинированной помехи с дополнительной обработкой в медианном фильтре [Електронний ресурс] / Ю.С. Радченко // Журнал радиоэлектроники. - 2001. - № 7. - Режим доступа до журн.: <http://jre.cplire.ru/win/ju101/2/text.html>), які вважаються дуже перспективними. Виходячи з таких міркувань, доцільно на першому етапі здійснювати медіанну фільтрацію, яка з великою імовірністю дозволяє вилучати короткі імпульсні завади $\chi(t)$ з потоку $\hat{x}(t)$.

Медіанний фільтр являє собою ковзне вікно, яке зазвичай охоплює непарну кількість вибірок N аналогового сигналу $\hat{x}(t)$. Вихідною величиною фільтра \hat{y}_j є відрахунок, для якого у вікні існує $\frac{(N-1)}{2}$ відрахунків менших або рівних йому за величиною та стільки ж більших або рівних йому за величиною (Особенности использования медианных фильтров в системах управления [Электронный ресурс] / И.В. Семёнов. - С.-Пб.: ГНЦ РФ-ЦНИИ "Электроприбор", 2006. - 7 с. - Режим доступа: <http://www.elektroprigor.spb.ru>):

$$\hat{y}_j = \text{med} \{ \hat{x}_0, \hat{x}_1, \dots, \hat{x}_j, \dots, \hat{x}_{N-2}, \hat{x}_{N-1} \}, \quad (1)$$

Порядок фільтра N визначається розміром апертури (вікна), яке використовується для фільтрації. Найпростішим, за визначенням, є одновимірний медіанний фільтр із тривідрахунковим вікном (Одномерный цифровой медианный фильтр с трёхотсчётным окном [Электронный ресурс] / Н. Воробьёв // Chip News. - 1999. - № 8. - Режим доступа до журн.: <http://chipinfo.ru/literature/chipnews/199908/29.html>). Для цього фільтра сформульовані основні принципи апаратної реалізації, але для фільтрів вищих порядків вона виявляється дуже складною. Програмна реалізація виявляється суттєво простішою, оскільки для цифрових біполярних сигналів значення вихідного сигналу дорівнює арифметичній сумі

$$\hat{y}_j = \hat{x}_j + \hat{x}_{j+1} + \dots + \hat{x}_{j+N-2} + \hat{x}_{j+N-1}, \quad (2)$$

При виділенні інформативного сигналу в широкосмуговій системі передавання медіанний фільтр повинен працювати в режимі рекурсивного формування апертури таким чином, що частина значень, які попали до апертури фільтра, є вихідними сигналами для попередніх вузлів. Визначення величин y_j для такого режиму здійснюється відповідно до виразу

$$y_j = \sum_{i=0}^{N-1} x_i, \quad (3)$$

де $x_i = \begin{cases} y_i, i = 0, N-2; \\ \hat{x}_i, i = N-1; \end{cases}$

\hat{x}_i - значення вхідного файлу, що попадають до апертури;

y_j - значення вихідних сигналів рекурсивного фільтра для попередніх вузлів.

Задіяння коефіцієнту запасу медіанного фільтра надає нові властивості алгоритму фільтрації. Це дозволяє виключити ситуації, коли вхідний сигнал фільтра стає кореневим, тобто не змінюється під час проходження крізь нього. Крім цього, алгоритм медіанної фільтрації, побудований для рекурсивного режиму, має суттєво більшу спроможність для згладжування низькоамплітудного шуму.

Для медіанного фільтра можна достатньо просто реалізувати алгоритм швидкого оброблювання, який базується на побудові різницевих матриць за допомогою порогової функції насичення $F_{ij} = f(x_i - x_j)$, в якій $f(\Delta x) = \begin{cases} 1, \Delta x \geq 0 \\ 0, \Delta x < 0 \end{cases}$. Для фільтра з апертурою $N=5$ при перших п'яти значеннях матриця F_0 буде мати вигляд

$$F_0 = \begin{pmatrix} f(x_0 - x_0) & f(x_1 - x_0) & f(x_2 - x_0) & f(x_3 - x_0) & f(x_4 - x_0) \\ f(x_0 - x_1) & f(x_1 - x_1) & f(x_2 - x_1) & f(x_3 - x_1) & f(x_4 - x_1) \\ f(x_0 - x_2) & f(x_1 - x_2) & f(x_2 - x_2) & f(x_3 - x_2) & f(x_4 - x_2) \\ f(x_0 - x_3) & f(x_1 - x_3) & f(x_2 - x_3) & f(x_3 - x_3) & f(x_4 - x_3) \\ f(x_0 - x_4) & f(x_1 - x_4) & f(x_2 - x_4) & f(x_3 - x_4) & f(x_4 - x_4) \end{pmatrix}, \quad (4)$$

або в узагальненому вигляді

40

$$F_0 = \begin{pmatrix} F_{00} & F_{10} & F_{20} & F_{30} & F_{40} \\ F_{01} & F_{11} & F_{21} & F_{31} & F_{41} \\ F_{02} & F_{12} & F_{22} & F_{32} & F_{42} \\ F_{03} & F_{13} & F_{23} & F_{33} & F_{43} \\ F_{04} & F_{14} & F_{24} & F_{34} & F_{44} \end{pmatrix}, \quad (5)$$

Зсув на одну позицію вздовж ряду значень дає матрицю F_1 , в якій потрібно розраховувати лише дев'ять значень, розташованих у виділеній області.

$$F_1 = \begin{pmatrix} F_{11} & F_{21} & F_{31} & F_{41} & \vdots & F_{51} \\ F_{12} & F_{22} & F_{32} & F_{42} & \vdots & F_{52} \\ F_{13} & F_{23} & F_{34} & F_{43} & \vdots & F_{53} \\ F_{14} & F_{24} & F_{35} & F_{44} & \vdots & F_{54} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \ddots & \dots \\ F_{15} & F_{25} & F_{35} & F_{45} & & F_{55} \end{pmatrix}, \quad (6)$$

5

$$F_i = \sum_{j=0}^N F_{ij} = \sum_{j=0}^N f(x_i - x_j), \quad (7)$$

Сума різниць значень F_{ij} за стовпчиками показує номер значення по величині і дає можливість сортувати зареєстровані значення x_j за величиною: 1 відповідає мінімальному, N - максимальному, а $\frac{(N+1)}{2}$ медіанному значенню.

10

Приклад:

- електроенцефалограму знімають за стандартною методикою;
- дані підсилюють і піддають аналоговій чи цифровій фільтрації;
- отримані аналогові сигнали оцифровують і передають до комп'ютера;
- оцифровані дані оброблюють за допомогою процедури швидкої медіанної фільтрації:
- формують матрицю F_0 для перших N зареєстрованих значень згідно з вибраною апертурою фільтра;
- розраховують значення F_{ij} для кожного зі стовпчиків матриці F_0 ;
- вибирають необхідне значення з перших N зареєстрованих;
- для матриці F_n визначають значення $F_{(n-1)(n+j)}$ та $F_{(n+j)(n-1)}$;
- до стовпчика $F_{(n+j)}$ матриці F_n додають значення $F_{(n+j)(n+N-1)}$;
- аналіз функціонального стану головного мозку здійснюють з використанням стандартної методики;
- результати зберігають в пам'яті і виводять на монітор чи принтер.

15

Оскільки під час оброблювання зареєстрованих даних здійснюється зменшення впливу імпульсних завад, то вірогідність отриманих результатів є значно більшою від початкової. Ймовірності помилок першого p_I (а) та другого p_{II} (б) роду без медіанного фільтра (p) та з використанням (p_m) залежно від співвідношення сигнал/шум наведені відповідно на фіг. 1 та фіг. 2.

20

Даний спосіб доцільно виконувати на базі персонального комп'ютера або однокристального мікроконтролера.

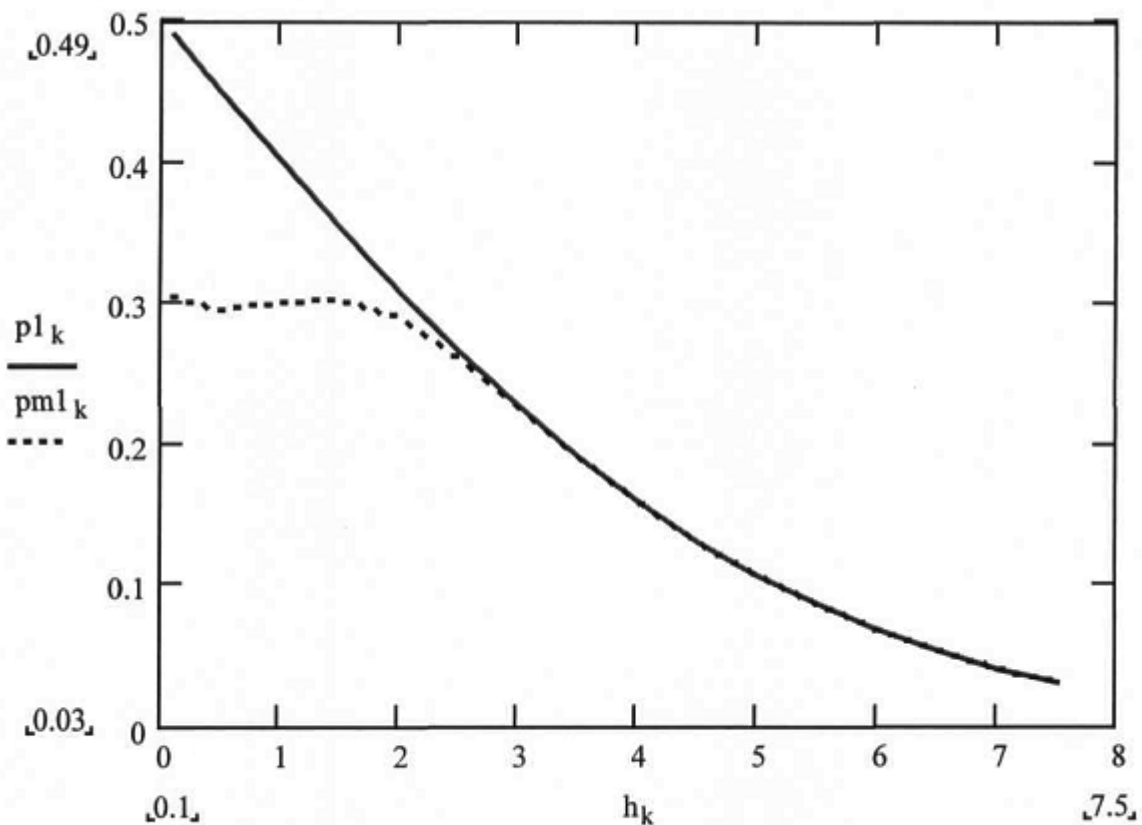
30

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

35

Спосіб реєстрації електроенцефалограми, що включає в себе зняття електроенцефалограми за стандартною методикою, підсилюють дані і піддають їх аналоговій чи цифровій фільтрації, здійснюють аналіз функціонального стану головного мозку з використанням стандартної методики; зберігання результатів в пам'яті і виведення на монітор чи принтер, який **відрізняється** тим, що після аналого-цифрового перетворення здійснюють додаткову

- процедуру швидкої медіанної фільтрації, яка полягає у формуванні матриці F_0 для перших N зареєстрованих значень згідно з вибраною апертурою фільтра, розрахунку значення F_{ij} для кожного зі стовпчиків матриці F_0 , вибору необхідного значення з перших N зареєстрованих, визначенні значень $F_{(n-1)(n+j)}$ та $F_{(n+j)(n-1)}$ для матриці F_n , додаванні значення $F_{(n+j)(n+N-1)}$ до стовпчика $F_{(n+j)}$ матриці F_n .



Фиг. 1

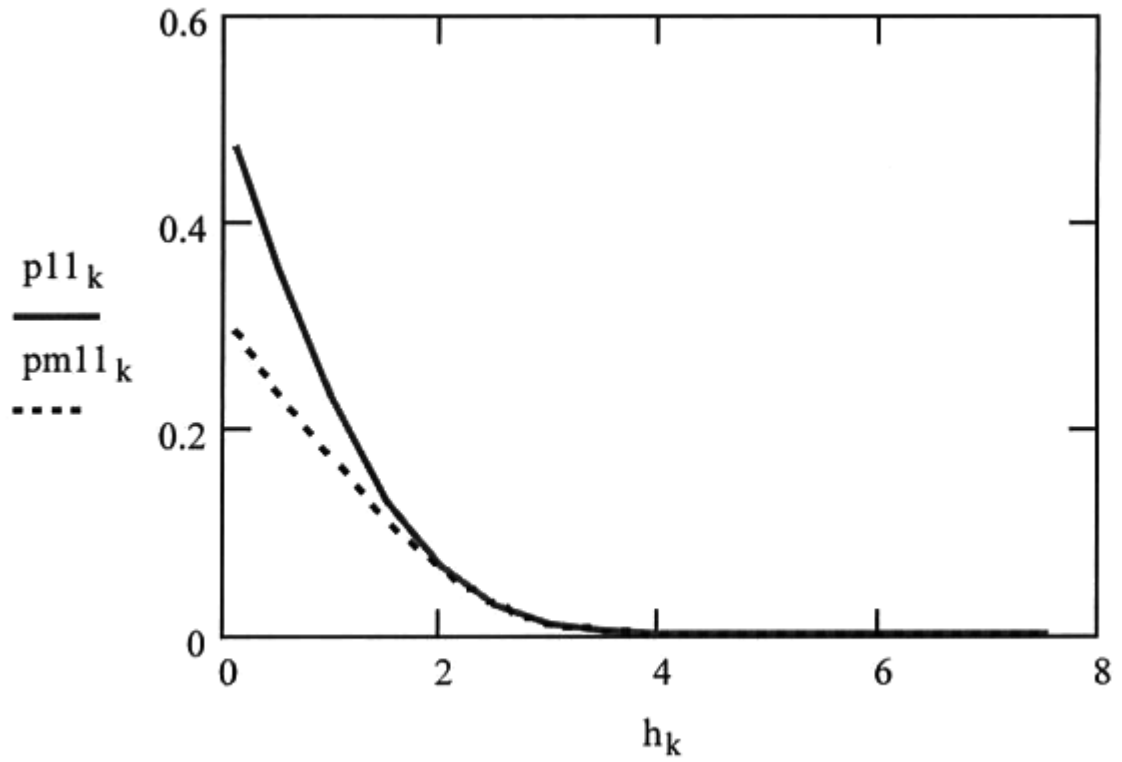


Fig. 2

Комп'ютерна верстка Л. Ціхановська

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Василя Липківського, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут інтелектуальної власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601