



ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **96660** (13) **U**  
(51) МПК (2015.01)  
**A61B 5/00**

## (12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: <b>u 2014 09925</b>	(72) Винахідник(и): <b>Коцан Ігор Ярославович (UA), Кузнєцов Ілля Павлович (UA), Козачук Наталія Олександрівна (UA), Євпак Наталія Володимирівна (UA)</b>
(22) Дата подання заявки: <b>10.09.2014</b>	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: <b>10.02.2015</b>	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: <b>10.02.2015, Бюл.№ 3</b>	(73) Власник(и): <b>СХІДНОЄВРОПЕЙСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМ. ЛЕСІ УКРАЇНКИ,</b> пр. Волі, 13, м. Луцьк, Волинська обл., 43025 (UA)
	(74) Представник: <b>Кужель Емма Вікторівна, реєстр. №144</b>

## (54) СПОСІБ ОЦІНКИ ФАЗОВИХ ВЗАЄМОДІЙ В ЕЕГ МІЖ ДВОМА СИГНАЛАМИ ЗА ОРИГІНАЛЬНИМ ІНДЕКСОМ ФАЗОВОГО ЗСУВУ

### (57) Реферат:

Спосіб оцінки фазових взаємодій в ЕЕГ між двома сигналами за оригінальним індексом фазового зсуву включає визначення величини зсуву фази, аналіз статистичних характеристик ЕЕГ при дії стимулу або при інших реакціях кори головного мозку обстежуваної особи. Отриманий при обстеженні сигнал ЕЕГ розподіляють на сегменти з порівняльною оцінкою кожного сегмента та здійснюють поетапну обробку з фільтрацією сигналу в вибраному частотному діапазоні. Значення миттєвої фази сигналу в одному відведенні віднімають від значення миттєвої фази сигналу в іншому відведенні. Математично визначають швидкість зміни різниці фаз та потужності отриманого часового ряду на сегменті до і після події, після чого виражають зміну фазових відносин сигналу ЕЕГ у двох різних відведеннях у формі відношення потужності отриманого часового ряду на тестовому сегменті до потужності цього ж ряду на референтному сегменті. Визначають середнє значення отриманого співвідношення на усіх вибраних сегментах ЕЕГ для отримання достовірного інтегрального індексу.

U  
UA 96660



Корисна модель належить до галузі медицини, зокрема до засобів психофізіологічної і функціональної діагностики, може застосовуватись для визначення характерних патернів електроенцефалограми (ЕЕГ) та активності викликаної при різних функціональних і психологічних станах особи і, таким чином, бути використана в процесах діагностування.

Індекси фазового зсуву можуть бути використані також у методиці біозворотного зв'язку та в інтерфейсах мозок-комп'ютер як маркер специфічних суб'єктивних станів людини.

Однією з найбільш перспективних характеристик ЕЕГ є показники синхронності ЕЕГ-сигналу на різних частотах у різних відведеннях, що є свідченням специфічної взаємодії відділів кори головного мозку, активність яких реєструють ці відведення. На даний момент розроблена значна кількість показників, що характеризують вказаний рівень синхронності - зокрема, це показники, що враховують взаємну частку потужності - кореляція і структурна синхронність [Кулаичев А.П. Сравнительный анализ корреляционной синхронности и амплитудных соотношений ээг в ночном сне // ЖВНД. 62. - № 1. - Р. 2012; Fingelkurts A. et al. Structural (operational) synchrony of EEG alpha activity during an auditory memory task // NeuroImage. 2003. - Vol. 20, № 1. - Р. 529-542]. Ці показники визначають більш загальні особливості взаємодії відділів кори головного мозку. Характерною особливістю такого способу є те, що результатом його використання є інтегральний показник, який достатньо добре характеризує весь сигнал ЕЕГ, проте недоліком цього способу є низька чутливість до шуму.

Відомий спосіб визначення показників, що базуються на визначенні фаз коливань ЕЕГ-сигналів із подальшою оцінкою динаміки відмінностей між фазами [Иванов Л.Б. Об информативности применения когерентного анализа в клинической электроэнцефалографии // ЖВНД. 61. № 4. - Р. 2011; Aydore S., Pantazis D., Leahy R.M. A note on the phase locking value and its properties // Neuroimage. 2013; Thatcher R.W., North D.M., Biver C.J. Self-organized criticality and the development of EEG phase reset // Hum Brain Mapp. 2009. - Vol. 30, № 2. - Р. 553-574.], який дозволяє оцінити більш тонкі механізми взаємодії відділів кори головного мозку. Він характеризується широким спектром оцінок цих взаємодій (що впливає із великої кількості типів можливих взаємодій). Цей спосіб є більш чутливим до шумових сигналів в ЕЕГ [Arunkumar A. et al. Estimating correlation for a real-time measure of connectivity // Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012. - Vol. 2012. - Р. 5190-5193]. Застосування цього способу дозволяє проводити оцінку синхронності фаз ЕЕГ-коливань у чітко визначені моменти часу [Thatcher R.W. Coherence, phase differences, phase shift, and phase lock in EEG/ERP analyses // Dev Neuropsychol. 2012. - Vol. 37, № 6. - Р. 476-496]. Недоліком цього способу є низький рівень статистичної достовірності.

Найбільш близьким до способу оцінки фазових взаємодій в ЕЕГ між двома сигналами за оригінальним індексом фазового зсуву є спосіб визначення зсувів фази (phase shift) за Тетчером [Thatcher R.W. Coherence, phase differences, phase shift, and phase lock in EEG/ERP analyses // Dev Neuropsychol. 2012. - Vol. 37, № 6. - Р. 476-496], який визначає зсув фази, як з-значення (z-score) більше 2 по відношенню до всіх наявних змін першої похідної від різниці фаз двох сигналів (отриманих від пари відведень) у всьому запису ЕЕГ.

Суттєвим недоліком цього способу є те, що виявлення важливих моментів у фазових відношеннях двох сигналів базується на статистичних показниках, зокрема відбираються ті характерні зсуви фази, значення яких перевищує 2 сігми ( $2\sigma$ ). Це означає, що висновок про значущість зсуву фази приймається на основі всього запису ЕЕГ, причому чим довший запис, тим більш достовірний результат, що надає можливість оптимізувати цей висновок. Але, такий спосіб не є достатньо ефективним, тому що під час використання на коротких часових інтервалах, зокрема - під час аналізу викликаної штучно активності кори головного мозку виникає необхідність аналізу часових інтервалів тривалістю 1-3 с

Отже, використання потужнісних характеристик дозволяє отримати інтегральні показники, що характеризують високим рівнем статистичної достовірності, але вони при цьому непрямим чином і менш специфічно (більш загально) характеризують взаємодію відділів кори головного мозку між собою. Таким чином, для більш ефективного аналізу взаємодій між відділами кори головного мозку доцільно розробити показник, який би відзначався високим рівнем статистичної значущості (був би інтегральним показником), але при цьому розраховувався б не на основі показників потужності ЕЕГ, а на основі динаміки фазових відмінностей коливань ЕЕГ в різних відведеннях. При цьому такий показник повинен базуватися на оцінці не поодиноких, а повторюваних подій (періодична дія певного стимулу або періодична специфічна реакція обстежуваного).

Задачею, на вирішення якої спрямована корисна модель, що заявляється, є створення такого інтегрального показника для оцінки фазових відносин ЕЕГ-сигналів при дії стимулу або при певній реакції обстежуваної особи; показника, який не залежить від статистичних

характеристик всього запису ЕЕГ і може бути використаний під час аналізу не тільки подовжених, а й коротких часових інтервалів. Поставлена задача вирішується таким чином.

У відомому способі оцінки фазових взаємодій в ЕЕГ між двома сигналами за оригінальним індексом фазового зсуву, який включає визначення величини зсуву фази, аналіз статистичних характеристик ЕЕГ при дії стимулу або при інших реакціях кори головного мозку обстежувальної особи, згідно з корисною моделлю, що заявляється отриманий при обстеженні сигнал ЕЕГ розподіляють на сегменти з порівняльною оцінкою кожного сегмента та здійснюють поетапну обробку з фільтрацією сигналу в вибраному частотному діапазоні, при цьому значення миттєвої фази сигналу в одному відведенні віднімають від значення миттєвої фази сигналу в іншому відведенні, математично визначають швидкість зміни різниці фаз та потужності отриманого часового ряду на сегменті до і після події, після чого виражають зміну фазових відносин сигналу ЕЕГ у двох різних відведеннях у формі відношення потужності отриманого часового ряду на тестовому сегменті до потужності цього ж ряду на референтному сегменті та на останнє визначають середнє значення отриманого співвідношення на усіх вибраних сегментах ЕЕГ для отримання достовірного інтегрального індексу. Крім цього інтегральний індекс виражають емпіричною формулою

$$k = n^{-1} \sum_{i=1}^n \left( \frac{\int_{t_{i2}}^{t_{i1}} \varphi_1 - \varphi_2}{\int_{t_{r2}}^{t_{r1}} \varphi_1 - \varphi_2} \right)_i,$$

де:  $k$  - інтегральний індекс  $n$  - кількість поданих стимулів,  $\varphi_1$  - значення миттєвої фази в першому каналі,  $\varphi_2$  - значення миттєвої фази в другому каналі,  $t_{i1}$  - час початку тестового сегмента,  $t_{i2}$  - час закінчення тестового сегмента,  $t_{r1}$  - час початку референтного сегмента,  $t_{r2}$  - час закінчення референтного сегмента.

Спосіб, що заявляється, реалізують таким чином. Наявний сигнал ЕЕГ обробляють в декілька етапів:

1) Сигнал ЕЕГ розбивають на окремі сегменти, кожен з яких відповідає події певного типу (специфічний стимул або специфічна реакція обстежуваного).

2) Сигнал фільтрують в вибраному частотному діапазоні.

3) До кожного сегменту застосовують перетворення Гільберта для отримання значень миттєвої фази сигналу.

4) Значення миттєвої фази сигналу в одному відведенні віднімаються від значень миттєвої фази сигналу в іншому відведенні.

5) Беруть похідну отриманого часового ряду різниці фаз - таким чином, визначають швидкість зміни різниці фаз.

6) Визначають потужність отриманого часового ряду на сегменті, що передуює події (референтний сегмент) та на сегменті після події (тестовий сегмент)

7) Виражають зміну фазових відносин сигналу ЕЕГ в двох різних відведеннях у вигляді відношення потужності отриманого часового ряду на тестовому сегменті до потужності цього ж ряду на тестовому сегменті.

8) Визначають середнє значення даного відношення на всіх вибраних сегментах ЕЕГ.

Індекс виражають такою формулою:

$$k = n^{-1} \sum_{i=1}^n \left( \frac{\int_{t_{i2}}^{t_{i1}} \varphi_1 - \varphi_2}{\int_{t_{r2}}^{t_{r1}} \varphi_1 - \varphi_2} \right)_i,$$

де:  $k$  - інтегральний індекс  $n$  - кількість поданих стимулів,  $\varphi_1$  - значення миттєвої фази в першому каналі,  $\varphi_2$  - значення миттєвої фази в другому каналі,  $t_{i1}$  - час початку тестового сегмента,  $t_{i2}$  - час закінчення тестового сегмента,  $t_{r1}$  - час початку референтного сегмента,  $t_{r2}$  - час закінчення референтного сегмента.

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

1. Спосіб оцінки фазових взаємодій в ЕЕГ між двома сигналами за оригінальним індексом фазового зсуву, який включає визначення величини зсуву фази, аналіз статистичних характеристик ЕЕГ при дії стимулу або при інших реакціях кори головного мозку обстежуваної особи, який **відрізняється** тим, що отриманий при обстеженні сигнал ЕЕГ розподіляють на сегменти з порівняльною оцінкою кожного сегмента та здійснюють поетапну обробку з фільтрацією сигналу в вибраному частотному діапазоні, при цьому значення миттєвої фази сигналу в одному відведенні віднімають від значення миттєвої фази сигналу в іншому

відведенні, математично визначають швидкість зміни різниці фаз та потужності отриманого часового ряду на сегменті до і після події, після чого виражають зміну фазових відносин сигналу ЕЕГ у двох різних відведеннях у формі відношення потужності отриманого часового ряду на тестовому сегменті до потужності цього ж ряду на референтному сегменті та на останнє

5 визначають середнє значення отриманого співвідношення на усіх вибраних сегментах ЕЕГ для отримання достовірного інтегрального індексу.

2. Спосіб оцінки фазових взаємодій в ЕЕГ між двома сигналами за оригінальним індексом фазового зсуву за п. 1, який **відрізняється** тим, що інтегральний індекс виражають емпіричною формулою

10

$$k = n^{-1} \sum_{i=1}^n \left( \frac{\int_{t_{t2}}^{t_{t1}} \varphi_1 - \varphi_2}{\int_{t_{r2}}^{t_{r1}} \varphi_1 - \varphi_2} \right)_i,$$

де: k - інтегральний індекс n - кількість поданих стимулів,  $\varphi_1$  - значення миттєвої фази в першому каналі,  $\varphi_2$  - значення миттєвої фази в другому каналі,  $t_{t1}$  - час початку тестового сегмента,  $t_{t2}$  - час закінчення тестового сегмента,  $t_{r1}$  - час початку референтного сегмента,  $t_{r2}$  - час закінчення референтного сегмента.

15

---

Комп'ютерна верстка М. Мацело

---

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

---

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