



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК  
A61B 5/0476 (2018.08); G06F 19/00 (2018.08)

(21)(22) Заявка: 2018107128, 26.02.2018

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
26.02.2018

Дата регистрации:  
19.03.2019

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 26.02.2018

(45) Опубликовано: 19.03.2019 Бюл. № 8

Адрес для переписки:

410054, г. Саратов, ул. Политехническая, 77,  
СГТУ имени Гагарина Ю.А., Патентно-  
лицензионный отдел ЦТТ, Наумовой Е.В.

(72) Автор(ы):

Максименко Владимир Александрович (RU),  
Руннова Анастасия Евгеньевна (RU),  
Куркин Семен Андреевич (RU),  
Храмов Александр Евгеньевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего  
образования "Саратовский государственный  
технический университет имени Гагарина  
Ю.А." (СГТУ имени Гагарина Ю.А.) (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: КОНДРАТЬЕВ Р.А.  
Распознавание характерных паттернов  
электроэнцефалограмм с применением  
вейвлетов, Автореферат магистерской  
работы, ФГБОУ ВО "Саратовский  
национальный исследовательский  
государственный университет имени  
Н.Г.Чернышевского", Саратов 2017 год, сс.  
1-13. RU 2622206 С2, 13.06.2017. JP 2017202183  
А, 16.11.2017. МОКИЕНКО О.А.  
Основанный (см. прод.)

(54) Способ классификации сигналов ЭЭГ при воображении двигательной активности у нетренированного оператора

(57) Реферат:

Изобретение относится к области цифровой обработки и анализа данных и предназначено для обработки многоканальных электроэнцефалограмм с целью выделения в режиме реального времени характерных паттернов электрической активности головного мозга, связанных с воображением двигательной активности у нетренированных операторов. Способ классификации сигналов ЭЭГ при воображении двигательной активности у нетренированного оператора заключается в том, что с помощью датчиков регистрируют сигналы ЭЭГ с затылочной, центральной и лобной

областей, для которых в блоке частотно-временного анализа вычисляют значение непрерывного вейвлет-преобразования с базовым Морле-вейвлетом, рассчитывают усредненное значение энергии вейвлетного спектра в альфа 8-12 Гц диапазоне для лобной, центральной и затылочной областей и усредненное значение энергии вейвлетного спектра в дельта 1-5 Гц диапазоне для лобной области, далее в блоке адаптивной фильтрации проводят разложения полученных усредненных значений по эмпирическим модам и выделяют низкочастотную составляющую данных зависимостей, выделяя

эмпирические моды четвертого порядка, затем в блоке классификации проводят анализ поведения во времени полученных эмпирических мод, при этом моменты времени, для которых амплитуда эмпирической моды, рассчитанной на основе альфа-ритма ЭЭГ сигналов для лобной, центральной и затылочной областей, возрастает, а амплитуда эмпирической моды, рассчитанной на основе дельта-ритма лобных ЭЭГ,

уменьшается, классифицируют как эпизоды воображения двигательной активности. Изобретение обеспечивает достоверное детектирование паттернов электрической активности головного мозга, связанных с воображением двигательной активности, у нетренированных операторов в режиме реального времени. 2 ил.

(56) (продолжение):

на воображении движения интерфейс мозг - компьютер в реабилитации пациентов с гемипарезом, Бюллетень сибирской медицины, 2013, том 12, N 2, с. 30-35. СОНЬКИН К.М. и др. Классификация электроэнцефалографических паттернов воображаемых и реальных движений пальцев одной руки методом опорных векторов, Тихоокеанский медицинский журнал, 2014, N 2, сс. 30-35. MARTINA TOLIĆ AND FRANJO JOVIĆ. Classification of wavelet transformed EEG signals with neural network for imagined mental and motor tasks, Kinesiology 45 (2013) pp. 130-138.

RU 2682492 C1

RU 2682492 C1



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC  
*A61B 5/0476 (2018.08); G06F 19/00 (2018.08)*

(21)(22) Application: **2018107128, 26.02.2018**

(24) Effective date for property rights:  
**26.02.2018**

Registration date:  
**19.03.2019**

Priority:

(22) Date of filing: **26.02.2018**

(45) Date of publication: **19.03.2019** Bull. № 8

Mail address:

**410054, g. Saratov, ul. Politekhnikeskaya, 77,  
SGTU imeni Gagarina YU.A., Patentno-  
litsenzyonnyj otdel TSST, Naumovoj E.V.**

(72) Inventor(s):

**Maksimenko Vladimir Aleksandrovich (RU),  
Runnova Anastasiya Evgenevna (RU),  
Kurkin Semen Andreevich (RU),  
Khramov Aleksandr Evgenevich (RU)**

(73) Proprietor(s):

**Federalnoe gosudarstvennoe byudzhethoe  
obrazovatelnoe uchrezhdenie vysshego  
obrazovaniya "Saratovskij gosudarstvennyj  
tekhnikeskij universitet imeni Gagarina YU.A."  
(SGTU imeni Gagarina YU.A.) (RU)**

(54) **EEG SIGNALS CLASSIFICATION METHOD DURING THE MOTOR ACTIVITY IMAGINATION IN THE UNTRAINED OPERATOR**

(57) Abstract:

FIELD: computer equipment.

SUBSTANCE: invention relates to the field of data digital processing and analysis, and is intended for the multi-channel electroencephalograms processing for the associated with the motor activity imagination in untrained operators the brain electrical activity characteristic patterns selection in real time. EEG signals classification method with the untrained operator motor activity imagination is, that with the help of sensors, recording the EEG signals are from the occipital, central and frontal regions, for which in the time-frequency analysis unit calculating the continuous wavelet transform value with the base Morlaillie wavelet, calculating the wavelet spectrum energy average value in the alpha 8–12 Hz range for the frontal, central and occipital regions and the wavelet spectrum energy average value in the delta 1–5 Hz range for the frontal region, next, in the adaptive

filtering unit performing obtained by the empirical modes the averaged values decomposition and extracting these dependencies low-frequency component, highlighting the fourth-order empirical modes, then in the classification unit performing the obtained empirical modes behavior over time analysis, at that, the time moments, for which the empirical mode amplitude, calculated on the EEG signals alpha rhythm basis for the frontal, central and occipital regions, increases, and the empirical mode amplitude, calculated on the frontal EEG delta rhythm basis, decreases, classified as the physical activity imagination episodes.

EFFECT: invention enables associated with the motor activity imagination brain electrical activity patterns reliable detection, in untrained operators in real time mode.

1 cl, 2 dwg

RU 2 682 492 C1

RU 2 682 492 C1

Изобретение относится к области цифровой обработки и анализа данных и предназначено для обработки многоканальных электроэнцефалограмм (ЭЭГ) с целью выделения в режиме реального времени характерных паттернов электрической активности головного мозга, связанных с воображением двигательной активности у нетренированных операторов. Изобретение может быть эффективно использовано при разработке интерфейсов мозг-компьютер (ИМК). В частности, на основании изобретения возможна реализация алгоритмов управления ИМК, разрабатываемых специально для нетренированных операторов. Кроме того, возможно применение изобретения для создания методик обучения оператора ИМК.

Разработка интерфейсов «мозг-компьютер» (ИМК) (англ. brain-computer interface, BCI) является актуальной задачей нейрофизиологии, физики и техники. Подобная технология востребована в различных прикладных областях, включая медицину, робототехнику и другие высокотехнологичные отрасли [Т. Kawase et al. J Neural Eng, 14, 016015 (2017); M. Spüler, PLoS ONE, 12, 2 (2017); K. Bowsher et al. J Neural Eng, 13, 023001 (2016); X. Chen et al. Proceedings of the National Academy of Sciences, 112, 44 (2015); J.E. O'Doherty et al. Nature, 479, 228 (2011); W.C. Stacey et al Nature Reviews, 4, 4 (2008)].

Известно, что в основе ИМК лежит детектирование в реальном времени характерных форм электрической (или магнитной) активности головного мозга и преобразованием полученной информации в компьютерные команды для управления оборудованием.

Функционирование ИМК во многом определяется возможностью оператора генерировать устойчивые и воспроизводимые паттерны когнитивной активности, которые затем могут быть переведены на команды управления. В этом контексте наиболее перспективным подходом является использование характерных паттернов электрической активности мозга, ассоциирующихся с воображением двигательной активности [A. Vasilyev et al. Neuropsychologia, 97, 56(2017)].

Для обученных операторов существует множество методов анализа нейрофизиологических особенностей воображения моторной активности, при помощи которых возможно их преобразование в команды управления компьютерными системами. Среди таких методов можно выделить методики, основанные на анализе вызванных потенциалов [I.A. Basyul et al. Neuroscience and Behavioral Physiology, 45, 9, 1038 (2015)], методики, основанные на использовании методов искусственного интеллекта, таких как машинное обучение [Т. Ma et al. Journal of Neuroscience Methods, 275, 80 (2017)], машины опорных векторов [L.R. Quitadamo et al. A Review, J Neural Eng, 14, 011001 (2017)], методики, основанные на частотно-временном анализе [Y. Wang et al. J Neuroeng Rehabil, 10, 109 (2013)], методики, основанные на выявлении связей между отделами мозга [M. Hamed et al., Neural Comput, 28, 6, 999 (2016)].

Описанные выше методики не позволяют детектировать активность мозга, отвечающую за воображаемые движения у нетренированных субъектов [B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, K.R. Müller, G. Curio. NeuroImage 37, 539 550 (2007)].

Техническая проблема заключается в необходимости разработки универсального способа, позволяющего в режиме реального времени достоверно детектировать характерные паттерны электрической активности головного мозга, связанные с воображением двигательной активности у нетренированных операторов.

Техническим результатом изобретения является возможность достоверного детектирования паттернов электрической активности головного мозга, связанных с воображением двигательной активности, у нетренированных операторов в режиме реального времени.

Предлагаемое изобретение поясняется чертежами: на Фиг. 1. - изображены частотно-временные зависимости, иллюстрирующие увеличение (или уменьшение) энергии вейвлетных спектров, рассчитанных для фоновой ЭЭГ и ЭЭГ, регистрируемых во время воображения двигательной активности из различных участком коры головного мозга.

5 Положения частотно-временных диаграмм соответствуют положению регистрирующих электродов. Зависимости построены в частотном диапазоне - от 1 Гц до 30 Гц на интервале времени 4 секунды и усреднены по большому числу событий. Выделенные области А и В соответствуют областям коры мозга в которых наблюдается значительное увеличение энергии  $\alpha$  - ритма и уменьшение энергии  $\delta$  - ритма, соответственно. На Фиг. 10 2 - представлен пример реализации способа. На Фиг. 2, (а) - продемонстрированы характерные сигналы ЭЭГ, регистрируемые в областях А и В, на Фиг. 2, (б) - показаны зависимости от времени значения энергии вейвлетного спектра  $E_{\alpha}^A$  и  $E_{\delta}^B$ , усредненные по записям ЭЭГ, регистрируемым из областей А, В, и по частотным диапазонам 8-12 15 Гц и 1-5 Гц, соответственно, на Фиг. 2, (в) - показаны эмпирические моды  $EM_{\alpha}^A$  и  $EM_{\delta}^B$  четвертого порядка, рассчитанные для зависимостей  $E_{\alpha}^A$  и  $E_{\delta}^B$ . на Фиг. 2, (г) - показаны значения производных  $d(EM_{\alpha}^A)/dt$  и  $d(EM_{\delta}^B)/dt$ , вычисленных по времени для 20 полученных эмпирических мод. На Фиг. 2, (д) - показана бинарная последовательности, принимающая значение 1, в случае выполнения условия  $\frac{d(EM_{\alpha}^A)}{dt} > 0 \cup \frac{d(EM_{\delta}^B)}{dt} < 0$  и значения 0 в остальных случаях.

При исследовании процессов нейронной динамики, ассоциирующих с воображением 25 двигательной активности, проводят частотно-временной анализ многоканальных записей ЭЭГ с помощью применения процедуры вейвлетного преобразования (см. фиг 1) [Hramov A.E., Koronovskii A.A., Makarov V.A., Pavlov A.N., Sitnikova E. Yu. Wavelets in Neuroscience. Springer Heidelberg New York Dordrecht London, 2015]. Затем проводят анализ амплитуд наиболее ярко выраженных компонент вейвлетного спектра (см. фиг 2.).

30 Пусть  $X_i(t)$  - набор сигналов ЭЭГ, регистрируемых с помощью датчиков с поверхности головы испытуемого при воображении движения. К каждому из рассматриваемых сигналов  $X_i(t)$  в блоке частотно-временного анализа применяется процедура непрерывного вейвлетного преобразования:

$$35 \quad W(s, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} X_i(t) \psi^* \left( \frac{t-\tau}{s} \right) dt,$$

где  $X_i(t)$  - исходный сигнал, "\*" обозначает комплексное сопряжение, а  $\psi(s, \tau)$  - вейвлетная функция, определенная для временного масштаба  $s$  как

$$40 \quad \psi(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi_0 \left( \frac{t-\tau}{s} \right).$$

Здесь  $\psi_0$  - материнская вейвлетная функция,  $\tau$  - параметр временного сдвига,  $s=1/f$  - временной масштаб, определяющий ширину вейвлетной функции. В рамках заявленного 45 способа в качестве материнской вейвлетной функции выбран Морле вейвлет, наиболее эффективный для задач частотно-временного анализа и выделения паттернов во временных рядах. Морле вейвлет представляется в форме:

$$\psi_0(\eta) = \pi^{-\frac{1}{4}} e^{j\omega_0 \eta} e^{-\frac{\eta^2}{2}},$$

где  $\omega_0$  - центральная частота, которая была выбрана равной  $2\pi$ .

Далее производят анализ модуля комплексной величины  $|W(s, \tau)|$ , которая пропорциональна энергии сигнала. Анализ проводится в двух частотных диапазонах для двух областей коры головного мозга. В области А, содержащей ЭЭГ, регистрируемые в затылочной, центральной и лобной областях рассчитывается энергия колебаний, усредненная в частотной области  $\alpha$  - ритма (8-12 Гц)  $E_\alpha^A$ . В области В, содержащей ЭЭГ, регистрируемые в лобной области, рассчитывается энергия колебаний, усредненная в частотной области  $\delta$  - ритма (1-5 Гц)  $E_\delta^B$ . Для расчета коэффициентов  $E_\alpha^A$  и  $E_\delta^B$  используются соотношения

$$E_\alpha^A(t) = \frac{1}{N_A} \sum_{i \in A} \int_{8\text{Гц}}^{12\text{Гц}} |W_i(f, t)| df,$$

$$E_\delta^B(t) = \frac{1}{N_B} \sum_{i \in A} \int_{1\text{Гц}}^{5\text{Гц}} |W_i(f, t)| df,$$

где суммирование проводится по ЭЭГ каналам, попадающим в области А и В, соответственно (Фиг. 2(б)).

Для полученных зависимостей  $E_\alpha^A$  и  $E_\delta^B$  в блоке адаптивной фильтрации рассчитывают эмпирические моды  $EM_\alpha^A$  и  $EM_\delta^B$  четвертого порядка (Фиг. 2(в)), при помощи разложения Гильберта-Хуанга [Huang, N.E., Shen, Z., Long, S.R. et al. "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis," Proc. R. Soc. A. 454, 903 (1998)]. Для полученных эмпирических мод в блоке классификации анализируются производные  $d(EM_\alpha^A)/dt$  и  $d(EM_\delta^B)/dt$  (Фиг. 2(г)).

В итоге, момент времени, связанный с воображением двигательной активности регистрирует при помощи условия (Фиг. 2(д)):

$$\frac{d(EM_\alpha^A)}{dt} > 0 \cup \frac{d(EM_\delta^B)}{dt} < 0.$$

Заявляемый способ был апробирован на данных ЭЭГ 4х нетренированных операторов, регистрируемых во время сессии воображаемых движений (10 повторений). Запись электрической активности осуществлялась при помощи электроэнцефалограф-регистратора «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» (фирма "Медиком-МТД", Таганрог), при регистрации использовалась стандартная расстановка электродов 10-20.

Согласно способу, был проведен анализ двух наборов сигналов ЭЭГ, регистрируемых в областях А и В: Область А включала ЭЭГ каналы О1, Oz, O2, P3, Pz, P4, С3, Cz, С4, F3, Fz, F4, Fp1, Fpz, Fp2; Область В - F3, Fz, F4, Fp1, Fpz, Fp2. Использование заявляемого способа позволило идентифицировать в среднем 9 из 10 воображаемых движений в каждой сессии.

#### (57) Формула изобретения

Способ классификации сигналов ЭЭГ при воображении двигательной активности у нетренированного оператора, заключающийся в том, что с помощью датчиков регистрируют сигналы ЭЭГ с затылочной, центральной и лобной областей, для которых в блоке частотно-временного анализа вычисляют значение непрерывного вейвлет-

преобразования с базовым Морле-вейвлетом, рассчитывают усредненное значение энергии вейвлетного спектра в альфа 8-12 Гц диапазоне для лобной, центральной и затылочной областей и усредненное значение энергии вейвлетного спектра в дельта 1-5 Гц диапазоне для лобной области, далее в блоке адаптивной фильтрации проводят разложения полученных усредненных значений по эмпирическим модам и выделяют низкочастотную составляющую данных зависимостей, выделяя эмпирические моды четвертого порядка, затем в блоке классификации проводят анализ поведения во времени полученных эмпирических мод, при этом моменты времени, для которых амплитуда эмпирической моды, рассчитанной на основе альфа-ритма ЭЭГ сигналов для лобной, центральной и затылочной областей, возрастает, а амплитуда эмпирической моды, рассчитанной на основе дельта-ритма лобных ЭЭГ, уменьшается, классифицируют как эпизоды воображения двигательной активности.

15

20

25

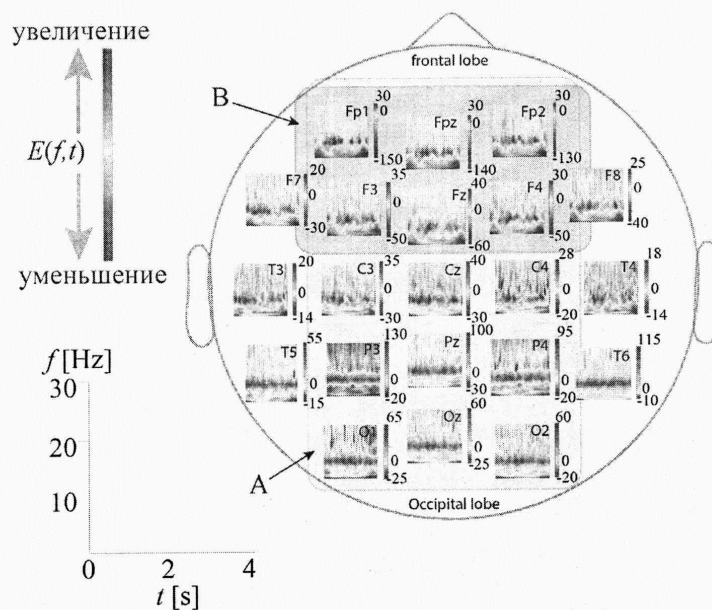
30

35

40

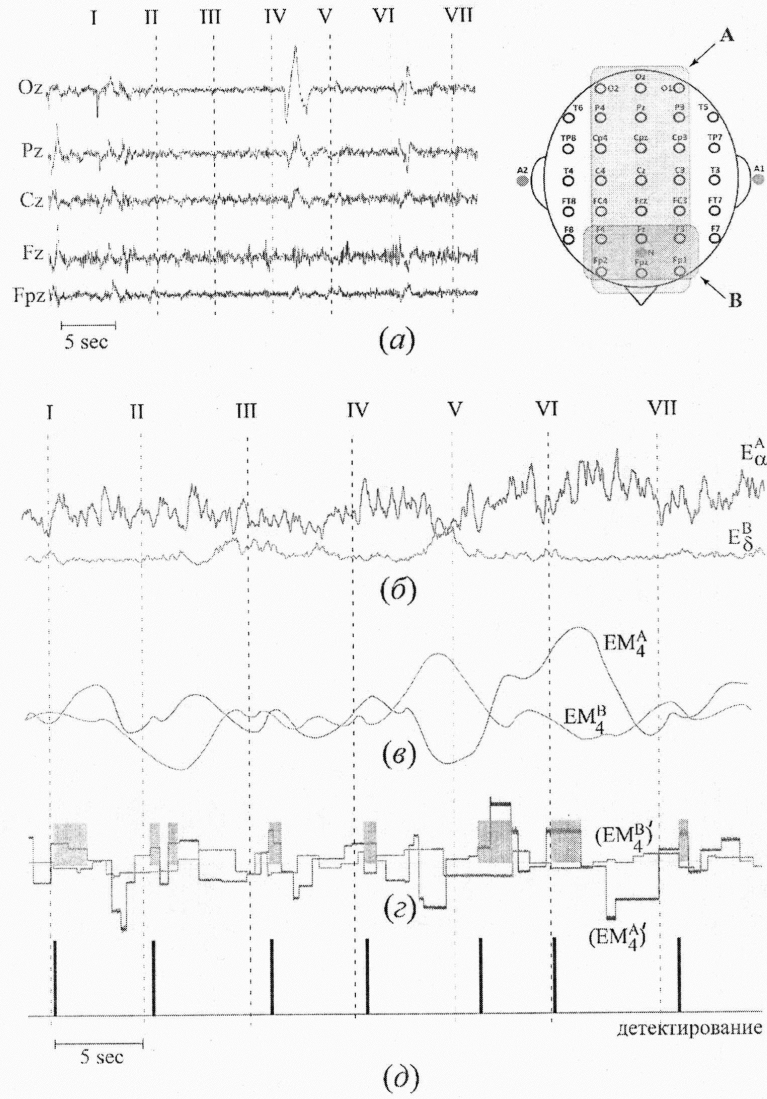
45

**СПОСОБ КЛАССИФИКАЦИИ СИГНАЛОВ ЭЭГ ПРИ  
 ВООБРАЖЕНИИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ У  
 НЕТРЕНИРОВАННОГО ОПЕРАТОРА**





СПОСОБ КЛАССИФИКАЦИИ СИГНАЛОВ ЭЭГ ПРИ  
 ВООБРАЖЕНИИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ У  
 НЕТРЕНИРОВАННОГО ОПЕРАТОРА



Фиг. 2