



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 5/0476 (2019.05)

(21)(22) Заявка: 2018141556, 27.11.2018

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
27.11.2018

Дата регистрации:
03.02.2020

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 27.11.2018

(45) Опубликовано: 03.02.2020 Бюл. № 4

Адрес для переписки:

101000, Москва, ул. Мясницкая, 20, НИУ ВШЭ,
Директору по правовым вопросам А.Р.
Ермаковой

(72) Автор(ы):

Булгакова Валентина Олеговна (RU),
Волкова Ксения Владимировна (RU),
Заграничнова Дарья Васильевна (RU),
Осадчий Алексей Евгеньевич (RU),
Сметанин Николай Михайлович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего
образования "Национальный
исследовательский университет "Высшая
школа экономики" (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: AU 2010255403 A1, 02.02.2012. RU
2279847 C2, 20.07.2006. RU 2013110218 A,
20.09.2014. BRPI 0812854 A2, 23.12.2014.

(54) Способ оценки различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы в психофизиологических состояниях на основе квантильного анализа

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинским технологиям, а именно электроэнцефалографии, и может быть использовано для исследования биоэлектрической активности мозга, проектирования интерфейсов мозг-компьютер, определения и анализа диагностических параметров для постинсультной нейрореабилитации и диагностики нейродегенеративных заболеваний. Предложен способ оценки различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы (ЭЭГ) в психофизиологических состояниях, включающий измерение и анализ компонент электроэнцефалограммы с последующей математической обработкой, заключающийся в том, что регистрируют сигналы электроэнцефалографа в первом и втором состояниях испытуемого, выделяют одномерный целевой сигнал из многомерного массива

записанных ЭЭГ сигналов, выделяют огибающую узкополосных осцилляций целевого сигнала для двух состояний при помощи узкополосной фильтрации выделенного целевого сигнала с последующим вычислением абсолютного значения временного ряда и сглаживанием результирующего сигнала, осуществляют выборку Q квантилей q от 0 до 1 с шагом 0.01 огибающей узкополосных осцилляций для первого состояния и второго состояния, для каждого порогового значения h из выборки значений квантилей для первого состояния рассчитывают количество N(h) точек огибающей в первом состоянии и количество M(h) точек огибающей во втором состоянии, превышающих значение порогового значения h, далее анализируют полученную ROC-кривую, являющуюся зависимостью $N(h)=f(M(h))$, и осуществляют оценку различия двух состояний по площади, ограниченной данной ROC-кривой:

при значении площади в интервале от 0,4 до 0,6 констатируют отсутствие различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы между первым и вторым состояниями, при значении площади меньше 0,4 и больше 0,6 констатируют наличие значимых различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы первого и второго состояний, далее определяют кросс-квантильный коэффициент из соотношения $ERD(q) = (S(q) - S'(q)) / S(q) \times 100\%$, где S - значение q -квантиля распределения огибающей в первом состоянии, S' - значение q -квантиля распределения огибающей во втором состоянии, и осуществляют оценку различия двух состояний по среднему значению M совокупности значений коэффициентов синхронизации/десинхронизации кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации, которое определяют из

соотношения
$$M = \frac{1}{101} \sum_{q \in Q} ERD(q) ;$$

если среднее значение M кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации находится в пределах от -10% до 10%, констатируют отсутствие различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы между первым и вторым состояниями, если среднее значение M кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации меньше -10% или превышает 10%, констатируют наличие значимых различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы первого и второго состояний, при этом отрицательное значение M указывает на наличие десинхронизации во втором состоянии по сравнению с первым состоянием, положительные значения M указывают на наличие синхронизации во втором состоянии по сравнению с первым состоянием. Изобретение обеспечивает повышение эффективности дифференциации психофизиологических состояний на основе анализа осцилляторных активностей головного мозга. 1 з.п. ф-лы, 2 ил.

RU 2 7 1 3 1 1 0 C 1

RU 2 7 1 3 1 1 0 C 1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61B 5/0476 (2019.05)(21)(22) Application: **2018141556, 27.11.2018**(24) Effective date for property rights:
27.11.2018Registration date:
03.02.2020

Priority:

(22) Date of filing: **27.11.2018**(45) Date of publication: **03.02.2020** Bull. № 4

Mail address:

**101000, Moskva, ul. Myasnitskaya, 20, NIU VSHE,
Direktoru po pravovym voprosam A.R. Ermakovoj**

(72) Inventor(s):

**Bulgakova Valentina Olegovna (RU),
Volkova Kseniya Vladimirovna (RU),
Zagranichnova Darya Vasilevna (RU),
Osadchij Aleksej Evgenevich (RU),
Smetanin Nikolaj Mikhajlovich (RU)**

(73) Proprietor(s):

**federalnoe gosudarstvennoe avtonomnoe
obrazovatelnoe uchrezhdenie vysshego
obrazovaniya "Natsionalnyj issledovatel'skij
universitet "Vysshaya shkola ekonomiki" (RU)****(54) METHOD OF ESTIMATING POWER DIFFERENCES OF OSCILLATORY COMPONENTS OF
ELECTROENCEPHALOGRAM SIGNALS IN PSYCHOPHYSIOLOGICAL CONDITIONS BASED ON QUANTILE
ANALYSIS**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medical technologies, namely electroencephalography, and can be used to studying brain bioelectric activity, designing brain-computer interfaces, determining and analyzing diagnostic parameters for post-stroke neurorehabilitation and diagnosing neurodegenerative diseases. Disclosed is a method of estimating power differences of oscillatory components of electroencephalogram (EEG) signals in psychophysiological conditions, including measurement and analysis of electroencephalogram components with subsequent mathematical processing, consisting in recording electroencephalograph signals in the first and second states of the test person, extracting a one-dimensional target signal from a multidimensional array of recorded EEG signals, selecting an envelope of narrow-band oscillations of the target signal for two states using narrow-band filtration of the selected target signal with subsequent calculation of the absolute value of the time series and smoothing the resultant signal, method includes sampling Q quantiles q from 0 to 1 with pitch of 0.01

of the envelope narrow-band oscillations for the first state and the second state, for each threshold value h from a sample of quantile values for the first state, calculating the number $N(h)$ of envelope points in the first state and the number $M(h)$ of envelope points in the second state exceeding the threshold value h , further, the obtained ROC-curve, which is a relationship $N(h) = f(M(h))$, is analyzed, and the difference of two states is assessed by the area limited by the given ROC-curve: if the area within range of 0.4 to 0.6 shows no difference in power of oscillatory components of signals of the electroencephalogram between the first and second states, if the area is less than 0.4 and more than 0.6, observing the presence of significant differences in power of the oscillatory components of the signals of the electroencephalogram of the first and second states, then determining the cross-quantile coefficient from the ratio $ERD(q) = (S(q) - S'(q)) / S(q) \times 100\%$, where S is the q -quantile value of the envelope distribution in the first state, S' is the q -quantile value of the envelope distribution in the second state, and the difference of two states is evaluated by the average value M of the

synchronization/desynchronization coefficient values of the cross-quantile synchronization/desynchronization curve, which is determined from ratio

$$M = \frac{1}{101} \sum_{q \in Q} ERD(q) ; \text{ if the average}$$

M value of the cross-quantile synchronization/desynchronization curve is within the range of -10 % to 10 %, there are no differences in power of the oscillation components of the electroencephalogram signals between the first and second states, if the average M of the cross-quantile synchronization/

desynchronization curve is less than -10 % or more than 10 %, observing the presence of significant differences in power of the first and second state electroencephalogram signal oscillation components, wherein the negative value M indicates the presence of desynchronization in the second state compared to the first state, the positive values of M indicate the presence of synchronization in the second state compared to the first state.

EFFECT: invention provides higher effectiveness of differentiating psychophysiological conditions on the basis of analysis of cerebral oscillatory activity.

1 cl, 2 dwg

R U 2 7 1 3 1 1 0 C 1

R U 2 7 1 3 1 1 0 C 1

Изобретение относится к медицинским технологиям, а именно электроэнцефалографии, и может быть использовано для исследования биоэлектрической активности мозга, проектирования интерфейсов мозг-компьютер, определения и анализа диагностических параметров для постинсультной

нейрореабилитации и диагностики нейродегенеративных заболеваний.

В мире существует ряд метрик, предназначенных для решения задачи дифференциации психофизиологических состояний человека по записям электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Так, например, одной из распространенных метрик нейрофизиологической активности мозга является значение мгновенной мощности узкополосных осцилляторных компонент сигналов ЭЭГ (дельта, тета, альфа, мю, бета и гамма ритмы). Как правило для поиска отличий динамики мощности ритмов мозга между двумя условиями записи электроэнцефалограммы используется так называемый коэффициент синхронизации (десинхронизации) ERS (ERD) ритма [Pfurtscheller, G., Steffan, J. and Maresch, H. ERD mapping and functional topography: temporal and spatial aspects. In: G. Pfurtscheller and F.H. Lopes da Silva (Eds.), Functional Brain Imaging. Huber, Toronto, 1988: 117-129 / Пфуртшеллер Г., Стефан Дж. и Мареш Г. Картирование и функциональная топография десинхронизации активности мозга. В Г. Пфуртшеллер и Ф. Лопес да Силва, Функциональное картирование мозга, Торонто, 1988: 117-129]. Данный коэффициент вычисляется по формуле:

$ERD = (S - S') / S * 100\%$, где

S - средняя мощность в состоянии 1,

S' - средняя мощность в состоянии 2.

Данный коэффициент отражает среднее значение мощности во время записи одного из состояний и не позволяет определить индивидуальные паттерны динамики мгновенной мощности в каждом из состояний, а также не обладает необходимой чувствительностью и способен отразить только очень явные различия.

Другим способом формализации разделимости двух состояний по динамике мощности узкополосных осцилляций является коэффициент ERDd [Васильев А., Либушкина С., Яковлев Л., Перепелкина О., Каплан А., Определение состояния воображения движения в приложении к интерфейсу мозг-компьютер: физиологические и нейрофизиологические корреляты, Нейрофизиология, 97, 2017, сс 56-65].

В данном способе определяется величина D перекрытия распределений мгновенных мощностей двух состояний и вычисляется коэффициент: $ERDd = (1 - D) * 100\%$, где

D - величина перекрытия распределений мгновенных мощностей двух состояний

Данная метрика является более чувствительной к свойствам распределения мгновенной мощности состояний. Однако такой способ, в случае всплесковой структуры динамики осцилляций [Ossadtchi A., Shamaeva T., Okorokova E., Moiseeva V., Lebedev M., Neurofeedback learning modifies the incidence rate of alpha spindles, but not their duration and amplitude. Scientific Reports, 7, 2017 / Осадчий А., Шамаева Т., Огорокова Е., Моисеева В., Лебедев М., Влияние тренировки в парадигме нейрообратной связи на количество, длительность и амплитуду альфа всплесков. Сайнтифик репортс. 7, 2017] не позволяет определить влияние таких параметров как амплитуда и длина всплесков, а также их взаимоотношения.

Техническая задача, на решение которой направлено заявляемое изобретение, состоит в повышении эффективности дифференциации психофизиологических состояний на основе анализа осцилляторных компонент активности головного мозга.

Поставленная техническая задача решается тем, что в способе оценки различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы в

психофизиологических состояниях, включающем измерение и анализ компонентов электроэнцефалограммы с последующей математической обработкой, согласно заявляемому изобретению, регистрируют сигналы электроэнцефалографа в первом и втором состояниях испытуемого, выделяют одномерный целевой сигнал из

5 многомерного массива записанных ЭЭГ сигналов, выделяют огибающую узкополосных осцилляций целевого сигнала для двух состояний при помощи узкополосной фильтрации выделенного целевого сигнала с последующим вычислением абсолютного значения временного ряда и сглаживанием результирующего сигнала, осуществляют выборку Q квантилей q от 0 до 1 с шагом 0.01 огибающей узкополосных осцилляций для первого

10 состояния и второго состояния, для каждого порогового значения h из множества значений квантилей для первого состояния, рассчитывают количество $N(h)$ точек огибающей в первом состоянии и количество $M(h)$ точек огибающей во втором состоянии, превышающих значение порогового значения h , далее анализируют полученную ROC-кривую, являющуюся зависимостью $N(h)=f(M(h))$, и осуществляют

15 оценку различия двух состояний по площади, ограниченной данной ROC-кривой:

при значении площади в интервале от 0,4 до 0,6 констатируют отсутствие различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы между первым и вторым состояниями,

при значении площади меньше 0,4 и большей 0,6 констатируют наличие значимых

20 различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы первого и второго состояний, далее определяют кросс-квантильный коэффициент из соотношения:

$$ERD(q)=(S(q)-S^{\prime}(q))/S^{\prime}(q)*100\%,$$

где

25 S - значение q -квантиля распределения огибающей в первом состоянии,

$S^{\prime}$ - значение q -квантиля распределения огибающей во втором состоянии,

и осуществляют оценку различия двух состояний по среднему значению M совокупности значений коэффициентов синхронизации/десинхронизации кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации, которое определяют из соотношения:

$$M = \frac{1}{101} \sum_{q \in Q} ERD(q)$$

если среднее значение M кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации находится в пределах от -10% до 10%, констатируют отсутствие различий мощности

35 осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы между первым и вторым состояниями

при среднем значении M кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации меньше -10% или превышает 10%, констатируют наличие значимых различий мощности

40 осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы первого и второго состояний,

при этом отрицательное значение M указывает на наличие десинхронизации во втором состоянии по сравнению с первым состоянием, положительные значения M указывают на наличие синхронизации во втором состоянии по сравнению с первым состоянием.

45 Кроме того, по форме кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации оценивают динамические характеристики синхронизации/десинхронизации целевого сигнала:

если кривая кросс квантильной синхронизации/десинхронизации принимает

положительные значения, не имеет ярко выраженного пика и мало изменчива для всех квантилей, делают вывод о том, что увеличение мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы происходит равномерно в каждый момент времени, если у кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации присутствует пик на высоких квантилях и провал на низких квантилях, констатируют, что повышение мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы происходит за счет увеличения количества всплесков осцилляторной активности.

Технический результат, достижение которого обеспечивается реализацией всей совокупности заявляемого способа, состоит в повышении достоверности оценки мощности осцилляторных компонент электрической активности головного мозга, что обеспечивает повышение эффективности дифференциации психофизиологических состояний человека.

Термины, используемые авторами в настоящем описании, имеют следующие толкования:

Квантильный анализ - анализ основанный на вычислении свойств заданной выборки проводимый отдельно для каждого квантиля выборки.

Квантиль уровня q (q -квантиль) - значение, которое заданная случайная величина не превышает с вероятностью q . [<https://ru.wikipedia.org/wiki/Квантиль>]

ROC кривая - ROC-кривая (receiver operating characteristic, управляющая характеристика оператора) - график, отображающий соотношение между долей объектов от общего количества носителей признака, верно классифицированных как несущих признак и долей объектов от общего количества объектов, не несущих признака, ошибочно классифицированных как несущих признак при варьировании порога решающего правила [<https://ru.wikipedia.org/wiki/ROC-кривая>].

Под кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации авторы подразумевают совокупность значений коэффициентов синхронизации/десинхронизации вычисленных для множества квантилей, а именно для каждого значения q из диапазона от 0 до 1 вычисляется q -квантиль огибающей для каждого из состояний и рассчитывается кросс-квантильный коэффициент десинхронизации по формуле:

$$ERD(q) = (S(q) - S^*(q)) / S(q) * 100\%,$$

где S и S^* - значения q -квантиля распределения огибающей в первом и втором психофизиологических состояниях человека соответственно.

Сущность заявленного изобретения поясняется рисунками, где

на фиг. 1 показан сегмент сырого (верхняя строка), отфильтрованного сигнала и его огибающей (нижняя строка) для двух испытуемых S1 (левый столбец) и S2 (правый столбец);

на фиг. 2 ROC-кривая разделимости двух состояний Rest (состояние покоя) и Motor (состояние представления вращения кистью правой руки) по огибающей (А) и кросс-квантильный коэффициент десинхронизации в состоянии Motor в сравнении с состоянием Rest (Б).

Заявляемый способ различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы (ЭЭГ) в психофизиологических состояниях основан на сопоставлении распределений значений моментальной мощности ЭЭГ сигнала внутри записи каждого из состояний при помощи анализа двух кривых: ROC (receiver operating characteristic) кривой детекторной характеристики [Zweig M.H., Campbell G., Receiver-operating characteristic (ROC) plots: a fundamental evaluation tool in clinical medicine. Clin Chem. 1993 Apr; 39(4): 561-77 / Цвейг М, Кэмпбел Г., Графики управляющей характеристикой оператора: фундаментальный оценочный инструмент в клинической

медицине. Клиническая химия, 1993, 39, сс. 561-577] и кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации.

ROC кривая позволяет определить успешность пороговой классификации двух состояний для континуума значений порога. Значение площади под кривой (area under curve, AUC) является оценкой вероятности того, что для любых двух значений моментальных мощностей из первого и второго состояний и величина мощности второго состояния будет выше, чем первого состояния, и тем самым позволяет оценить степень линейной разделимости двух состояний.

Анализ кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации позволяет оценить тонкую структуру различий и определить является ли повышение мощности осцилляций в одном из состояний результатом повышения общего уровня синхронности либо результатом увеличения количества локальных всплесков синхронности. Таким образом в дополнение к ROC анализу кривая кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации позволяет учесть различие динамики активности генератора ритма в двух состояниях.

В совокупности полученные наблюдения позволяют сделать вывод о характере изменений амплитудных и динамических параметров генераторов интересующего ритма между двумя исследуемыми состояниями.

Заявленный способ осуществляется следующим образом.

Испытуемому дают инструкцию о том, какое состояние необходимо поддерживать, и по звуковой команде регистрируют сигналы электроэнцефалографа в первом и втором состояниях. Вид состояний зависят от специфики конкретной задачи дифференциации психофизиологических состояний. Например, в первом состоянии - Rest - «состоянии покоя» и во втором состоянии - Motor - «состояние представления вращения кистью правой руки».

Регистрация электроэнцефалограммы может проводиться на любом известном современном электроэнцефалографе. Авторами использовался электроэнцефалограф Нейровизор-136 компании Медицинские компьютерные системы (МКС), Зеленоград, Москва. Выбор конфигурации позиций электродов и частота дискретизации записи может варьироваться в зависимости от задачи, однако универсальным решением является международная система размещения электродов «10-20%» и частота дискретизации 500 Гц.

Измеряемые электроэнцефалографом сигналы с поверхности головы подают на компьютер по USB-интерфейсу при помощи специальных драйверов и программ для записи ЭЭГ. Авторами использовалась программа NeoRec. NeoRec - это компьютерная программа для регистрации ЭЭГ и других биомедицинских сигналов в процессе научных или медицинских исследований. Программа записывает сигналы в файлы различных форматов и потоки данных для последующего анализа и обработки сторонним программным обеспечением, [<https://mks.ru/product/neorec/>].

Далее обрабатывают записанные ЭЭГ данные сигналов. Описанные ниже этапы обработки могут осуществляться при помощи написания скриптов на языке Python с использованием пакетов NumPy, SciPy, Scikit-Learn, MNE-Python и Matplotlib.

На первом этапе выделяют одномерный целевой сигнал из многомерного массива записанных ЭЭГ данных. В зависимости от задачи специфика процедуры выделения одномерного целевого сигнала может быть различна. Например, если задачей является дифференциация состояний с закрытыми глазами и открытыми глазами по отведению О2, то целевым сигналом называется запись на соответствующем отведении.

Далее при помощи узкополосной фильтрации выделенного целевого сигнала с последующим вычислением абсолютного значения временного ряда и сглаживанием

результатирующего сигнала выделяют огибающую узкополосных осцилляций целевого сигнала для двух состояний. На фиг. 1 изображены примеры выделенных целевых сигналов и их огибающие для двух испытуемых.

На втором этапе проводится квантильный анализ выделенных мощностей осцилляторных активностей. Выборку значений огибающей узкополосных осцилляций для первого и второго состояния разбивают на несколько интервалов. Стандартным выбором границ интервалов являются значения квантилей q от 0 до 1 с шагом 0,01 (101 точка). Данный набор квантилей (выборка) далее обозначается как Q .

Далее для построения ROC-кривой определяют набор пороговых значений H , каждый порог h из H является значением квантиля q из Q для первого состояния.

Для каждого порога h из множества порогов H рассчитывают количество $N(h)$ точек огибающей в первом состоянии и количество $M(h)$ точек огибающей, превышающих значение порога h .

ROC кривой является зависимость $N(h)=f(M(h))$. Пример ROC кривой для двух испытуемых приведен на фиг. 2А.

Вычисление кросс-квантильного коэффициента синхронизации/десинхронизации (фиг. 2Б) осуществляют следующим образом. Для каждого значения q из диапазона от 0 до 1 вычисляют q -квантиль огибающей для каждого из состояний и рассчитывают кросс-квантильный коэффициент десинхронизации по формуле:

$$ERD(q) = (S(q) - S'(q)) / S(q) * 100\%,$$

где S - значение q -квантиля распределения огибающей в первом состоянии, S' - значение q -квантиля распределения огибающей во втором состоянии.

Значение $ERD(q)$ измеряется в процентах и является оценкой уровня синхронизации ЭЭГ активности q -квантиле во втором состоянии относительно первого (отрицательные значения соответствуют десинхронизации).

Далее анализируют полученные ROC-кривые. Для количественной оценки различия двух состояний по полученной ROC-кривой оценивают площадь под данной кривой.

Значения площади в интервале от 0,4 до 0,6 свидетельствуют об отсутствии различий мощности целевого сигнала между двумя состояниями.

Значения площади меньше 0,4 и больше 0,6 указывают на наличие значимых различий первого и второго состояний.

Среднее значение кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации также свидетельствует о наличии различий.

Среднее значение M кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации определяют из соотношения:

$$M = \frac{1}{101} \sum_{q \in Q} ERD(q)$$

Значение M измеряется в процентах и является оценкой общего уровня синхронизации ЭЭГ активности во втором состоянии относительно первого (отрицательные значения соответствуют десинхронизации).

Если среднее значение M кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации находится в пределах от -10% до 10%, констатируют отсутствие различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы между первым и вторым состояниями.

Если среднее значение M кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации меньше -10% или превышает 10%, констатируют наличие значимых различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы первого и второго

состояний.

При этом отрицательное значение M указывает на наличие десинхронизации во втором состоянии по сравнению с первым состоянием, положительные значения M указывают на наличие синхронизации во втором состоянии по сравнению с первым состоянием.

Кроме того, по форме кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации оценивают динамические характеристики синхронизации/десинхронизации целевого сигнала.

Если кривая кросс квантильной синхронизации/десинхронизации принимает положительные значения, не имеет ярко выраженного пика и мало изменчива для всех квантилей, делают вывод о том, что увеличение мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы происходит равномерно в каждый момент времени.

Если у кривой кросс квантильной синхронизации/десинхронизации присутствует пик на высоких квантилях и провал на низких квантилях, констатируют, что повышение мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы происходит за счет увеличения количества всплесков осцилляторной активности (или веретен, в случае альфа активности). Таким образом анализ кривой кросс-квантильной синхронизации позволяет не только детерминировать делимость двух состояний по интересующей осцилляторной активности мозга, но и уточнить динамическую специфику данной активности, обуславливающую делимость.

Анализ ROC-кривой и кривой кросс-квантильной десинхронизации может быть применим для описания реактивной (активационной) ЭЭГ в клинических приложениях. Как правило в такого рода приложениях ставится задача дифференциации фонового состояния против состояния с нагрузкой по осцилляторным компонентам ЭЭГ в каждом из состояний. Примерами состояния с нагрузкой могут быть: одиночная вспышка света, ритмическая фотостимуляция, гипервентиляция, фармакологические нагрузки.

Например, значение площади под ROC-кривой, лежащее в интервале 0,4-0,6, при исследовании альфа ритма во время фотостимуляции свидетельствует об отсутствии различий между фоновым состоянием и состоянием с нагрузкой, и следовательно может служить признаком патологии. Наличие пика на высоких квантилях на кривой кросс квантильной десинхронизации и провал на низких квантилях при среднем уровне десинхронизации больше 50 указывает на всплесковую структуру ритма, при этом значение равно $(1-m)*100\%$, где m - квантиль соответствующий максимуму десинхронизации, является оценкой индекса ритма (время наличия определенного ритма по отношению к фоновому состоянию, выраженное в процентах) [Поворинский А.Г., Заболотных В.А. Пособие по клинической электроэнцефалографии. Наука. 1987].

Кроме того, использование предлагаемого способа дает возможность оценить скорость восстановления альфа-активности, которая является одним из диагностических параметров в неврологии.

Предлагаемый способ обладает большей чувствительностью к свойствам динамики мгновенной мощности в каждом из состояний по сравнению с классическим методом поиска отличий динамики ритмов мозга между двумя условиями записи энцефалограммы - коэффициентом синхронизации (десинхронизации) ERS (ERD) ритма [Pfurtscheller, G., Steffan, J. and Maresch, H. ERD mapping and functional topography: temporal and spatial aspects. In: G. Pfurtscheller and F.H. Lopes da Silva (Eds.), Functional Brain Imaging. Huber, Toronto, 1988: 117-129 / Пфуртшеллер Г., Стефан Дж. и Мареш Г. Картирование и функциональная топография десинхронизации активности мозга. В Г. Пфуртшеллер и Ф. Лепез да Силва, Функциональное картирование мозга, Торонто, 1988: 117-129]

Кроме того, предлагаемый способ позволяет определить индивидуальные паттерны влияния таких параметров как амплитуда и длина всплесков, а также их взаимоотношения, что не позволяет сделать другой распространенный способ формализации разделимости двух состояний по динамике мощности узкополосных осцилляций - коэффициент ERDd, для вычисления которого определяется величина D перекрытия распределений мгновенных мощностей двух состояний.

Достижение заявленного технического результата обосновывается приведенным примером.

В качестве примера будет рассматриваться задача дифференциации состояния покоя (далее Rest) и состояние представления вращательных движений кисти правой руки (далее Motor) по сенсомоторной активности мозга. Данная задача возникает при проектировании идеомоторных интерфейсов мозг-компьютер.

Сбор ЭЭГ данных осуществляют в следующем порядке: испытуемому дают команду расслабиться и сидеть спокойно, производится запись состояния Rest, затем после небольшой паузы испытуемому дают инструкцию начать представлять вращение кисти правой руки и производится запись соответствующего сегмента данных.

Далее обрабатывают данные в следующем порядке: при помощи анализа независимых компонент выделяют целевой сигнал (независимая компонента) соответствующая сенсомоторному ритму (СМР).

Далее строят ROC кривую и кривую кросс квантильной десинхронизации и вычисляют площадь под ROC кривой.

Значение площади под ROC-кривой больше 0.5 означает возможность разделения состояний Motor и Rest по мощности выделенного целевого сигнала сенсомоторного ритма СМР. Высокое значение площади указывает на возможность использования выделенного СМР ритма в задачи классификации состояний Rest/Motor при построении интерфейса мозг-компьютер. Как следует из фиг. 2А разделимость состояний Rest/Motor лучше для испытуемого 1. Определить динамическую специфику разделимости двух состояний позволяет кривая кросс квантильной десинхронизации (фиг 2Б). Видно что для испытуемого 1 данная кривая равномерно принимает значения выше 50, в то время как для испытуемого 2 превышение порога 50 наблюдается только для высоких квантилей. Сопоставляя фиг. 2А и фиг. 2Б можно сделать вывод о том, что у обоих испытуемых наблюдается различие состояние Rest/Motor по мощности СМР, при этом увеличение мощности у испытуемого 2 происходит за счет увеличения количества СМР всплесков, в то время как у испытуемого 1 данное увеличение обусловлено общим повышением мощности и является регулярным.

Предложенный способ может быть успешно использован для исследования биоэлектрической активности мозга, проектирование интерфейсов мозг-компьютер, определение и анализ диагностических параметров и биомаркеров при диагностике широкого круга неврологических расстройств, в том числе при постинсультной нейрореабилитации, а также другие клинические приложения.

(57) Формула изобретения

1. Способ оценки различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы (ЭЭГ) в психофизиологических состояниях, включающий измерение и анализ компонентов электроэнцефалограммы с последующей математической обработкой, заключающийся в том, что регистрируют сигналы электроэнцефалографа в первом и втором состояниях испытуемого, выделяют одномерный целевой сигнал из многомерного массива записанных ЭЭГ сигналов,

выделяют огибающую узкополосных осцилляций целевого сигнала для двух состояний при помощи узкополосной фильтрации выделенного целевого сигнала с последующим вычислением абсолютного значения временного ряда и сглаживанием результирующего сигнала, осуществляют выборку Q квантилей q от 0 до 1 с шагом 0.01 огибающей узкополосных осцилляций для первого состояния и второго состояния, для каждого порогового значения h из выборки значений квантилей для первого состояния рассчитывают количество $N(h)$ точек огибающей в первом состоянии и количество $M(h)$ точек огибающей во втором состоянии, превышающих значение порогового значения h , далее анализируют полученную ROC-кривую, являющуюся зависимостью $N(h)=f(M(h))$, и осуществляют оценку различия двух состояний по площади, ограниченной данной ROC-кривой:

при значении площади в интервале от 0,4 до 0,6 констатируют отсутствие различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы между первым и вторым состояниями,

при значении площади меньше 0,4 и больше 0,6 констатируют наличие значимых различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы первого и второго состояний, далее определяют кросс-квантильный коэффициент из соотношения

$$ERD(q) = (S(q) - S'(q)) / S(q) \times 100\%,$$

где

S - значение q -квантиля распределения огибающей в первом состоянии,

S' - значение q -квантиля распределения огибающей во втором состоянии,

и осуществляют оценку различия двух состояний по среднему значению M совокупности значений коэффициентов синхронизации/десинхронизации кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации, которое определяют из соотношения

$$M = \frac{1}{101} \sum_{q \in Q} ERD(q),$$

если среднее значение M кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации находится в пределах от -10% до 10%, констатируют отсутствие различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы между первым и вторым состояниями,

если среднее значение M кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации меньше -10% или превышает 10%, констатируют наличие значимых различий мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы первого и второго состояний,

при этом отрицательное значение M указывает на наличие десинхронизации во втором состоянии по сравнению с первым состоянием, положительные значения M указывают на наличие синхронизации во втором состоянии по сравнению с первым состоянием.

2. Способ по п. 1, отличающийся тем, что по форме кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации оценивают динамические характеристики синхронизации/десинхронизации целевого сигнала:

если кривая кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации принимает положительные значения, не имеет ярко выраженного пика и малоизменчива для всех квантилей, делают вывод о том, что увеличение мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы происходит равномерно в каждый момент времени, если у кривой кросс-квантильной синхронизации/десинхронизации присутствует пик

на высоких квантилях и провал на низких квантилях, констатируют, что повышение мощности осцилляторных компонент сигналов электроэнцефалограммы происходит за счет увеличения количество всплесков осцилляторной активности.

5

10

15

20

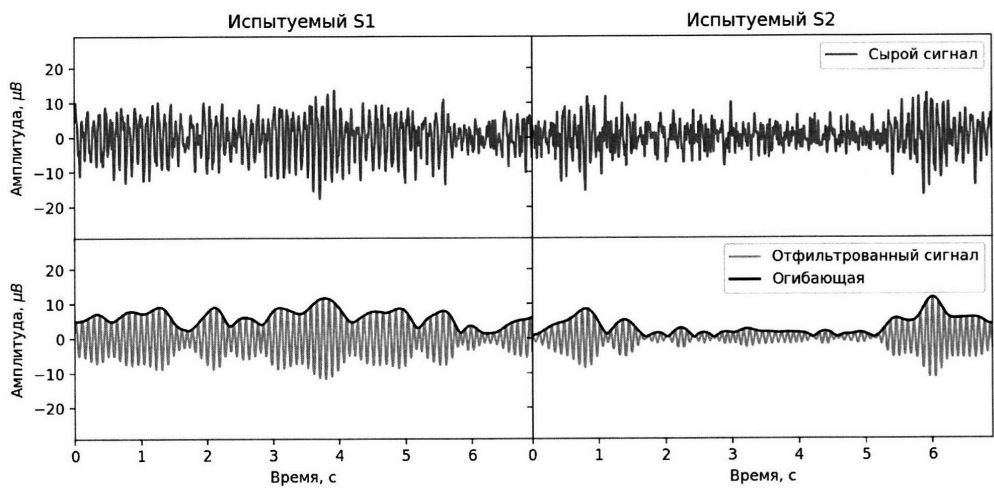
25

30

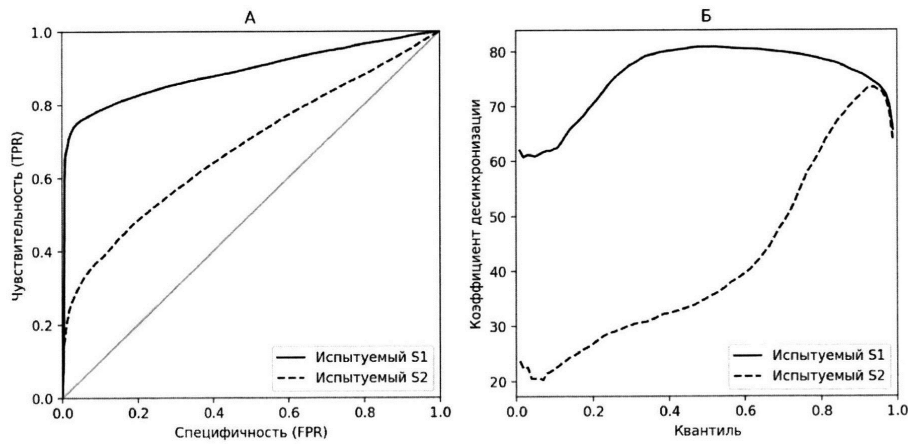
35

40

45



фиг. 1



фиг. 2