

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(11) **041293**(13) **B1**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ

(45) Дата публикации и выдачи патента
2022.10.05

(51) Int. Cl. **G16H 50/20** (2018.01)
G06N 20/10 (2019.01)

(21) Номер заявки
202191774

(22) Дата подачи заявки
2021.07.08

(54) СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ ЭПИЛЕПСИИ ПО РЕЗУЛЬТАТАМ ФОТОСТИМУЛЯЦИИ

(43) **2022.10.03**

(56) RU-C1-2336812
US-B2-10016424
WO-A1-2015131770

(96) **2021000074 (RU) 2021.07.08**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:
**ОБЩЕСТВО С ОГРАНИЧЕННОЙ
ОТВЕТСТВЕННОСТЬЮ
"ИММЕРСМЕД" (RU)**

(72) Изобретатель:
**Куркин Семен Андреевич, Грубов
Вадим Валерьевич, Храмов
Александр Евгеньевич, Андриков
Денис Анатольевич, Утяшев Никита
Павлович, Максименко Владимир
Александрович (RU)**

(74) Представитель:
Котлов Д.В. (RU)

(57) Изобретение относится к способу диагностики эпилепсии по результатам фотостимуляции. Техническим результатом заявляемого изобретения является повышение точности диагностики эпилепсии, а также сокращение времени на постановку диагноза. Указанный технический результат достигается за счет того, что получают ЭЭГ записи здоровых пациентов и пациентов с эпилепсией путем регистрации многоканальных данных электрической активности головного мозга пациента во время фотостимуляции на одной или более частотах фотостимуляции; на вычислительном устройстве, содержащем процессор и память, хранящую исполняемые процессором инструкции, исполняют инструкции, включающие этапы, на которых: проводят частотно-временной вейвлетный анализ и рассчитывают вейвлет-энергии для полученных ЭЭГ записей; с помощью перестановочного кластерного статистического t-теста для каждой частоты фотостимуляции определяют: значимые каналы и частотные диапазоны, в которых вейвлет-энергия, усредненная по времени, значимо различается между здоровыми пациентами и пациентами с эпилепсией; значимые кластеры по времени, в которых вейвлет-энергия, усредненная по соответствующим значимым каналам и частотным диапазонам, значимо различается между здоровыми пациентами и пациентами с эпилепсией; используют усредненные значения вейвлет энергии для значимых кластеров по времени в качестве признаков для обучения классификатора; принимают решение о наличии у пациента эпилепсии по результатам фотостимуляции с помощью указанного обученного классификатора.

B1**041293****041293****B1**

Область техники

Изобретение относится к области цифровой обработки, анализа данных и создания систем поддержки принятия врачебных решений (СППВР), в частности к способу диагностики эпилепсии по результатам фотостимуляции.

Представленное решение может быть использовано, по меньшей мере, при разработке СППВР, применяемой при постановке диагноза "эпилепсия".

Уровень техники

В настоящее время существуют различные методы диагностики эпилепсии: на основе клинического описания приступов, электроэнцефалографических исследований (ЭЭГ), нейровизуализации и т.д. Каждый из обозначенных методов не является универсальным и обладает своими недостатками. Например, клиническое описание приступов и электроэнцефалографические исследования обладают высокой достоверностью диагностики, однако, обычно требуют длительного наблюдения за пациентом в условиях стационара. Классические методы, основанные на использовании функциональных проб (например, фотостимуляции и гипервентиляции), используются непосредственно для провокации эпилептиформной активности и постановки диагноза, но имеют ряд ограничений. Так, часть больных демонстрирует отсутствие фотосенситивности, что снижает общую эффективность фотостимуляции, а эффективность гипервентиляции сильно зависит от типа эпилепсии: например, чувствительность теста при фокальной эпилепсии не более 25%. Методы нейровизуализации с помощью компьютерной томографии (КТ) или магниторезонансной томографии (МРТ) также используются для диагностики патологической активности, но эффективны только при условии ярко выраженных морфологических изменений и наличии очага эпилепсии. В случае отсутствия такого очага для диагностики эпилепсии возможно использование высокочастотных интракортикальных ЭЭГ сигналов, которые получают только при помощи инвазивного метода регистрации, что естественным образом ограничивает сферу применения данного метода.

Перспективным направлением в данной области является анализ сигналов ЭЭГ и выделение признаков, характерных для эпилепсии, однако, такие методы также обладают своими недостатками. Например, в патенте RU 2637300 C1, дата публикации 01.12.2017, требуется проведение дополнительных функциональных проб и анализ множества характеристик на их основе (зрительно-моторная реакция, теплинг-тест и т.д.), в патенте RU 2337615 C1, дата публикации 10.11.2008 - анализ ЭЭГ совместно с результатами других физиологических тестов (например, анализа крови и т.д.).

Кроме того, общей проблемой методов диагностики эпилепсии является высокая вероятность некорректной постановки диагноза - по оценкам экспертов 20-25% всех диагнозов ставятся ошибочно. На реабилитацию пациента после подобной ошибки требуется много сил и времени, поэтому большой интерес представляет переход от автоматизированных методов диагностики к СППВР.

В патенте RU 2336812 C1, дата публикации 27.10.2008, раскрыт способ, в котором проводят клинико-электроэнцефалографическое исследование с записью стандартной ЭЭГ с последовательным проведением фоновой пробы, реакций активации, проб с фотостимуляцией, проб с гипервентиляцией. Дополнительно проводят пробу с гипервентиляцией в виде глубокого интенсивного дыхания с частотой 35-40 дыхательных движений в минуту. Раздражитель в виде фотостимуляции с частотой 7, 9 или 18 Гц и длительностью 10-15 с вводят на 5-7 секунде повторной пробы с гипервентиляцией. Диагностику фотосенситивной эпилепсии осуществляют по появлению на ЭЭГ эпилептиформной активности.

Однако в данном решении отсутствует классификация пациентов на здоровых и предположительно больных эпилепсией на основе методов машинного обучения и выделение характерных для эпилепсии биомаркеров (признаков) на основе частотно-временного вейвлетного анализа ЭЭГ записей и перестановочного кластерного статистического теста, что повышает точность диагностики эпилепсии.

В заявке на изобретение CN 108814592 A, дата публикации 16.11.2018, раскрыт способ определения сигналов ЭЭГ перед эпилептическим приступом на основе энергии вейвлета. В способе осуществляют предварительную обработку сигналов ЭЭГ с использованием высокочастотной фильтрации; рассчитывают энергии вейвлета предварительно обработанных сигналов ЭЭГ; с помощью теста хи-квадрат выбирают частоты, значение которых превышает σ для энергий вейвлета всех частотных диапазонов, полученных для вычисления; выполняют классификацию и детектирование сигналов ЭЭГ, используют энергии вейвлета для выбранного диапазона частот в качестве входного вектора признаков. Определяют сигналы ЭЭГ перед эпилептическим приступом.

Однако в данном решении отсутствует выделение характерных для эпилепсии биомаркеров на основе перестановочного кластерного статистического теста, что повышает точность диагностики эпилепсии.

Техническая проблема, на решение которой направлено заявляемое изобретение, заключается в разработке метода, способного выделять биомаркеры эпилепсии по записям ЭЭГ на основе перестановочного кластерного статистического теста без необходимости регистрации дополнительных нейрофизиологических сигналов или проведения дополнительных функциональных проб, что позволит использовать его в стандартных клинических исследованиях совместно с клиническими методами в рамках единой СППВР.

Сущность изобретения

Техническим результатом заявляемого изобретения является обеспечение диагностики эпилепсии по результатам фотостимуляции на основе частотно-временного вейвлетного анализа записей ЭЭГ и последующего перестановочного кластерного статистического теста, что повышает точность диагностики эпилепсии, а также сокращает время постановки диагноза. Дополнительным техническим результатом является увеличение производительности вычислительной системы, которая используется при решении поставленной задачи. В заявленном способе обработка данных с получением результата диагностики производится за меньшее количество времени, тем самым снижается нагрузка на центральный процессор вычислительного устройства, за счет уменьшения количества обрабатываемых запросов.

Указанный технический результат достигается за счет того, что:

Способ диагностики эпилепсии по результатам фотостимуляции, заключается в том, что:

получают ЭЭГ записи здоровых пациентов и пациентов с эпилепсией путем регистрации многоканальных данных электрической активности головного мозга пациента во время фотостимуляции на одной или более частотах фотостимуляции;

на вычислительном устройстве, содержащем процессор и память, хранящую исполняемые процессором инструкции, исполняют инструкции, включающие этапы, на которых:

проводят частотно-временной вейвлетный анализ и рассчитывают вейвлет-энергии для полученных ЭЭГ записей;

с помощью перестановочного кластерного статистического t-теста для каждой частоты фотостимуляции определяют:

значимые каналы и частотные диапазоны, в которых вейвлет-энергия, усредненная по времени, значимо различается между здоровыми пациентами и пациентами с эпилепсией;

значимые кластеры по времени, в которых вейвлет-энергия, усредненная по соответствующим значимым каналам и частотным диапазонам, значимо различается между здоровыми пациентами и пациентами с эпилепсией;

используют усредненные значения вейвлет энергии для значимых кластеров по времени в качестве признаков для обучения классификатора;

принимают решение о наличии у пациента эпилепсии по результатам фотостимуляции с помощью указанного обученного классификатора.

В способе фотостимуляция может являться ритмической фотостимуляцией.

В способе каналы, частотные диапазоны и кластеры по времени могут считаться значимыми, если по результатам проведенного статистического теста р-уровень значимости меньше 0.05.

В способе дополнительно перед проведением частотно-временного вейвлетного анализа могут быть удалены артефакты из полученных ЭЭГ записей при помощи метода на основе анализа независимых компонент.

В способе артефактами могут являться, по меньшей мере, сердцебиение, дыхание, движение глаз.

В способе классификатор может быть обучен с помощью метода опорных векторов с ядром в форме радиально-базисной функции и стандартизированным предиктором.

В способе для оптимизации классификатора может применяться Iterative Single Data Algorithm (IS-DA).

В способе классификатор может быть дообучен путем добавления в обучающую выборку новых пациентов с подтвержденным диагнозом эпилепсия.

Описание чертежей

Реализация изобретения будет описана в дальнейшем в соответствии с прилагаемыми чертежами, которые представлены для пояснения сути изобретения и никоим образом не ограничивают область изобретения.

Заявляемое изобретение проиллюстрировано фиг. 1-7.

На фиг. 1 показана схема расположения электродов для регистрации электрической активности головного мозга в виде электроэнцефалограммы (ЭЭГ).

Фиг. 2 иллюстрирует пример исходных сигналов ЭЭГ при фотостимуляции на частоте 1 Гц; затененной областью отмечен глазодвигательный артефакт.

Фиг. 3 демонстрирует результат предварительной обработки сигналов ЭЭГ при помощи метода ICA.

На фиг. 4 показан пример характерных частотно-временных распределений энергии непрерывного вейвлетного преобразования (НВП) для сигналов ЭЭГ на всех каналах после проведения процедуры "baseline correction" для одного из испытуемых, страдающего эпилепсией, при частоте фотостимуляции 10 Гц.

Фиг. 5 демонстрирует средние по группе здоровых и по группе пациентов с эпилепсией спектры мощности ЭЭГ сигналов, полученные путем усреднения соответствующих нормированных распределений энергии НВП по времени; показаны только значимые каналы, которые были обнаружены для частот фотостимуляции 10 и 20 Гц; темными областями на спектрах выделены выявленные значимые частотные диапазоны.

Фиг. 6а и 6б демонстрируют временные зависимости спектральных мощностей ЭЭГ-сигналов, усредненные по выявленным значимым каналам и частотным диапазонам, для группы здоровых (healthy) и испытуемых с эпилепсией (epileptic) для частот фотостимуляции 10 и 20 Гц. Значимые кластеры по времени отмечены прямоугольниками и цифрами.

Фиг. 7 - иллюстрирует общую схему вычислительного устройства для реализации настоящего изобретения.

Детальное описание изобретения

В приведенном ниже подробном описании реализации изобретения приведены многочисленные детали реализации, призванные обеспечить отчетливое понимание настоящего изобретения. Однако квалифицированному в предметной области специалисту будет очевидно, каким образом можно использовать настоящее изобретение, как с данными деталями реализации, так и без них. В других случаях хорошо известные методы, процедуры и компоненты не были описаны подробно, чтобы не затруднять излишне понимание особенностей настоящего изобретения.

Кроме того, из приведенного изложения будет ясно, что изобретение не ограничивается приведенной реализацией. Многочисленные возможные модификации, изменения, вариации и замены, сохраняющие суть и форму настоящего изобретения, будут очевидными для квалифицированных в предметной области специалистов.

Настоящее изобретение предназначено для анализа многоканальных данных электрической активности головного мозга группы пациентов после прохождения функциональной пробы в форме фотостимуляции, выделения характерных для эпилепсии биомаркеров, использования классификатора на основе машинного обучения для разделения пациентов на здоровых и предположительно больных эпилепсией. Предлагаемый способ не ограничивается диагностикой только фотосенситивной эпилепсии. Одним из основных достоинств способа является использование непрерывного вейвлет-преобразования, которое дает информацию, недоступную врачу-эпилептологу при зрительном анализе электроэнцефалограммы.

Для реализации заявленного способа проводится регистрация сигналов электрической активности головного мозга пациента в виде ЭЭГ в процессе ритмической фотостимуляции на частотах стимуляции из выбранного набора частот (в рассматриваемом примере использовался следующий набор f_s : 1, 2, 3, 8, 10, 15, 18, 20, 25, 30, 50 Гц). Регистрация ЭЭГ проводится как для группы условно здоровых испытуемых, так и для страдающих эпилепсией. В рассматриваемом примере группа условно здоровых испытуемых состояла из 24 человек, а группа страдающих эпилепсией - из 22 человек.

Расстановка электродов ЭЭГ осуществляется в соответствии с международной схемой "10-10". Процесс установки электродов и их число зависит от выбранного внешнего устройства для регистрации активности головного мозга, а также от типа используемых электродов. Например, при использовании носимого электроэнцефалографа со стандартными ЭЭГ-электродами, требующими применения геля или пасты, для подготовки пациенту может потребоваться посторонняя помощь. При использовании большинства видов сухих электродов (в том числе в составе нейрогарнитур) установка может производиться пациентом самостоятельно. В рассматриваемом примере использовались 25 каналов ЭЭГ (фиг. 1), электроды устанавливались в гнезда специальной шапочки при помощи электропроводящего геля.

Таким образом, в качестве исходных данных для каждого испытуемого имеется по N фрагментов (триалов) ЭЭГ, каждый из которых содержит данные, полученные при фотостимуляции на одной частоте (пример на фиг. 2). В рассматриваемом примере исходные данные записаны в формате EDF, который является одним из самых распространенных форматов для работы с нейрофизиологическими данными.

На первом этапе работы способа сигналы ЭЭГ подвергаются обработке при помощи метода на основе анализа независимых компонент - Independent Component Analysis (ICA) [1]. В ходе такой обработки производится удаление артефактов - искажений сигнала ЭЭГ вследствие разнообразных физических (технических) и/или физиологических воздействий. Особую важность представляет удаление физиологических артефактов: сердцебиения, дыхания и движения глаз (фиг. 2), поскольку присутствие таких артефактов вносит существенные изменения в частотно-временной спектр сигналов ЭЭГ и осложняет проведение их анализа.

Для реализации предварительной обработки ЭЭГ с помощью ICA используется программный инструмент FieldTrip в среде MATLAB. Функция `ft_componentanalysis` с указанием метода `cfg.method='runica'` используется для разложения сигналов ЭЭГ на набор независимых компонент. Затем с помощью инструмента `ft_databrowser` проводится визуальный анализ независимых компонент, и определяются компоненты, содержащие физиологические артефакты. На последнем этапе при помощи инструмента `ft_rejectcomponent` удаляются компоненты с артефактами, и получаются очищенные от артефактов сигналы ЭЭГ. Пример очищенных таким образом от артефактов сигналов ЭЭГ представлен на фиг. 3.

Затем для всех каналов к сигналам ЭЭГ применяется непрерывное вейвлетное преобразование (НВП) в частотном диапазоне от 1 до 50 Гц, и для каждой частоты фотостимуляции для каждого испытуемого вычисляется усредненный по всем триалам вейвлетный спектр и соответствующее частотно-временное распределение вейвлетной энергии.

НВП представляет собой свертку исследуемого сигнала $x(t)$ (ЭЭГ) и набора некоторых базисных

функций ($\varphi_{s,\tau}$)

$$W(s, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \varphi_{s,\tau}^*(t) dt$$

Каждая базисная функция $\varphi_{s,\tau}$ может быть получена из одной исходной функции φ_0 , называемой материнским вейвлетом

$$\varphi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \varphi_0\left(\frac{t-\tau}{s}\right)$$

В заявляемом способе используется материнский вейвлет Морле, который показал свою эффективность при частотно-временном анализе сигналов ЭЭГ

$$\varphi_0(\eta) = \pi^{-\frac{1}{4}} e^{j\omega_0\eta} e^{-\frac{\eta^2}{2}}$$

Наиболее простой характеристикой для интерпретации результатов НВП является вейвлетная энергия

$$E(s, \tau) = |W(s, \tau)|^2$$

Вейвлетная энергия может усредняться в характерных частотных диапазонах - например, альфа, бета, гамма, а также по характерным временным интервалам, каналам ЭЭГ и различным типам активности испытуемого [2].

При вычислении вейвлетной энергии в процессе фотостимуляции с помощью следующего выражения выполняется нормировка на базовый уровень (так называемая, процедура "baseline correction")

$$E_{norm}(s, \tau) = (E_{photo}(s, \tau) - E_{base}(s)) / E_{base}(s),$$

где $E_{photo}(s, \tau)$ - вейвлетная энергия ЭЭГ сигналов в процессе фотостимуляции,

$E_{base}(s)$ - вейвлетная энергия ЭЭГ сигналов во время отдыха (так называемый, базовый уровень);

заметим, что для получения базового уровня энергия соответствующего сигнала усредняется по времени.

Получаемые распределения энергии НВП для рассматриваемого примера показаны на фиг. 4.

Одним из основных достоинств частотно-временного анализа (в частности, НВП) является то, что получаемые спектры содержат информацию, недоступную врачу-эпилептологу при зрительном анализе сигналов ЭЭГ, например, информацию о присутствующих в сигнале ЭЭГ частотных компонентах, их соотношении и временной динамике [3].

Следующим этапом с целью выявления ЭЭГ-маркеров, проявляющихся при функциональной пробе в виде ритмической фотостимуляции (РФС) и являющихся индикатором эпилепсии у испытуемого, применяется перестановочный кластерный статистический тест [4]. Предварительно все сигналы ЭЭГ обрабатываются при помощи ICA и НВП. Затем с помощью кластерного статистического теста сравниваются предобработанные ЭЭГ-данные из группы условно здоровых испытуемых с данными из группы испытуемых с эпилепсией. Таким образом, используется "between-subject" дизайн статистического теста, при этом тест проводится отдельно для каждой частоты РФС.

Для уменьшения размерности задачи на первом шаге данные (нормированные вейвлетные энергии ЭЭГ сигналов $E_{norm}(s, \tau)$) усредняются по времени: усреднение проводится по каждому временному отрезку, соответствующему фотостимуляции на одной частоте. Далее к данным применяется перестановочный кластерный статистический t-тест; для этого используется функция `ft_freqstatistics` из пакета `FieldTrip` со следующими настройками: `cfg.method='montecarlo'`; `cfg.statistic='ft_statfun_indepsamplesT'`; `cfg.correctm='cluster'`. Результатом выполнения теста является набор каналов и частотных диапазонов, в которых наблюдаются значимые различия в спектрах мощности ЭЭГ сигналов между группами здоровых и испытуемых с эпилепсией (пример на фиг. 5).

Таблица 1

Частота стимуляции, Гц	Значимый частотный диапазон, средняя частота, Гц	Значимые каналы ЭЭГ
10	19.8	Fz, Cz, C4
20	8	Fp1, Fp2, F3, Fz, C3, C4, T8, F9

Табл. 1 показывает выявленные значимые каналы и частотные диапазоны при частотах фотостимуляции $f_s=10$ Гц и $f_s=20$ Гц.

Значимыми считались те каналы, частотные диапазоны и кластеры по времени, для которых по результатам проведенного статистического теста (между здоровыми и больными) р-уровень значимости оказался меньше 0.05.

Для рассматриваемого примера значимые различия были найдены для частот стимуляции $f_s=10$ Гц и $f_s=20$ Гц. Заметим, что каждый значимый канал характеризуется собственным значимым частотным диапазоном, каждый из которых лежит в окрестности соответствующей средней частоты: в окрестности 20 Гц - для $f_s=10$ Гц и в окрестности 8 Гц - для $f_s=20$ Гц (значимые частотные диапазоны выделены на фиг. 5).

На втором шаге для выявленных значимых каналов и частотных диапазонов с помощью перестано-

вочного кластерного статистического t-теста определяются кластеры по времени, в которых спектральные мощности ЭЭГ сигналов, усредненные по соответствующим каналам и частотным диапазонам, значительно различаются между группами здоровых и испытуемых с эпилепсией. Для рассматриваемого примера было выявлено 4 значимых кластера по времени для частоты фотостимуляции $f_s=10$ Гц (фиг. 6а) и 1 кластер - для частоты стимуляции $f_s=20$ Гц (фиг. 6б). Внутри кластеров средняя энергия у здоровых выше, чем у испытуемых с эпилепсией.

Далее мощности выявленных кластеров по времени для каждого испытуемого используются в качестве признаков (биомаркеров) для обучения классификатора на основе метода опорных векторов (Support Vector Machine, SVM). С этой целью используется выборка из 70% испытуемых (17 здоровых и 15 больных в рассматриваемом примере), а оставшиеся 30% (контрольная выборка) применяется для тестирования обученного классификатора. Используется метод опорных векторов с ядром в форме радиально-базисной функции и стандартизированным предиктором. Для оптимизации классификатора применяется Iterative Single Data Algorithm (ISDA). По результатам тестирования для рассматриваемого примера получилась следующая матрица ошибок (Confusion matrix), приведенная в табл. 2.

Таблица 2

Actual \ Predicted	Эпилепсия	Здоровый
Эпилепсия	86 % (True Positive)	28 % (False Positive)
Здоровый	14 % (False Negative)	72 % (True Negative)

Таким образом, обученный классификатор имеет следующие характеристики:

чувствительность (Sensitivity) - 86%;

специфичность (Specificity) - 72%;

точность (Precision) - 75%;

полная точность (Accuracy) - 79%.

При появлении новых пациентов можно использовать уже обученный классификатор в качестве элемента СППВР для помощи в постановке диагноза "эпилепсия", а также дообучать классификатор, добавляя в обучающую выборку новых пациентов с подтвержденным диагнозом. Это позволит повышать точность работы классификатора.

Данный пример не является ограничивающим объем прав настоящего изобретения. Применение предложенного способа для новой выборки данных (новых групп здоровых и больных пациентов) может привести к изменению значимых каналов, частотных диапазонов, кластеров по времени, их количества, а также частот фотостимуляции, при которых значимые различия наблюдаются. Это ведет к изменению пространства признаков, используемых для обучения классификатора. Таким образом, классификатор должен обучаться заново на новой группе пациентов с использованием индивидуального для данной группы набора признаков.

На фиг. 7 представлена общая схема вычислительного устройства (700), обеспечивающего обработку данных, необходимую для реализации заявленного решения.

В общем случае устройство (700) содержит такие компоненты, как: один или более процессоров (701), по меньшей мере одну память (702), средство хранения данных (703), интерфейсы ввода/вывода (704), средство В/В (705), средства сетевого взаимодействия (706).

Процессор (701) устройства выполняет основные вычислительные операции, необходимые для функционирования устройства (700) или функциональности одного или более его компонентов. Процессор (701) исполняет необходимые машиночитаемые команды, содержащиеся в оперативной памяти (702).

Память (702), как правило, выполнена в виде ОЗУ и содержит необходимую программную логику, обеспечивающую требуемый функционал.

Средство хранения данных (703) может выполняться в виде HDD, SSD дисков, рейд массива, сетевого хранилища, флэш-памяти, оптических накопителей информации (CD, DVD, MD, Blue-Ray дисков) и т.п. Средство (703) позволяет выполнять долгосрочное хранение различного вида информации.

Интерфейсы (704) представляют собой стандартные средства для подключения и работы с серверной частью, например, USB, RS232, RJ45, LPT, COM, HDMI, PS/2, Lightning, FireWire и т.п.

Выбор интерфейсов (704) зависит от конкретного исполнения устройства (N00), которое может представлять собой персональный компьютер, мейнфрейм, серверный кластер, тонкий клиент, смартфон, ноутбук и т.п.

В качестве средств В/В данных (705) в любом воплощении системы должна использоваться клавиатура. Аппаратное исполнение клавиатуры может быть любым известным: это может быть, как встроенная клавиатура, используемая на ноутбуке или нетбуке, так и обособленное устройство, подключенное к настольному компьютеру, серверу или иному компьютерному устройству. Подключение при этом может быть, как проводным, при котором соединительный кабель клавиатуры подключен к порту PS/2 или USB, расположенному на системном блоке настольного компьютера, так и беспроводным, при котором клавиатура осуществляет обмен данными по каналу беспроводной связи, например, радиоканалу, с базовой станцией, которая, в свою очередь, непосредственно подключена к системному блоку, например, к

одному из USB-портов. Помимо клавиатуры, в составе средств В/В данных также может использоваться: джойстик, дисплей (сенсорный дисплей), проектор, тачпад, манипулятор мышь, трекбол, световое перо, динамики, микрофон и т.п.

Средства сетевого взаимодействия (706) выбираются из устройств, обеспечивающих сетевой прием и передачу данных, например, Ethernet карту, WLAN/Wi-Fi модуль, Bluetooth модуль, BLE модуль, NFC модуль, IrDa, RFID модуль, GSM модем и т.п. С помощью средств (705) обеспечивается организация обмена данными по проводному или беспроводному каналу передачи данных, например, WAN, PAN, ЛВС (LAN), Интранет, Интернет, WLAN, WMAN или GSM, 3G, 4G, 5G.

Компоненты устройства (700) сопряжены посредством общей шины передачи данных (707).

В настоящих материалах заявки представлено предпочтительное раскрытие осуществления заявленного технического решения, которое не должно использоваться как ограничивающее иные, частные воплощения его реализации, которые не выходят за рамки испрашиваемого объема правовой охраны и являются очевидными для специалистов в соответствующей области техники.

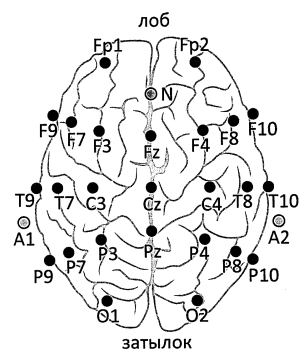
Специалисту в данной области техники должно быть понятно, что различные вариации заявляемого способа и системы не изменяют сущность изобретения, а лишь определяют его конкретные воплощения и применения.

Источники

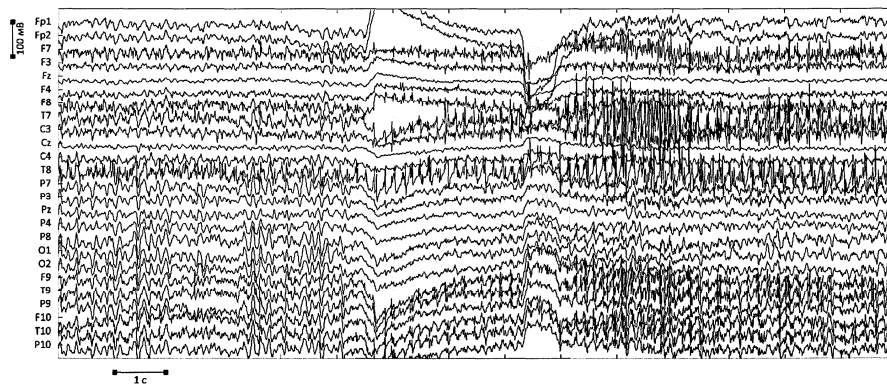
- [1] Jung T. P. et al. Extended ICA removes artifacts from electroencephalographic recordings //Advances in neural information processing systems. – 1998. – С. 894-900
- [2] Grubov V. V. et al. Physica A 486, 206 (2017)
- [3] Hramov A. E. et al. Wavelets in neuroscience. – Springer Berlin Heidelberg, 2015
- [4] Maris E., Oostenveld R. Nonparametric statistical testing of EEG-and MEG-data //Journal of neuroscience methods. – 2007. – Т. 164. – №. 1. – С. 177-190

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

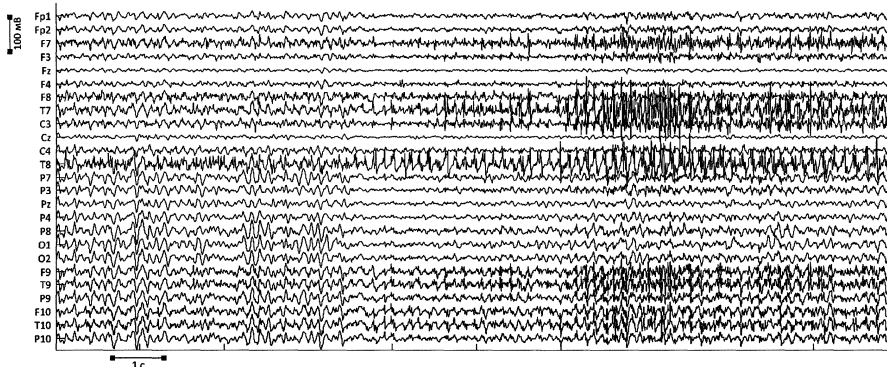
1. Способ диагностики эпилепсии по результатам фотостимуляции, заключающийся в том, что:
 - получают ЭЭГ записи здоровых пациентов и пациентов с эпилепсией путем регистрации многоканальных данных электрической активности головного мозга пациента во время фотостимуляции на одной или более частотах фотостимуляции;
 - на вычислительном устройстве, содержащем процессор и память, хранящую исполняемые процессором инструкции, исполняют инструкции, включающие этапы, на которых:
 - проводят частотно-временной вейвлетный анализ и рассчитывают вейвлет-энергии для полученных ЭЭГ записей;
 - с помощью перестановочного кластерного статистического t-теста для каждой частоты фотостимуляции определяют:
 - значимые каналы и частотные диапазоны, в которых вейвлет-энергия, усредненная по времени, значимо различается между здоровыми пациентами и пациентами с эпилепсией;
 - значимые кластеры по времени, в которых вейвлет-энергия, усредненная по соответствующим значимым каналам и частотным диапазонам, значимо различается между здоровыми пациентами и пациентами с эпилепсией;
 - используют усредненные значения вейвлет энергии для значимых кластеров по времени в качестве признаков для обучения классификатора;
 - принимают решение о наличии у пациента эпилепсии по результатам фотостимуляции с помощью указанного обученного классификатора.
2. Способ по п.1, характеризующийся тем, что фотостимуляция является ритмической фотостимуляцией.
3. Способ по п.1, характеризующийся тем, что каналы, частотные диапазоны и кластеры по времени являются значимыми, если по результатам проведенного статистического t-теста р-уровень значимости меньше 0,05.
4. Способ по п.1, характеризующийся тем, что дополнительно перед проведением частотно-временного вейвлетного анализа удаляют артефакты из полученных ЭЭГ записей при помощи метода на основе анализа независимых компонент.
5. Способ по п.4, характеризующийся тем, что артефактами являются, по меньшей мере, сердцебиение, дыхание, движение глаз.
6. Способ по п.1, характеризующийся тем, что обучают классификатор с помощью метода опорных векторов с ядром в форме радиально-базисной функции и стандартизированным предиктором.
7. Способ по п.6, характеризующийся тем, что для оптимизации классификатора применяется Iterative Single Data Algorithm (ISDA).
8. Способ по п.1, характеризующийся тем, что дообучают классификатор, добавляя в обучающую выборку новых пациентов с подтвержденным диагнозом эпилепсия.



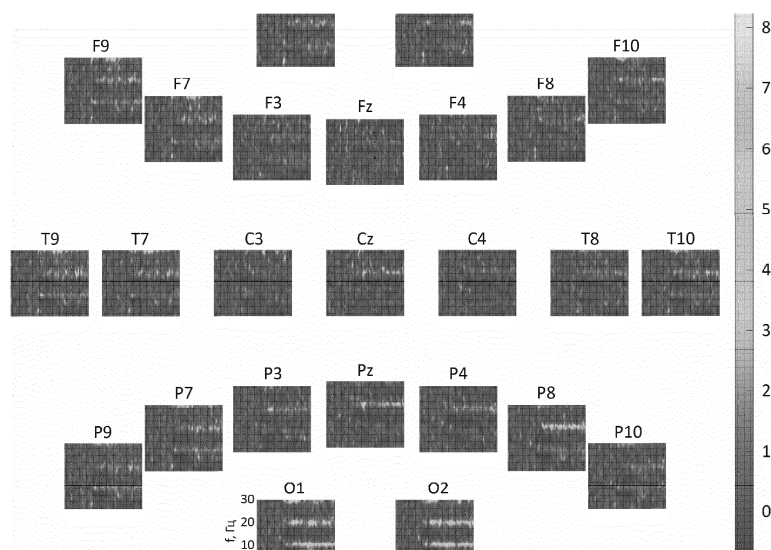
Фиг. 1



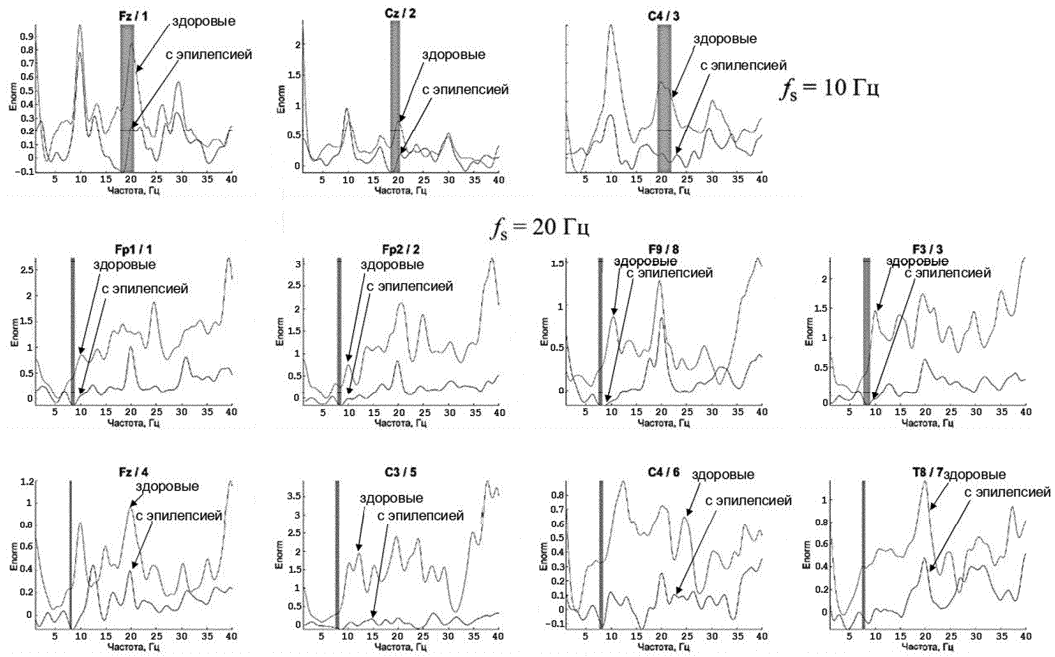
Фиг. 2



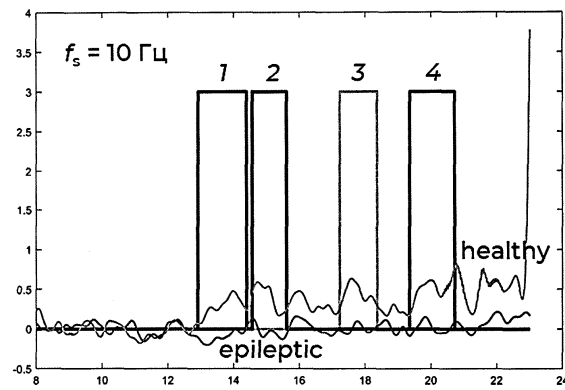
Фиг. 3



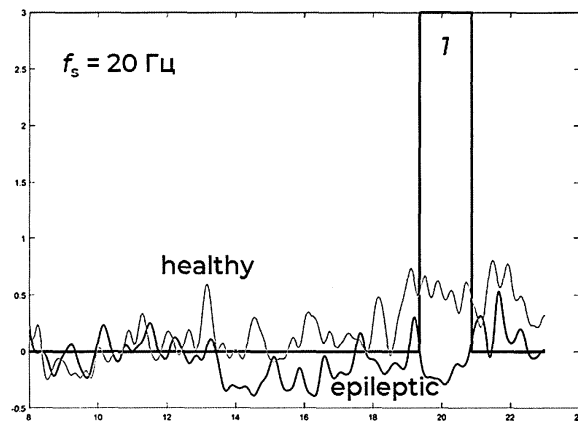
Фиг. 4



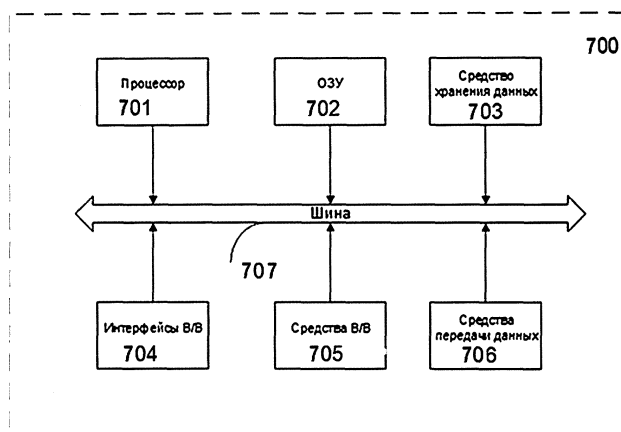
Фиг. 5



Фиг. 6а



Фиг. 6б



Фиг. 7



Евразийская патентная организация, ЕАПВ

Россия, 109012, Москва, Малый Черкасский пер., 2