



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ**

(21)(22) Заявка: 2016127253, 06.07.2016

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
06.07.2016

Дата регистрации:  
09.12.2016

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 06.07.2016

(45) Опубликовано: 27.12.2016 Бюл. № 36

Адрес для переписки:

105005, Москва, ул. 2-я Бауманская, 5, стр. 1,  
МГТУ им. Н.Э. Баумана, ЦЗИС, для Татарайдзе  
А.Б. (НИЧ НУК ФН)

(72) Автор(ы):

Татараидзе Александр Бидзинович (RU),  
Анищенко Леся Николаевна (RU)

(73) Патентообладатель(и):

федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего  
образования "Московский государственный  
технический университет имени Н.Э.  
Баумана" (национальный исследовательский  
университет)" (МГТУ им. Н.Э. Баумана) (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: US 2014-88373 A1, 27.03.2014 . US  
5047930 A, 10.09.1991 . US 2009203972 A1,  
13.08.2009. US 2012130445 A1, 24.05.2012. RU  
2463949 C2, 20.10.2012.

(54) Устройство для автоматизированного определения структуры сна

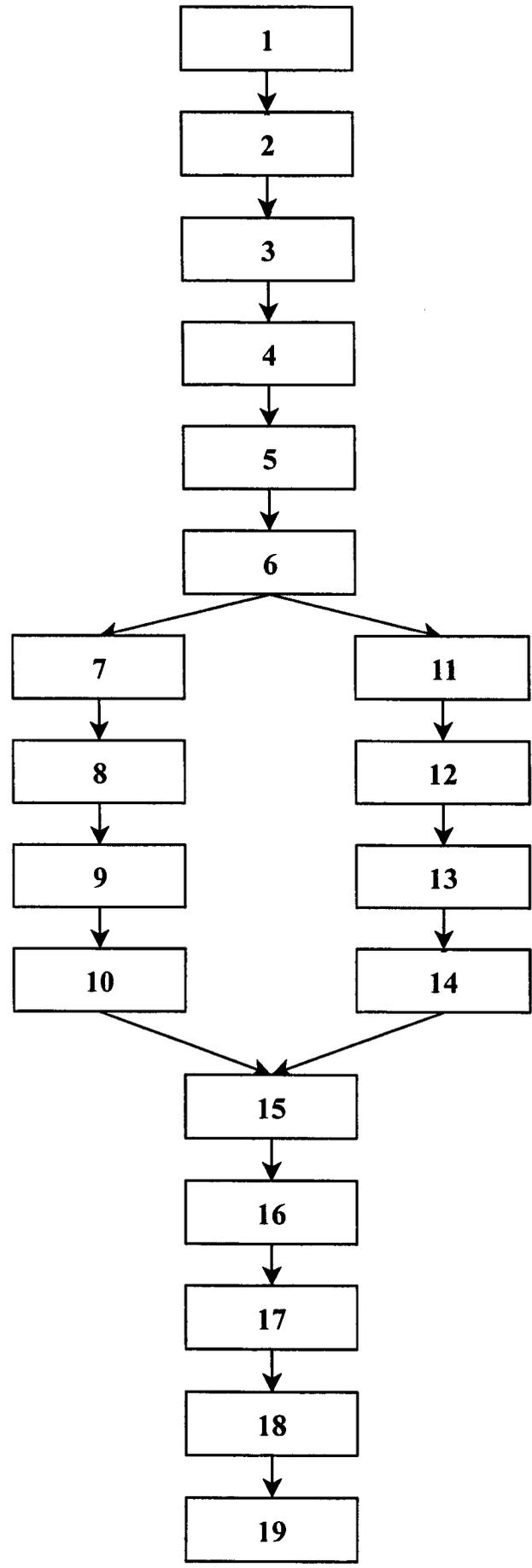
(57) Реферат:

Полезная модель относится к медицинской технике и может быть использована для автоматизированного определения структуры сна. Техническим результатом является улучшенное качество определения структуры сна на основе биорадиолокационного мониторинга. Устройство для автоматизированного определения структуры сна содержит биорадиолокатор, который представляет собой радар ближнего радиуса действия с непрерывным сигналом и квадратурным детектором, выход биорадиолокатора подключен к входу блока первичной фильтрации биорадиолокационных сигналов, его выход соединен с входом блока определения артефактов, выход которого соединен с входом блока выбора межартефактных периодов, соединенным с входом блоком устранения переворота фазы, который соединен с входом блока нормализации

межартефактных периодов, выход которого соединен с блоком фильтрации сигнала дыхания и блоком фильтрации сигнала сердцебиения, выход блока фильтрации сигнала дыхания соединен с блоком определения дыхательных циклов и их параметров, выход которого соединен с входом блока извлечения признаков сигнала дыхания, выход блока фильтрации сигнала сердцебиения соединен выходом блока определения сердечных сокращений, а его выход соединен с входом блока извлечения признаков сигнала сердцебиения, сигнал с которого и сигнал с блока извлечения признаков сигнала дыхания поступают на вход блока нормализации признаков, выход которого соединен с входом блока первичной классификации, соединенного с входом блока вторичной классификации, сигнал с которого поступает на блок сопряжения с устройством вывода. 3 ил.

RU 1 6 7 2 8 8 U 1

RU 1 6 7 2 8 8 U 1



Фиг. 1

### Область техники

Полезная модель относится к медицинской технике и может быть использована для автоматизированного определения структуры сна.

### Уровень техники

5 Из предшествующего уровня техники известно применение биорадаров для регистрации движений и кардиореспираторной активности (US 2012/0022348 A1, опубл. 26.01.2012; RU 2463949, опубл. 20.10.2012 г.; WO 2008057883 A3, опубл. 31.07.2007), а также устройство для распознавания паттернов биорадиолокационного сигнала (RU 142167 U1, опубл. 20.06.2014), но данные технические решения непосредственно не  
10 предназначены для определения структуры сна.

Наиболее близким к заявленному техническому решению является изобретение по патентной заявке США US 20140088373 SYSTEM AND METHOD FOR DETERMINING SLEEP STAGE (МПК A61B 5/00; A61B 5/11, опубл. 27.03.2014), описывающее определение структуры сна с использованием сенсора, регистрирующего дыхание и движение, в  
15 качестве сенсора может использоваться, в том числе, и биорадар.

Указанное изобретение обладает следующими недостатками: не используются данные о сердечных сокращениях спящего; признаки ограничены частотой дыхательных движений, амплитудой дыхательных движений, длительностью периодов движения, спектральной плотностью мощности частот дыхания и амплитуд дыхания, энтропией  
20 подобия; в случае использования биорадара необходимо определять приблизительное расстояние между биорадаром и пользователем для выставления строга дальности.

### Раскрытие полезной модели

Задача, на решение которой направлено заявленное техническое решение, заключается в повышении качества распознавания структуры сна на основе  
25 биорадиолокационного мониторинга.

Техническим результатом является улучшенное качество определения структуры сна на основе биорадиолокационного мониторинга.

Результат обеспечивается тем, что устройство для автоматизированного определения структуры сна содержит биорадиолокатор, который представляет собой радар ближнего  
30 радиуса действия с непрерывным сигналом и квадратурным детектором, выход биорадиолокатора подключен к входу блока первичной фильтрации биорадиолокационных сигналов, его выход соединен с входом блока определения артефактов, выход которого соединен с входом блока выбора межартефактных периодов, соединенным с входом блоком устранения переворота фазы, который  
35 соединен с входом блока нормализации межартефактных периодов, выход которого соединен с блоком фильтрации сигнала дыхания и блоком фильтрации сигнала сердцебиения, выход блока фильтрации сигнала дыхания соединен с блоком определения дыхательных циклов и их параметров, выход которого соединен с входом блока извлечения признаков сигнала дыхания, выход блока фильтрации сигнала сердцебиения  
40 соединен выходом блока определения сердечных сокращений, а его выход соединен с входом блока извлечения признаков сигнала сердцебиения, сигнал с которого и сигнал с блока извлечения признаков сигнала дыхания поступают на вход блока нормализации признаков, выход которого соединен с входом блока первичной классификации, соединенного с входом блока вторичной классификации, сигнал с которого поступает  
45 на блок сопряжения с устройством вывода.

### Перечень фигур

Фиг. 1. Блок-схема устройства для бесконтактного определения структуры сна: 1 - биорадиолокатор; 2 - блок первичной фильтрации биорадиолокационных сигналов; 3

- блок определения артефактов; 4 - блок выбора межартефактных периодов; 5 - блок устранения переворота фазы; 6 - блок нормализации межартефактных периодов; 7 - блок фильтрации сигнала дыхания; 8 - блок определения дыхательных циклов и их параметров; 9 - блок фильтрации дыхательных циклов; 10 - блок извлечения признаков из сигнала дыхания; 11 - блок фильтрации сигнала сердцебиения; 12 - блок определения сердечных сокращений; 13 - блок фильтрации сердечных сокращений; 14 - блок извлечения признаков из сигнала сердцебиения; 15 - блок нормализации признаков; 16 - блок первичной классификации; 17 - блок вторичной классификации; 18 - блок сопряжения с устройством вывода, 19 - устройство вывода.

10 Фиг. 2. Проведение мониторинга сна с помощью устройства одновременно с полисомнографическим исследованием.

Осуществление полезной модели

Нарушения сна широко распространены в популяции и часто остаются  
недиагностированными. Инсомния (бессонница) является одним из наиболее  
15 распространенных заболеваний, о проблемах с бессонницей сообщает ~30% взрослого населения, а о хронической инсомнии ~10%. Обструктивное апноэ, одно из нарушений дыхания во сне, отмечается у 9-21% женщин и 24-31% мужчин, при этом около 80% случаев апноэ так и остаются недиагностированными. Кроме того, нарушения сна значительно увеличивают риск несчастных случаев и дорожно-транспортных  
20 происшествий.

Использование устройств для длительного мониторинга сна с целью объективной ежедневной оценки продолжительности, структуры и параметров сна, как и наличие нарушений дыхания во сне, представляет интерес как для ранней диагностики нарушений сна (что особенно актуально в группах высокого риска), так и для контроля  
25 эффективности терапии. Кроме того, подобный мониторинг может помочь в организации режима сна-бодрствования, увеличить внимание пациента к своему здоровью и мотивировать его на соблюдение гигиены сна. Объективная ежедневная оценка качества и продолжительности сна может помочь в организации режима сна-бодрствования, увеличить внимание пациента к своему здоровью, и мотивировать его на соблюдение  
30 гигиены сна.

Таким образом, существует потребность в инструментах для длительного домашнего мониторинга сна как здоровых людей, с целью профилактики, так и людей с нарушениями сна, для отслеживания динамики заболевания и коррекции терапии.

Особый интерес представляет возможность мониторинга сна с помощью  
35 бесконтактных методов, которые могут обеспечить пациенту максимальный комфорт. Одним из таких методов является биорадиолокация (БРЛ). БРЛ - это метод дистанционного обнаружения и диагностики людей, основанный на модуляции радиолокационного сигнала колебательными движениями и перемещениями органов (сокращениями сердечной мышцы, поступательно-возвратными движениями грудной  
40 клетки при дыхании, и др.).

Функционирование устройства для автоматизированного определения структуры сна заключается в следующем (фиг. 1): биорадиолокатор (1) представляет собой радар ближнего радиуса действия с непрерывным сигналом и квадратурным детектором. Биорадиолокатор (1) обеспечивает регистрацию колебательных движений и перемещений  
45 органов человека, а именно движений тела и конечностей, колебаний грудной клетки, вызванных дыхательными движениями и пульсациями сердца.

Выходом биорадиолокатора является от 2 до 16 оцифрованных сигналов. Каждый сигнал представляет собой I или Q квадратуру на определенной частоте. Таким образом,

всего может быть использовано от 1 до 8 частот в заданном частотном диапазоне.

Блок первичной фильтрации биорадиолокационных сигналов (2) обеспечивает полосовую фильтрацию цифровых сигналов, поступающих с радиолокатора, в диапазоне от 0.01 Гц до 5 Гц. Вход блока фильтрации биорадиолокационных сигналов (2) соединен с выходом биорадиолокатора (1), а выход блока соединен с блоком определения артефактов (3). Блок определения артефактов (3) обеспечивает определение артефактов, сравнивая следующие параметры или их подмножество, вычисленные с помощью скользящего окна, с пороговыми значениями: энергия сигнала; спектральная плотность мощности сигнала; энтропия сигнала; расстояние, вычисленное с помощью метода динамичной трансформации временной шкалы.

Выход блока определения артефактов (3) соединен с блоком выбора межартефактных периодов (4). Блок выбора межартефактных периодов (4) обеспечивает переход от нескольких биорадиолокационных сигналов (2-16) к одному путем выбора одного биорадиолокационного сигнала для каждого из межартефактных периодов. Выбор осуществляется на основе сравнения следующих параметров биорадиолокационных сигналов во время межартефактных периодов или их подмножества: энтропия сигнала, максимальная энергия сигнала, расстояние, вычисленное с помощью метода динамического трансформирования времени.

Выход блока выбора межартефактных периодов (4) соединен блоком устранения переворота фазы (5). Блок устранения переворота фазы (5) обеспечивает одинаковую ориентацию дыхательных пиков на протяжении всей записи за счет переворота межартефактных периодов с некорректной ориентацией. Корректность ориентации межартефактных периодов определяется с помощью анализа высоты и ширины дыхательных пиков.

Выход блока устранения переворота фазы (5) соединен с блоком нормализации межартефактных периодов (6). Блок нормализации межартефактных периодов (6) обеспечивает одинаковую среднюю амплитуду межартефактных периодов в течение записи. Нормализация осуществляется путем вычитания среднего значения сигнала в течении межартефактного периода и деления на стандартное отклонение сигнала в течении межартефактного периода. Выход блока нормализации межартефактных периодов (6) соединен с блоком фильтрации сигнала дыхания (7) и с блоком фильтрации сигнала сердцебиения (11).

Блок фильтрации сигнала дыхания (7) обеспечивает полосовую фильтрацию биорадиолокационного сигнала в диапазоне от 0,1 до 0,6 Гц. Выход блока фильтрации сигнала дыхания (7) соединен с блоком определения дыхательных циклов (ДЦ) и их параметров (8). Блок определения дыхательных циклов и их параметров (8) обеспечивает идентификацию каждого дыхательного цикла и следующих его параметров: координаты вершины, координаты начала дыхательного цикла, координаты конца дыхательного цикла, амплитуду и ширину. Выход блока определения дыхательных циклов и их параметров (8) соединен с блоком фильтрации дыхательных циклов (9). Блок фильтрации дыхательных циклов (9) обеспечивает удаление ложно определенных дыхательных циклов. Дыхательные циклы удаляются, если их амплитуда или ширина больше или меньше пороговых значений вычисленных на основе соседних дыхательных циклов.

Выход блока фильтрации дыхательных циклов (9) соединен с блоком извлечения признаков из сигнала дыхания (10). Блок извлечения признаков из сигнала дыхания (10) обеспечивает извлечение признаков для каждой эпохи (30-секундного интервала сигнала). Признаки извлекаются на основе спектральной плотности мощности; частоты дыхания; энтропии шаблонов, аппроксимирующей энтропии; статистического описания

параметров дыхательных циклов (среднее, стандартное отклонение, межквартильный размах, медиана амплитуд и ширин; и др.); схожесть паттерна дыхания эпохи с паттерном дыхания соседних эпох, оцененная с помощью динамичной временной и частотной шкал; стандартное отклонение корреляции ДЦ; респираторный объем и скорость потока во время вдохов, выдохов и полного ДЦ и др. Выход блока фильтрации дыхательных циклов (9) соединен с блоком нормализации признаков (15).

Блок фильтрации сигнала сердцебиения (11) обеспечивает полосовую фильтрацию биорадиолокационного сигнала в диапазоне от 0,7 до 2 Гц. Выход блока фильтрации сигнала сердцебиения (11) соединен с блоком определения сердечных сокращений (12). Блок определения сердечных сокращений (12) обеспечивает идентификацию сердечных сокращений и расстояний между ними (RR-интервалов). Вход блока определения сердечных сокращений (12) соединен с блоком фильтрации сигнала сердцебиения (11), а выход блока соединен с блоком фильтрации сердечных сокращений (13). Блок фильтрации сердечных сокращений (13) обеспечивает удаление RR-интервалов с длиной больше или меньше пороговых значений вычисленных на основе соседних RR-интервалов. Вход блока фильтрации сердечных сокращений (13) соединен с блоком определения сердечных сокращений (12), а выход блока фильтрации сердечных сокращений (13) соединен с блоком извлечения признаков из сигнала сердцебиения (14). Блок извлечения признаков из сигнала сердцебиения (14) обеспечивает извлечение признаков для каждой эпохи (30-секундного интервала сигнала). Признаки извлекаются на основе временных, спектральных и нелинейных методов анализа вариабельности сердечного ритма. Вход блока соединен с блоком фильтрации сердечных сокращений (13), а выход соединен с блоком нормализации признаков (15).

Блок нормализации признаков (15) обеспечивает нормализацию каждого из извлеченных признаков в течение записи. Нормализация осуществляется путем вычитания среднего значения признака в течение записи и деления на стандартное отклонение признака в течение записи. Входы блока (15) соединены с выходом блока извлечения признаков из сигнала сердцебиения (14) и выходом блока извлечения признаков из сигнала дыхания (10), а выход блока (15) соединен с блоком первичной классификации (16).

Блок первичной классификации (16) обеспечивает оценку вероятности принадлежности эпох к той или иной стадии сна или бодрствованию на основе анализа признакового описания. Вход блока первичной классификации (16) соединен с блоком нормализации признаков (15), выход блока соединен с блоком вторичной классификации (17). Блок вторичной классификации (17) обеспечивает классификацию каждой эпохи как принадлежащей к той или иной стадии сна или бодрствованию на основе анализа вероятностей для целевой эпохи и ее соседей, полученных в предыдущем блоке (16). Выход блока (17) соединен с блоком сопряжения с устройством вывода (18).

Блок сопряжения (18) с устройством вывода обеспечивает передачу структуры сна (совокупности классифицированных эпох) на устройства вывода с помощью кабеля USB или радиointерфейса. В качестве радиointерфейса может быть использована технология Bluetooth или Wi-Fi. В качестве устройства вывода может выступать персональный компьютер или смартфон. Вход блока (18) соединен с блоком вторичной классификации (17), выход блока (18) соединен с устройством вывода (19).

Предлагаемое устройство работает следующим образом. Пользователь располагает устройство, так чтобы антенны биорадиолокатора были направлены на место сна. Расстояние от устройства до пользователя во время сна не должно превышать 3 м. В пределах свечения антенны не должно находиться других движущихся объектов кроме

пользователя. Пользователь включает устройство и отправляется спать. Сигнал биорадиолокатора, отражаясь от поверхности тела пользователя, модулируется смещениями поверхности тела, вызванными сердечными сокращениями, дыхательными движениями и двигательной активностью. Отраженный сигнал попадает на приемную антенну биорадиолокатора и оцифровывается им. Послу чего сигнал проходит предварительную обработку и на нем локализуются дыхательные циклы и моменты сокращения сердца (блоки 2-9, 11-13). Затем каждый 30-секундный интервал (эпоха) описывается вектором признаков извлеченных из сигнала variability сердечного ритма (10) и паттерна дыхания (14). Эти признаки нормализуются (15) и используются для первичной классификации (16) в ходе которой оцениваются вероятности того, что данная эпоха принадлежит к одной из стадий сна (фазе быстрого сна, поверхностному сну, глубокому сну) или бодрствованию. Затем каждая эпоха описывается вероятностями, полученными на предыдущем этапе для нее и ее ближайших соседей. Данное описание используется для вторичной классификации, в ходе которой принимается решение к какой стадии сна или бодрствованию принадлежит каждая из эпох. Информацию о принятых решениях с блока сопряжения (18) передается на устройство вывода. В итоге, пользователь после пробуждения может увидеть на устройстве вывода структуру его сна в течение ночи.

Работоспособность разработанного устройства для автоматизированного определения структуры сна оценивалась путем сравнения полученных с его помощью структур сна с «золотым стандартом» определения структуры сна - полисомнографией. Эксперименты по параллельной синхронной записи данных данным устройством и полисомнографом проводились в ФГБУ «СЗФМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России. Эксперименты были проведены для 32 испытуемых (12 из которых мужчины, средний возраст  $44,22 \pm 15,44$ ). Эксперименты показали, что данное устройство позволяет определять структуру сна со средним показателем меры межэкспертного согласия каппы Коэна в 0,5. На фиг. 2 показано фото проведения эксперимента (проведение мониторинга сна с помощью устройства одновременно с полисомнографическим исследованием). Устройство для автоматизированного определения структуры сна позволяет определять бодрствование, фазу быстрого сна, поверхностный сон (1-2 стадии фазы медленного сна) и глубокий сон (3-я стадии фазы медленного сна).

Достижимый технический результат заключается в определении структуры сна человека на основе биорадиолокационного мониторинга.

(57) Формула полезной модели

Устройство для автоматизированного определения структуры сна, содержащее биорадиолокатор, отличающееся тем, что биорадиолокатор представляет собой радар ближнего радиуса действия с непрерывным сигналом и квадратурным детектором, выход биорадиолокатора подключен к входу блока первичной фильтрации биорадиолокационных сигналов, его выход соединен с входом блока определения артефактов, выход которого соединен с входом блока выбора межартефактных периодов, соединенным с входом блока устранения переворота фазы, который соединен с входом блока нормализации межартефактных периодов, выход которого соединен с блоком фильтрации сигнала дыхания и блоком фильтрации сигнала сердцебиения, выход блока фильтрации сигнала дыхания соединен с блоком определения дыхательных циклов и их параметров, выход которого соединен с входом блока извлечения признаков сигнала дыхания, выход блока фильтрации сигнала сердцебиения соединен выходом блока определения сердечных сокращений, а его выход соединен с входом блока

извлечения признаков сигнала сердцебиения, сигнал с которого и сигнал с блока  
извлечения признаков сигнала дыхания поступают на вход блока нормализации  
признаков, выход которого соединен с входом блока первичной классификации,  
соединенного с входом блока вторичной классификации, сигнал с которого поступает  
5 на блок сопряжения с устройством вывода.

10

15

20

25

30

35

40

45