



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 096 995** ⁽¹³⁾ **C1**

(51) МПК⁶ **A 61 B 5/08**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 5011277/14, 20.03.1992

(30) Приоритет: 22.03.1991 DE P 4109529.4
26.11.1991 DE P 4138702.3

(46) Дата публикации: 27.11.1997

(56) Ссылки: EP, европейский патент, 0371424, кл.
A 61 B 5/08, 1987.

(71) Заявитель:

МАП Медичинтехник фюр Арцт унд Пациент
ГмбХ (DE)

(72) Изобретатель: Петер Грибель[DE]

(73) Патентообладатель:

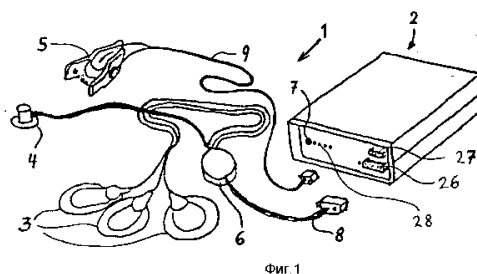
МАП Медичинтехник фюр Арцт унд Пациент
ГмбХ (DE)

(54) МОБИЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ И НАКОПЛЕНИЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ РАСПОЗНАВАНИЯ И ДИАГНОСТИРОВАНИЯ СОННО-АПНОЭТИЧЕСКОГО СИНДРОМА

(57) Реферат:

Использование: в медицине. Сущность изобретения: мобильное устройство для регистрации и накопления физиологических параметров распознавания и диагностирования сонно-апноэтического синдрома, содержит средство для регистрации частоты сердцебиения на базе сердечного потенциала и средство регистрации тонов дыхания и тонов храпа, выходами подключенные к регистрационно-накопительному прибору для накопления данных в кодированном виде за множество коротких интервалов времени. При этом указанное устройство содержит также средство регистрации положения пациента и средство регистрации степени кислородного насыщения крови, выходами подключенные к

регистрационно-накопительному прибору для кодированного накопления данных. Устройство обеспечивает амбулаторное диагностирование апноэ во время сна, которое по своей убедительности сравнимо с диагностированием, основанным на стационарных исследованиях в лаборатории сна. 9 з.п.ф-лы. 5 ил.



Фиг. 1

RU 2 0 9 6 9 9 5 C 1

RU 2 0 9 6 9 9 5 C 1



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 096 995** ⁽¹³⁾ **C1**

(51) Int. Cl.⁶ **A 61 B 5/08**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 5011277/14, 20.03.1992

(30) Priority: 22.03.1991 DE P 4109529.4
26.11.1991 DE P 4138702.3

(46) Date of publication: 27.11.1997

(71) Applicant:
**MAP Meditsintekhnik fjur Artst und Patient
GmbH (DE)**

(72) Inventor: Peter Gribel'[DE]

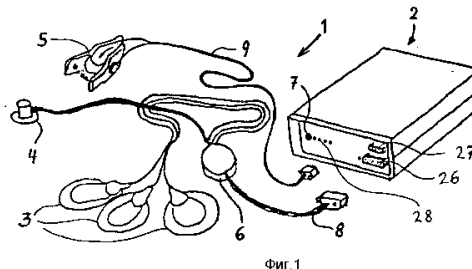
(73) Proprietor:
**MAP Meditsintekhnik fjur Artst und Patient
GmbH (DE)**

(54) **MOBILE DEVICE FOR RECORDING AND STORING PHYSIOLOGICAL PARAMETERS IN RECOGNIZING AND DIAGNOSING SLEEPING APNEA SYNDROME**

(57) Abstract:

FIELD: medical engineering. SUBSTANCE: device has unit for recording heart beat rate basing on heart potential and unit for recording snore tones and breathing connected with their outputs to recorder storage device for accumulating data in encoded form taken at a set of short time periods. The device also has unit for recording patient position and unit for recording blood oxygen saturation degree connected with their outputs to recorder storage device for accumulating encoded

data. EFFECT: enhanced effectiveness in diagnosing apnea in sleep. 10 cl, 5 dwg



RU 2 0 9 6 9 9 5 C 1

RU 2 0 9 6 9 9 5 C 1

Изобретение относится к мобильному устройству для регистрации и накопления физиологических параметров распознавания и диагностирования сонно-апноэтического синдрома, содержащему средство для регистрации частоты сердцебиения на базе сердечного потенциала и средство регистрации тонов дыхания и тонов храпа.

Симптомом сонного апноэ характеризуется совпадение респираторного отказа, заметной гипоксии (т.е. понижением содержания кислорода в артериальной крови) и нарушенной ритмов сердца. Вслед за процессом апноэ наступает как правило сильное хватание воздуха, часто с пробуждением в испуге.

Эпидемиологическое значение сонного апноэ растёт, и известно, что длинные и частые фазы апноэ во время сна часто сопровождаются кардиоваскулярными и кардиопульмональными заболеваниями, а также, глубокими психофизическими изменениями. Взаимодействиями сонного апноэ ежедневно является эксцессивно умноженная склонность к засыпанию (статистически сонное апноэ идентифицируется как наиболее частая причина), а также наступление помех засыпания и просыпания.

Уже давно для исследования помех сну-бодрствованию используются лаборатории сна в специальных клиниках, в которых можно осуществлять диагностику во время сна при помощи полисомнографической обработки. Эти исследования требуют затрат времени и материальных средств; из-за большого количества воспринимаемых параметров они могут осуществляться лишь при стационарном содержании пациентов. Кроме больших материальных затрат такое стационарное исследование имеет тот недостаток, что сон пациента нарушается из-за чуждого окружения. Это мешает убедительности таких исследований. Поэтому уже имеется ряд попыток устранить недостатки стационарного исследования.

Одна из возможностей для этого заключается в том, что сонно-апноэтический синдром распознается и диагностируется без стационарных исследований в лаборатории сна амбулаторно при помощи регистрационно-накопительных устройств.

Известно мобильное устройство для регистрации и накопления физиологических параметров распознавания и диагностирования сонно-апноэтического синдрома, содержащее средство для регистрации частоты сердцебиения на базе сердечного потенциала и средство регистрации тонов дыхания и тонов храпа, выходами подключенные к регистрационно-накопительному прибору для накопления данных в кодированном виде за множество коротких интервалов времени [1]

Тяжесть апноэ зависит от частоты процесса, его глубины и длительности. Описанное устройство имеет тот недостаток, что оно обеспечивает лишь сравнительно грубый, не очень надежный диагноз сонно-апноэтического синдрома. Хотя можно установить относительную частоту, но не глубину и лишь неточно длительность процесса апноэ, так как нельзя надежно различать полную остановку дыхания и тихое

его продолжение. Информации о положении и движениях пациента, важной для диагностики, различения между обструктивной и центральной апноэ, миоклонусом и другими нарушениями сна, не имеется. При таких болезненных состояниях как полинейропатия, замершее старое сердце или диабет частота сердцебиения не варьируется сильно, как в случае протекания апноэ, а остается примерно постоянной. В таких состояниях апноэ очень сложно диагностировать. Поэтому при использовании упомянутого известного устройства во многих случаях необходимо последующее стационарное обследование в лаборатории сна.

Исходя из вышеизложенного, в основу изобретения положена задача создать такое устройство для амбулаторного распознавания и диагностирования сонно-апноэтического синдрома, которое позволило бы достигнуть такого повышения достоверности диагностики упомянутого синдрома и регистрации сна, чтобы не требовалось последующего стационарного обследования в лаборатории сна.

Поставленная задача в устройстве согласно изобретению решается за счет того, что в него введены средство регистрации положения пациента и средство регистрации степени кислородного насыщения крови, выходами подключенные к регистрационно-накопительному прибору для кодированного накопления данных.

Согласно предпочтительному примеру выполнения устройства в него введено средство для задания интервалов регистрации частоты сердцебиения, тонов храпа и тонов дыхания, степени кислородного насыщения.

При этом средство для задания интервалов регистрации представляет собой кнопочный выключатель.

Интервалы времени регистрации могут выбираться различной протяженности для различных воспринимаемых параметров; предпочтительны величины от 1 до 10 с. Но могут быть реализованы и более короткие интервалы до 0,1 с и менее. Длины интервалов времени регистрации могут варьироваться, то есть мобильным устройством длительности могут автоматически устанавливаться по мере надобности. Особо короткие интервалы времени выбираются устройством тогда, когда имеет место событие, требующее особого учета, т.е. возможно протекает апноэ.

Кроме того, в мобильном устройстве согласно изобретению средство регистрации степени кислородного насыщения крови содержит по крайней мере один источник света и один светоприемник.

Упомянутые источник света и светоприемник закреплены на конечности пациента и служат для измерения поглощения или отражения света, вызванных конечностью. Под источником (ками) света можно понимать, например, светоиспускающий диод (диоды), а под приемником (ками) фототранзистор (ры). Длины волн используемого светового излучения преимущественно выбираются таким образом, что может оптимально распознаваться изменение цвета крови, связанное с содержанием в крови кислорода; это имеет место в диапазоне красного света.

Если используется свет двух различных длин волн, то второе используемое светоизлучение преимущественно выбирается так, чтобы его отражательные или проникающие свойства по возможности не зависели бы от содержания кислорода в крови; это имеет место в диапазоне инфракрасного света. Светоизлучение второй длины волн служит для того, чтобы получать независимую от содержания кислорода опорную величину, которой можно нормировать проникающий или отраженный свет излучения, чувствительного к содержанию кислорода.

При этом предпочтительно, чтобы источник света и светоприемник были установлены друг против друга на крепежном элементе, причем светоизлучающая и светоприемная стороны источника света и светоприемника были обращены друг к другу.

Согласно предпочтительному примеру выполнения необходимо, чтобы крепежный элемент был выполнен в виде зажима, а источник света и светоприемник были установлены на противоположных бугелях зажима.

Согласно другому предпочтительному примеру крепежный элемент выполнен в виде гибкой шины, изогнутой U-образно на каждом конце, а источник света и светоприемник расположены на плечах U-образного изгиба.

В обоих примерах выполнения крепежный элемент крепится к конечности пациента таким образом, что телесная ткань находится между источником (ками) и светоприемником (ками).

Средство регистрации пространственного положения пациента выполнено в виде пустотелого корпуса, имеющего возможность установки на верхней части тела пациента, и расположенного в нем шарика из электропроводного материала.

При этом пустотелый корпус представляет собой пустотелый тетраэдр, в вершинах которого установлены замыкаемые шариком электрические контакты.

Пустотелый тетраэдр может, например, быть сориентирован таким образом, что в положении лежа на спине, лежа на левом или правом боку и в прямом положении шарик может находиться соответственно в одном углу и замыкать там контакт. В положении лежа на животе шарик остается лежать на поверхности тетраэдра и не осуществляет контактов.

Преимущественно средства регистрации токов дыхания установлены с возможностью восприятия шумов храпа при хватании воздуха после прохождения АПНОЭ.

Датчики измеряемых величин, предусмотренные для регистрации частоты сердцебиения, тонов дыхания и тонов храпа, степени кислородосодержания в крови и положения тела пациента, крепятся на теле пациента и преимущественно соединены с мобильным устройством сигнальными проводами. Сигналы с этих датчиков также могут передаваться беспроводно, например, при помощи электромагнитных волн, мобильному устройству. В этом случае отпадает необходимость закреплять мобильное устройство непосредственно на теле пациента. Вместо находящегося на мобильном устройстве кнопочного выключателя для выявления особых случаев можно тогда использовать также

беспроводно дистанционно управляемое коммутационное устройство.

Ниже изобретение поясняется чертежами, где на фиг.1 дано перспективное изображение мобильного устройства согласно изобретению; на фиг. 2 - перспективное изображение устройства в рабочем положении на теле пациента; на фиг. 3 вид сбоку на оксиметрический сенсор с жестким пальцевым зажимом для регистрации содержания кислорода насыщения с измерением поглощения света; на фиг. 4 вид сбоку еще одного примера выполнения оксиметрического сенсора, согласно фиг. 3, однако с гибкой шиной вместо жесткого зажима; на фиг. 5 - принципиальная схема мобильного устройства согласно изобретению.

Мобильное устройство 1 согласно фиг. 1 состоит из собственно регистрационно-накопительного прибора 2 с установленным на передней панели кнопочным выключателем 7 и следующих различных датчиков измеряемых параметров: трех ЭКГ-электродов 3, гортанного микрофона 4, оксиметрического сенсора 5 для пальцев, регистратора 6 положения и двух соединительных кабелей 8,9 с соответствующими штекерами.

На фиг. 2 показано расположение датчиков регистрируемых параметров на теле пациента 10.

ЭКГ-электродами 3 служат общеупотребляемые одноразовые электроды, закрепляемые в верхней части тела пациента 10; два из них измеряют сердечный потенциал относительно третьего электрода. В качестве гортанного микрофона 4 используется электретный микрофон, который при помощи кольцевой ленты 24 таким образом закрепляется на шее пациента 10, что прилегает к его гортани. Прилегающая к гортани пациента 10 сторона микрофона 4 оснащена кольцевым изолирующим амортизационным слоем и кольцевой самоклеющейся односторонней защитой.

На фиг. 3 представлен пример выполнения пальцевого сенсора 5. Он включает в себя два жестких зажимных бугеля 11, которые соединены друг с другом посредством эластичной перемычки 29. На одной стороне перемычки 29 между зажимными бугелями 11 установлена пружина сжатия 15, с помощью которой бугели 11 с другой стороны перемычки сжимаются, охватывая палец 14 пациента 10. На верхнем бугеле 11 расположены два светоиспускающих диода 12, а на нижнем два фототранзистора 13. Часть света, исходящего из светоизлучающих диодов 12, пронизывает палец 14 и воспринимается фототранзистором 13, другая же часть поглощается тканью пальца. Измерение поглощения осуществляется на длинах волн 660 и 925 нм. Поглощение света первых длин волн очень сильно зависит от содержания в крови кислорода. Напротив, поглощение света вторых длин волн от него почти не зависит.

Еще один пример выполнения пальцевого сенсора 5 показан на фиг. 4. Он представляет собой гибкую шину 30, U-образно выгнутую с одного конца. На конце свободного плеча 31 U-образного элемента расположены два светоизлучающих диода 12. На другом плече,

напротив, находятся два фототранзистора 13. U-образная шина 30 надевается через кончик пальца 14. Фиксация пальцевого сенсора осуществляется при помощи одной или нескольких лент, которые в виде кольца охватывают палец 14 и U-образную шину 30. В качестве ленты могут быть использованы ленты-"липучки" или одноразовые клейкие ленты. Что касается света и его характеристик поглощения, то здесь сохраняется все то, что было изложено в связи с примером выполнения согласно фиг. 3.

Оба описанных примера выполнения пальцевого сенсора 5 могут очень просто и при этом совершенно правильно устанавливаться неспециалистом. Пример выполнения согласно фиг. 3 допускает особенно простую и быструю установку, а пример согласно фиг. 4 особенно быструю фиксацию и, поскольку никакое давление на палец не действует, большое удобство ношения.

Датчик положения с определенной ориентацией, которая определяется напечатанной снаружи инструкцией по позиционированию, закрепляется клейким кольцом на верхней части тела пациента 10. Датчик 6 положения включает в себя полный тетраэдр с находящимся в нем шариком из электропроводного материала, по углам которого расположены замыкаемые шариком электрические контакты. Пустотелый тетраэдр ориентируется таким образом, что при положении лежа на спине, лежа на левом или правом боку и в вертикальном положении шарик прилегает к одному углу и замыкает там контакт, в положении лежа на животе шарик остается на поверхности тетраэдра и не замыкает контактов. Соединительные кабели, идущие от микрофона, ЭКГ-электродов 3 и датчика 6 положения, сходятся в объединенный кабель 8, который при помощи 15-полюсного штекера может соединяться с прибором 2. Пальцевый сенсор 5 соединен с прибором 2 своим соединительным кабелем 9 с 9-полюсным штекером.

Регистрационно-накопительный прибор 2 имеет настолько малые габариты (190x135x45 мм) и настолько малый вес (около 700 г), что он может быть размещен на плечевом ремне невидимо под одеждой на тело пациента. Прибор 2 на своей передней панели имеет 15-полюсную и 9-полюсную колодки 26, 27, в которые вставляются соответствующие штекеры соединительных кабелей 8, 9 и могут фиксироваться там резьбовыми соединениями. Наряду с кнопочным выключателем 7 на приборе 2 расположены, кроме того, четыре светодиода 28 для функционального контроля прибора 2 после установки. С целью передачи накопленных данных на компьютер предусмотрен непоказанный информационный кабель. Электропитание осуществляется выборочно от шести батареек по 1,5 В или от соответствующего аккумулятора.

Принципиальная схема на фиг. 5 демонстрирует обработку сигналов в регистрационно-накопительном приборе 2. Воспринимаемые микрофоном 4 сигналы усиливаются усилителем 16 и расходятся по двум каналам; сигналы одного канала проводятся затем через фильтр 17

демпфирует сигналы частотой свыше 800 Гц с октавным демпфированием в 12 дБ. Не показаны неотфильтрованная ветвь и предусмотренные для обоих каналов пороговые детекторы. Соединенный с фильтром 17 и чувствительный в диапазоне частот примерно от 100 до 800 Гц пороговый детектор настраивается на среднюю пороговую величину таким образом, что порог превосходят сигналы от нормальных тонов храпа, но не от тихих шумов дыхания. Второй пороговый детектор, срабатывающий во всем диапазоне частот от примерно 100 Гц до 15 кГц, настраивается на настолько высокую пороговую величину, что она превышает только сигналами, которые вызываются очень громкими шумами храпа и хватания воздуха после протекания апноэ. Информация "превосходит или не превосходит сигнал пороговую величину" уже представляет собой бинарную величину, пригодную для запоминания и дальнейшей обработки.

Сигналы, создаваемые фототранзисторами 13 пальцевого сенсора 5, сначала усиливаются усилителем 20 сигналов. Затем в анализаторе 21 регистрируется степень кислородонасыщения крови и бинарно кодируется. Уровень сигналов соответствует интенсивности длин световых волн, пронизывающих ткань пальца 14 и испускаемых фотодиодом 12. Поскольку поглощение коротковолнового света сильно зависит от содержания кислорода в артериальной крови, а поглощение длинноволнового света, напротив, почти не зависит от содержания кислорода, по уровню сигнала коротковолнового света после нормирования по уровню сигнала длинноволнового света можно вывести меру насыщения кислородом крови. При этом достигается точность до 2

Сигналы, возбуждаемые ЭКГ-электродами 3, сначала усиливаются в ЭКГ-усилителе 18, а затем поступают в анализатор 19 частоты сердцебиения. Полученные там величины частоты биения сердца бинарно кодируются.

Четыре сигнала положения, создаваемые датчиком 6 положения, анализируются в анализаторе 22 положения и также бинарно кодируются. На фиг. 4 не показан кнопочный выключатель 7.

Все указанные параметры непрерывно воспринимаются параллельно, кодируются и друг за другом в группах по времени объединенных величин запоминаются в памяти 23 компьютера емкостью по меньшей мере 128 кБ. При этом базовый интервал зондирования составляет 1 с; время для насыщения кислородом составляет все 2 с, а для положения тела требуется 10 с для приема и обновления. Длительность записи составляет не менее 22 ч. Накопленные данные периода записи могут через непоказанный интерфейс передаваться со скоростью обмена 9200 бод через интерфейс RS 232 непоказанного XT- или AT-персонального компьютера. За счет применения блоков памяти повышенной емкости можно реализовать общую емкость памяти в несколько мегабайт. Благодаря этому можно получать более короткие интервалы зондирования или более высокую общую длительность записи.

При запуске перед началом периода записи прежде всего посредством

подключения соединительного кабеля 8 к прибору 2 автоматически инициируется функциональный контроль. Он длится 5 мин и осуществляется при помощи светодиодов 28. При этом предусмотрен соответствующий светодиод 28 для контроля функционирования ЭКГ, измерения насыщения и двух каналов дыхательных шумов. Светодиод, принадлежащий ЭКГ-каналу, в подтверждение выдает R-импульс и синхронно с R-импульсом вспыхивает при правильном функционировании. Светодиод, принадлежащий каналу кислородонасыщения, вспыхивает во время первых 30 с функционального контроля, если отсутствует действующая величина; это имеет, например, место, если пальцевый сенсор закреплен в неправильном положении на пальце. При нормальном функционировании этот светодиод остается погашенным. Оба светодиода, принадлежащие каналам дыхательных шумов, вспыхивают, если превышен соответствующий предел. При нормальном функционировании оба этих светодиода остаются, следовательно, погашенными в нормальном состоянии и могут загораться вследствие симулированного шума храпа или очень громкого шума дыхания. После функционального теста прибор 2 начинает работу с приема и накопления указанных физиологических данных в течение периода приема данных.

По окончании периода приема данных последние, будучи накопленными в мобильном приборе 2, передаются для оценки в компьютер. При оценке данные могут обрабатываться тремя различными способами и представлять собой:

i/ измеренные величины /дыхательные шумы, частоты сердцебиения, кислородонасыщение, положение тела/ графически представляются друг под другом в виде функций во времени на весь период регистрации. Такое представление количественно показывает общее развитие во времени данной величины и, следовательно, в частности, корреляцию между величинами. Это дает то преимущество, что представляется вся воспринятая информация; однако ее интерпретация требует определенных затрат времени.

ii/ отдельные измеренные величины сводятся во времени и в виде гистограмм и таблиц воспроизводятся. Если предусмотреть, например, графическое представление распределений измеренных величин частоты сердцебиения в следующих друг за другом 10-минутных интервалах, можно предусмотреть и графическое представление распределения измеренных величин кислородосодержания, представления величин ненасыщенности как функции частоты их возникновения в виде диаграммы таблиц. Такие представления не делают более четким общее развитие во времени и все корреляции между измеренными величинами, но обеспечивают более быструю интерпретацию.

iii/ из данных непосредственно выявляется число эпизодов, при которых вероятно протекание апноэ, и в качестве так называемого RD-индекса (индекс респираторного замешательства) выдается с

единицей эпизоды/ч. Предусматриваются три таких величины RD-индексов: индексы храпа, индексы вариации частот сердцебиения и индексы насыщенности кислородом.

5 Для расчета индекса храпа за весь период регистрации подсчитываются храповые паузы, длящиеся 11 60 с, и делятся на число часов периода регистрации. Храповые паузы такой длительности типичны для протекания апноэ.

10 Для расчета индекса вариации частоты сердцебиения сначала рассчитывается относительная частота сердцебиений, когда мгновенную частоту сердцебиений делят на текущую среднюю величину частоты за прошедшие 300 с. Значения относительной частоты сердцебиения от 90 до 100% принадлежат так называемому 100% -классу; другие значения выше этого класса. Индекс вариаций частоты сердцебиения дает число событий, в которых относительная частота выходит из 100% -класса, а внутри 11-60 с снова возвращается в 100%-класс, деленное на число часов периода регистрации. Таким образом, вариации частот сердцебиений регистрируют, насколько синхронно они появляются с протеканием апноэ.

25 Для определения индекса насыщения кислородом сначала определяется базовая величина насыщения, когда суммируются наибольшие значения кислородонасыщения за 2 10 предыдущих измерения и сумма делится на число измерений. Фаза насыщения имеет место, если значение насыщения отходит от базовой величины насыщения не менее чем на 3% и длится до тех пор, пока повторный рост после падения достигнет 90% базовой величины насыщения. Индекс кислородонасыщения представляет собой число фаз насыщения в период регистрации, деленное на число часов периода регистрации. Он регистрирует фазы насыщения, которые возникают также синхронно с протеканием апноэ.

40 Эти величины индексов RD представляют непосредственно число протеканий апноэ в час. Обычно три величины индексов RD имеют примерно одинаковое значение. Большие отклонения среди трех индексов RD могут служить доказательством наличия особых болезненных изменений, о чем упоминалось вначале. В общем представление трех индексов RD обеспечивает исключительно быструю и выразительную оценку протекания апноэ.

50 Как следует из вышесказанного, изобретение имеет то преимущество, что путем измерения степени кислородонасыщения можно определять тяжесть протекания апноэ и, следовательно, обеспечивать точный количественный анализ сонно-апноэтического синдрома. Регистрация положения тела пациента позволяет определять беспокойство во сне и диагностически различать апноэ, миоклонус и другие нарушения сна. Кроме этого, протекание апноэ может диагностироваться и в болезненных состояниях, при которых частота сердцебиения сохраняется примерно постоянной; возможно даже выявление таких состояний. Было установлено, что полученные с помощью предлагаемого устройства данные обладают настолько высокой достоверностью, что подавляющее большинство наблюдаемых после оценки

данных специалистами смогло отказаться от последующего обследования. Таким образом, несмотря на простоту, предлагаемое устройство позволяет установить диагноз, надежность которого сопоставима с надежностью стационарных долговременных обследований в лаборатории сна, но при этом нет ложных влияний стационарного пребывания в лаборатории сна.

Формула изобретения:

1. Мобильное устройство для регистрации и накопления физиологических параметров распознавания и диагностирования сонно-апноэтического синдрома, содержащее средство для регистрации частоты сердцебиения на базе сердечного потенциала и средство регистрации тонов дыхания и тонов храпа, выходами подключенные к регистрационно-накопительному прибору для накопления данных в кодированном виде за множество коротких интервалов времени, отличающееся тем, что в него введены средство регистрации положения пациента и средство регистрации степени кислородного насыщения крови, выходами подключенные к регистрационно-накопительному прибору для кодированного накопления данных.

2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что в него введено средство для задания интервалов регистрации частоты сердцебиения, тонов храпа и тонов дыхания, степени кислородного насыщения.

3. Устройство по п.2, отличающееся тем, что средство для задания интервалов регистрации представляет собой кнопочный выключатель.

4. Устройство по п.1, отличающееся тем, что средство регистрации степени

кислородного насыщения крови содержит по крайней мере один источник света и один светоприемник.

5. Устройство по п.4, отличающееся тем, что источник света и светоприемник установлены друг против друга на крепежном элементе, причем светоизлучающая и светоприемная стороны источника света и светоприемника обращены друг к другу.

6. Устройство по п.5, отличающееся тем, что крепежный элемент выполнен в виде зажима, а источник света и светоприемник установлены на противоположных бугелях зажима.

7. Устройство по п.5, отличающееся тем, что крепежный элемент выполнен в виде гибкой шины, изогнутой U-образно на одном конце, а источник света и светоприемник расположены на плечах U-образного изгиба.

8. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что средство регистрации пространственного положения пациента выполнено в виде пустотелого корпуса, имеющего возможность установки на верхней части тела пациента, и расположенного в нем шарика из электропроводного материала.

9. Устройство по п.8, отличающееся тем, что пустотелый корпус представляет собой пустотелый тетраэдр, в вершинах которого установлены замыкаемые шариком электрические контакты.

10. Устройство по п.1, отличающееся тем, что средства регистрации тонов дыхания установлены с возможностью восприятия шумов храпа при хватании воздуха после прохождения АПНОЭ.

Приоритет по пунктам:

22.03.91 по пп.1 6, 8 10;

26.11.91 по пп.7.

35

40

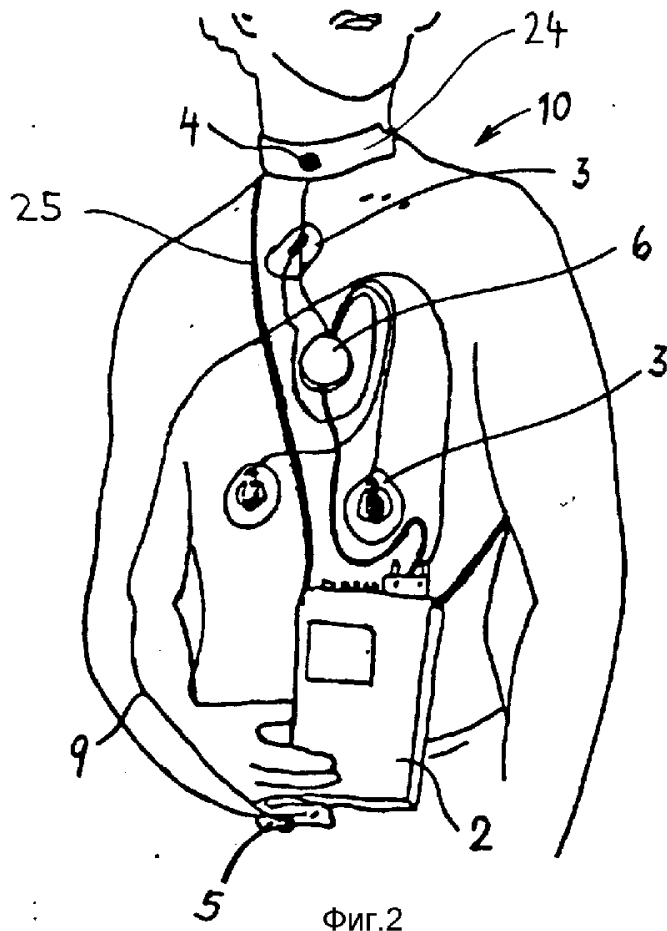
45

50

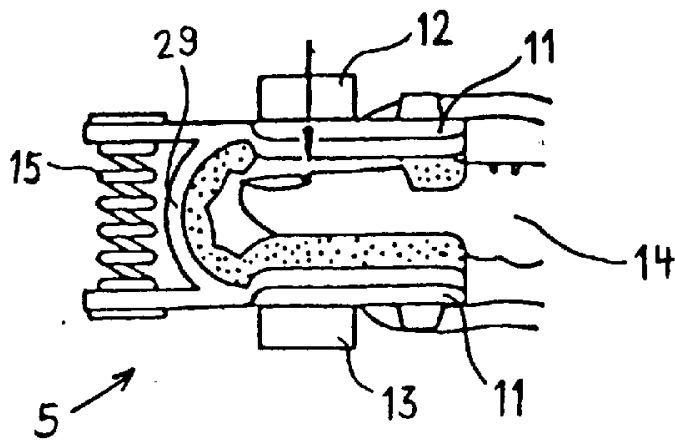
55

60

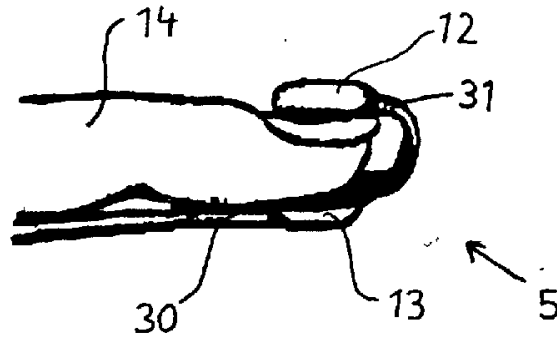
-7-



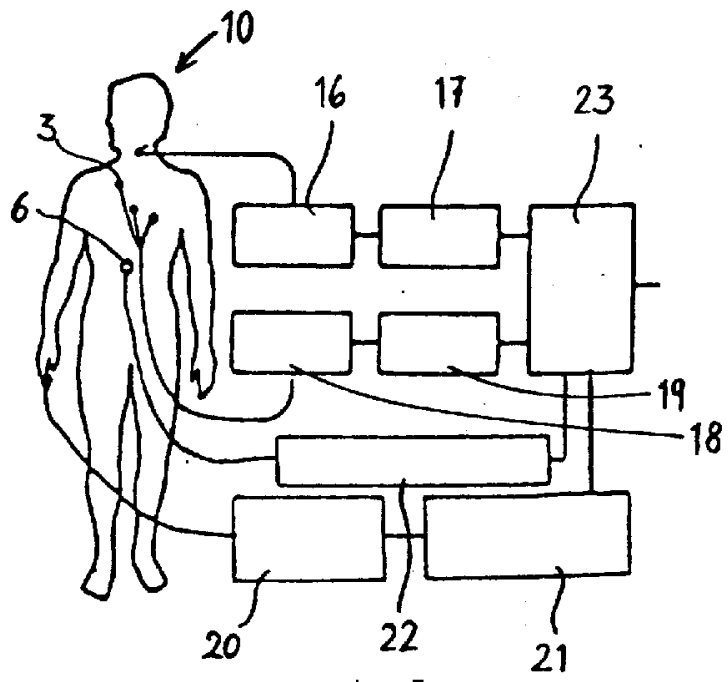
ФИГ.2



ФИГ.3



ФИГ.4



Фиг.5