



(19) **RU** <sup>(11)</sup> **2 194 439** <sup>(13)</sup> **C2**

(51) МПК<sup>7</sup> **A 61 B 5/08**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО  
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 97111800/14, 12.12.1995  
(24) Дата начала действия патента: 12.12.1995  
(30) Приоритет: 14.12.1994 NO 944844  
(43) Дата публикации заявки: 10.08.1999  
(46) Дата публикации: 20.12.2002  
(56) Ссылки: WO 91/11139 A, 08.08.1991. US 4554927 A, 26.11.1985. US 5311875 A, 17.05.1994.  
(85) Дата перевода заявки РСТ на национальную фазу: 14.07.1997  
(86) Заявка РСТ: NO 95/00230 (12.12.1995)  
(87) Публикация РСТ: WO 96/18338 (20.06.1996)  
(98) Адрес для переписки: 129010, Москва, ул. Большая Спасская, 25, стр.3, ООО "Юридическая фирма Городисский и Партнеры", Ю.Д.Кузнецову, рег. № 595

(71) Заявитель: КАМТЕК А.С. (NO)  
(72) Изобретатель: ГЬЕРСЕЭ Бьерн Г. (NO)  
(73) Патентообладатель: КАМТЕК А.С. (NO)  
(74) Патентный поверенный: Кузнецов Юрий Дмитриевич

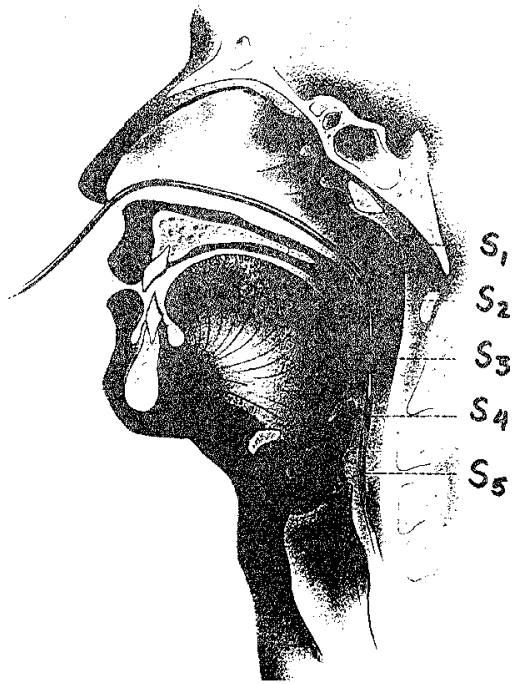
(54) ВНУТРЕННЯЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПОТОКА ГАЗА/ВОЗДУХА И ДРУГОЙ ТЕКУЧЕЙ СРЕДЫ В ОРГАНИЗМЕ

(57)

Изобретение относится к медицине, а именно к внутренней регистрации потока текучей среды в живом организме. Изобретение описывает применение одного или более датчиков давления, обладающих термочувствительностью, для измерения респираторного дыхательного объема внутри дыхательных путей. Датчики располагают в одной или более точках вдоль потока текучей среды. Кроме того, данные датчики применимы для одновременного измерения других параметров: респираторного давления, звукового давления, генерируемого звуками храпа и сердечными тонами, температуры тела. Это позволяет расширить функциональные возможности используемых датчиков. 1 з.п.ф-лы, 3 ил.

RU 2 194 439 C2

RU 2 194 439 C2



Фиг. 1

RU 2194439 C2

RU 2194439 C2



(19) **RU** <sup>(11)</sup> **2 194 439** <sup>(13)</sup> **C2**  
(51) Int. Cl.<sup>7</sup> **A 61 B 5/08**

RUSSIAN AGENCY  
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

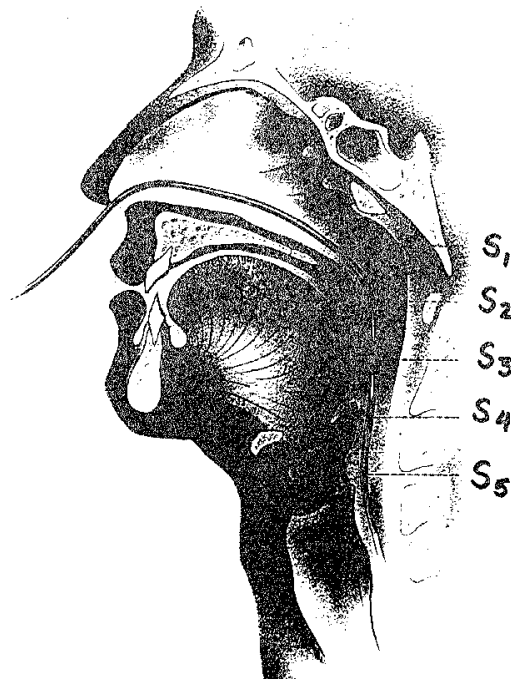
(21), (22) Application: 97111800/14, 12.12.1995  
(24) Effective date for property rights: 12.12.1995  
(30) Priority: 14.12.1994 NO 944844  
(43) Application published: 10.08.1999  
(46) Date of publication: 20.12.2002  
(85) Commencement of national phase: 14.07.1997  
(86) PCT application:  
NO 95/00230 (12.12.1995)  
(87) PCT publication:  
WO 96/18338 (20.06.1996)  
(98) Mail address:  
129010, Moskva, ul. Bol'shaja Spasskaja, 25,  
str.3, OOO "Juridicheskaja firma Gorodisskij  
i Partnery", Ju.D.Kuznetsovu, reg. № 595

(71) Applicant:  
**KAMTEK A.S. (NO)**  
(72) Inventor: G'ERSEEH B'ern G. (NO)  
(73) Proprietor:  
**KAMTEK A.S. (NO)**  
(74) Representative:  
Kuznetsov Jurij Dmitrievich

(54) **INTERNAL RECORDING OF GAS/AIR FLOW AND OTHER FLOWING MEDIUM IN ORGANISM**

(57) Abstract:

FIELD: medicine. SUBSTANCE: method involves applying one or more pressure gages having thermal sensitivity properties for measuring respiratory breathing volume in the respiratory tract. The gages are set in one or more points along the flowing medium path. These gages are usable for concurrently measuring other parameters like respiratory pressure, acoustic pressure formed by snore sounds and cardiac tones and body temperature. EFFECT: wide range of gage applications. 2 cl, 3 dwg



Фиг. 1

RU 2 194 439 C2

RU 2 194 439 C2

Изобретение относится к способу внутренней регистрации потока текучей среды в или из живого организма.

Изобретение относится, в частности, к способу регистрации дыхания у людей, предпочтительно во время сна.

Изобретение также относится к использованию чувствительных к давлению датчиков, которые известны как таковые для регистрации температуры в связи с упомянутым выше способом.

Хотя изобретение описано первоначально в связи с измерением дыхания во время сна, главная идея изобретения может также использоваться во время регистрации в связи с потоком и/или утечкой мочи, потоком крови и так далее.

Сон представляет собой периодическое и, как правило, ритмически происходящее состояние, при котором физическая и психическая активность уменьшаются.

Сон вызывает неподвижность, которая является энергосберегающей, метаболизм организма замедляется, мышцы расслабляются, дыхание и функция сердца становятся медленнее, и артериальное давление падает.

В этом состоянии создается и сохраняется новое энергетическое снабжение, и поэтому сон представляет собой условие жизни для живых существ.

Поэтому жизненно важным является то, чтобы качество сна было насколько возможно лучшим и чтобы его нарушения могли корректироваться.

Среди проблем, которые могут вести к нарушению сна человека, имеются различные типы обструкции дыхательных путей. Эти обструкции могут быть настолько тяжелыми, что кроме чисто физического нарушения сна они могут привести к уменьшению и возможному прекращению подачи кислорода с краткосрочными и долгосрочными последствиями для функции сердца, сердечно-сосудистой системы и других органов.

В дополнение к проблемам, которые существуют для рассматриваемого человека, такая проблема, как храп также представляет собой реальную семейную и социальную проблему вследствие беспокойства, которое храп может вызвать у других людей в течение периода сна, необходимого каждому человеку.

При регистрации сна у пациентов, страдающих так называемым апноэ во время сна, т.е. временного прекращения дыхания, были установлены методики, целью которых является регистрация вдоха и выдоха.

Один из способов, которым это производится, представляет собой расположение одного или более термочувствительных датчиков между носом и ртом пациента так, что датчики подвергаются воздействию вдыхаемого и выдыхаемого воздуха так, как описано, например, в патенте США US 5311875-A.

Поскольку температура вдыхаемого воздуха отличается от температуры выдыхаемого воздуха, можно с помощью подходящего измерительного и регистрирующего оборудования образовать сигнал, испускаемый датчиком, в виде графической кривой дыхания.

Наряду с измерением и представлением

ряда других физиологических параметров, таких как, например, ЭКГ, уровни кислорода в крови, ЭЭГ, движения глаз, из которых особенно последний из упомянутых является хорошим показателем достигнутой стадии сна, дыхание также является важным параметром для диагностики состояния пациента.

Недавно было введено использование регистрации давления в нескольких точках в дыхательных путях. Измерение изменений давления в заранее определенных точках в дыхательных путях дает возможность определить локализацию обструкций в течение периода сна. Регистрация давления этого вида проводится с помощью так называемых катетеров с микродатчиками, т.е. тонких пластиковых трубок, в которые установлены маленькие датчики давления. Связанные с давлением сигналы как от прямого, так и от косвенного давления, которое оказывается на эти датчики, передаются к оборудованию для регистрации во время сна и продуцируются в виде кривых давления, например, на экране персонального компьютера.

Поскольку датчики давления этого типа являются обычно более или менее термочувствительными по природе, существенно, чтобы влияние температуры компенсировалось так, чтобы колебания температуры оказывали минимальное воздействие на сигналы давления.

Из известной технологии в этой области будет сделана ссылка на патент США US 4554927, который описывает датчик давления и температуры, основанный на элементе пьезосопротивления, изготовленном из силиконового кристалла. Однако устройство, описанное в этой публикации, не подходит для измерения потоков жидкостей. Существенный аспект этого устройства состоит в том, что оно измеряет температуру в отдельной, чувствительной к температуре части, которая, однако, не является чувствительной к давлению.

Для общего описания технологии в этой области будет также сделана ссылка на международную заявку WO 93/19669.

В отличие от известных способов настоящее изобретение направлено на использование воздействий температуры в датчиках давления, которые известны сами по себе.

Более подробно изобретение будет объяснено со ссылкой на сопровождающие чертежи, на которых:

фиг. 1 иллюстрирует внутренние датчики давления/температуры в потоке текучей среды дыхательных путей;

на фиг. 2 показан сигнал дыхательного объема дыхания с внутренней регистрацией температуры;

фиг. 3 иллюстрирует мост Уитстона, используемый в качестве датчика давления и потока текучей среды.

Таким образом, настоящее изобретение основано на использовании этой термочувствительности для регистрации вдоха и выдоха пациента, т.е. дыхания, с помощью термочувствительных датчиков, которые расположены в одном или более положениях в дыхательных путях так, как показано на фиг.1, где пять датчиков расположены в тонкой гибкой трубке.

В соответствии со сказанным выше настоящее изобретение относится к способу регистрации потока текучей среды в, внутри или из живого организма и этот способ отличается тем, что предоставляется один или серия чувствительных к давлению датчиков в одной или более точек вдоль потока текучей среды и что регистрация осуществляется посредством использования присущих зависимых от температуры физических и электрических свойств датчика/датчиков при измерении температуры и разности температуры в протекающей текучей среде.

Как упомянуто во вступлении, изобретение также относится к использованию чувствительных к давлению датчиков, которые известны сами по себе, для измерения *in vivo* температуры и разности температуры в текучих средах внутри или из живого организма.

Как указано выше, измерения могут производиться в мочевыводящих путях, в кровеносных сосудах и так далее, но изобретение будет описано более подробно и будет также иметь особое применение в связи с регистрацией дыхания человека, в частности, во время сна.

На фиг.2 показана регистрация дыхания человека во время сна, и она воспроизводит сигнал дыхательного объема вдоха и выдоха с внутренней регистрацией температуры.

Для регистрации дыхания пациента упомянутые выше термочувствительные датчики могут размещаться, например, в тонкой пластиковой трубке таким же образом, как датчики давления устанавливаются в катетер с концевым микродатчиком, как показано на фиг.1.

Регистрация дыхания основана на факте, что температура выдыхаемого воздуха ниже температуры выдыхаемого воздуха и что количество воздуха в единицу времени также влияет на поведение температуры. Посредством этого можно получить регистрацию дыхания пациента.

Эта регистрация температуры производится с помощью термочувствительных резисторов, так называемых термисторов, полупроводниковых элементов, термоэлементов и так далее.

Таким образом, настоящее изобретение направлено на использование зависимых от температуры физических и электрических свойств материала, которые присущи датчикам давления. Это позволяет измерять как давление, так и температуру с использованием одного и того же датчика, действительно независимо друг от друга при определенном подходе, посредством соответствующего соединения и электроники датчика. Как это можно сделать, описано более подробно ниже со ссылкой на фиг.3.

Регистрация других видов давления, например звукового давления, генерируемого звуками храпа и сердечными тонами, включена в эту регистрацию давления и температуры и, кроме того, можно измерять внутреннюю температуру тела.

Преимущества возможности регистрировать эти параметры внутри тела, а

не снаружи, как упомянуто выше, заключаются прежде всего в том, что пациенту не нужно испытывать неприятные ощущения при наличии датчиков, свисающих с его тела, с опасностью, что они будут смещены или подвергнутся помехам вследствие каких-либо внешних воздействий. Кроме того, можно дифференцировать дыхание через нос и рот, что может иметь большое значение при оценке ситуации. И последнее, но не менее важное то, что полученные сигналы являются более отчетливыми, что повышает точность при диагностике.

Датчики давления имеются в продаже в виде катетеров с концевыми микродатчиками. Эти катетеры с концевыми микродатчиками могут необязательно быть термокомпенсированными, но не обязательно компенсированными.

Обычно используются датчики давления, изготовленные из силикона, с недиффундированными резисторами, и эти резисторы обычно соединены в так называемый мост Уитстона в виде целого или половины моста известного типа как такового. Мостовое соединение этого типа показано на фиг.3.

На фиг.3 R обозначает резисторы датчика давления,  $R_{comp}$  - резистор, компенсирующий температуру, и  $R_0$  - резистор настройки нулевой точки.

Буква I используется для обозначения тока возбуждения датчика.

Мостовое соединение Уитстона датчика работает с четырьмя активными резисторами датчика или двумя активными резисторами датчика и двумя пассивными резисторами.

При подаче тока/напряжения в точках C и D можно получить сигнал давления между точками A и B и сигнал потока текучей среды между точками C и D (см. фиг.2) в предпочтительном варианте реализации. Однако если это будет сделано другими возможными путями, это не выйдет за рамки объема притязаний изобретения.

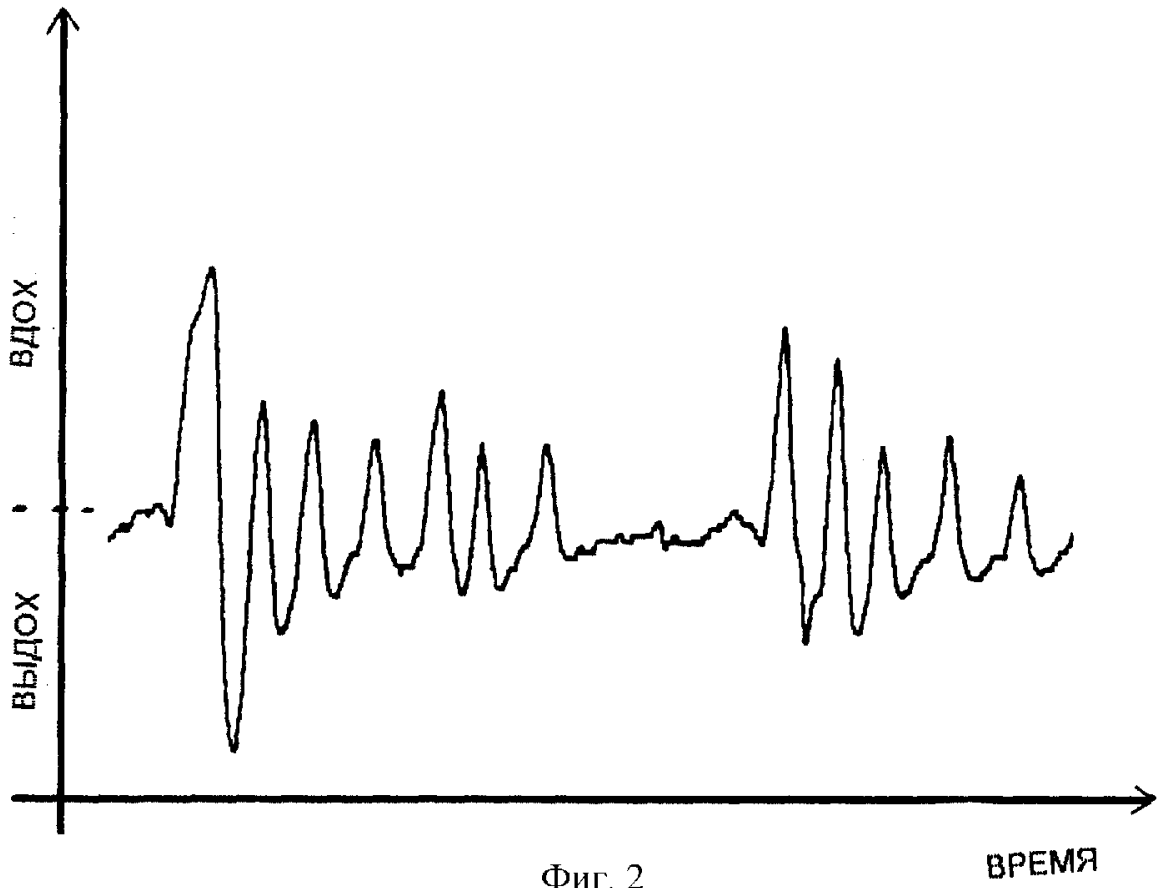
Кроме того, влияние температуры представляет собой известный физический эффект, и температурный коэффициент, используемый для резисторов, составляет приблизительно  $0,2\%/^{\circ}\text{C}$ , причем без этой величины оно имеет решающее значение для принципа.

Это влияние имеет высокую степень устойчивости, что дает большие преимущества с точки зрения получения сигналов, пригодных для использования, и регистрации главным образом дыхания, но также регистрации других форм потоков газа и текучей среды.

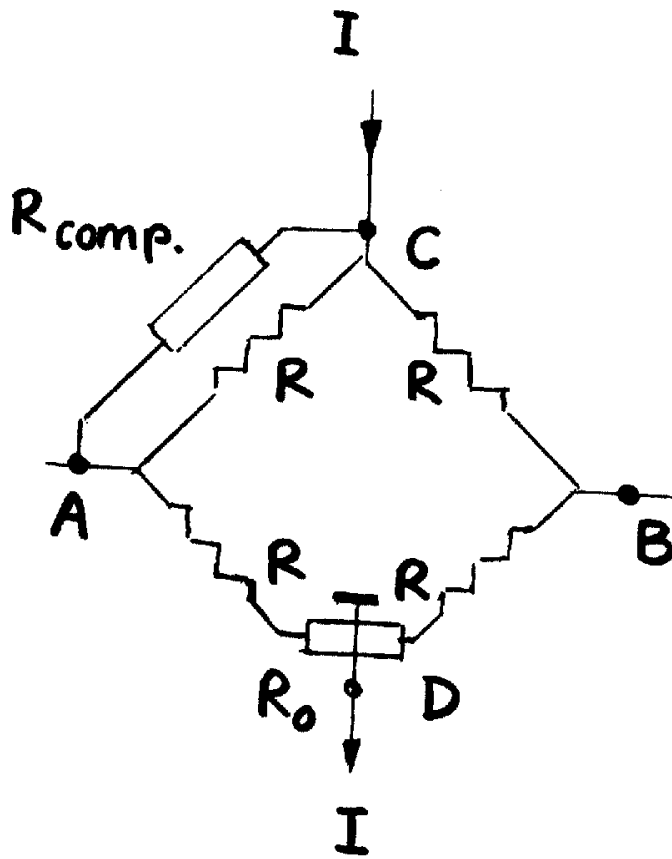
#### Формула изобретения:

1. Применение одного или более датчиков давления, обладающих термочувствительностью, для измерения респираторного дыхательного объема внутри дыхательных путей.

2. Применение по п. 1 для одновременного измерения других параметров, в частности, респираторного давления, звукового давления, генерируемого звуками храпа и сердечными тонами, а также температуры тела.



Фиг. 2



Фиг. 3

RU 2194439 C2

RU 2194439 C2