

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-205023

(P2005-205023A)

(43) 公開日 平成17年8月4日(2005.8.4)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245	A 6 1 B 5/02 3 1 O K	4 C O 1 7
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 1 O 2 A	4 C O 3 8
A 6 1 B 5/08	A 6 1 B 5/08	
A 6 1 B 5/11	A 6 1 B 5/02 3 1 O N	
	A 6 1 B 5/10 3 1 O A	
審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 15 頁)		

(21) 出願番号 特願2004-16136 (P2004-16136)
 (22) 出願日 平成16年1月23日 (2004.1.23)

(71) 出願人 000183233
 住友ゴム工業株式会社
 兵庫県神戸市中央区脇浜町3丁目6番9号
 (71) 出願人 399006700
 根本 鉄
 石川県金沢市泉野町6-14-16
 (74) 代理人 100087701
 弁理士 稲岡 耕作
 (74) 代理人 100101328
 弁理士 川崎 実夫
 (72) 発明者 根本 鉄
 石川県金沢市泉野町6-14-16
 (72) 発明者 金光 由実
 兵庫県神戸市中央区筒井町2丁目1番1号
 S R I 研究開発株式会社内
 最終頁に続く

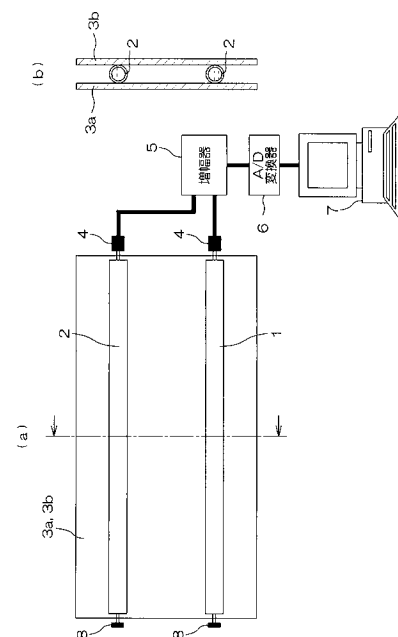
(54) 【発明の名称】 心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法及びシステム

(57) 【要約】

【課題】 心拍数又は呼吸数を簡単かつ正確に計測することができ、そして被験者に違和感や拘束感を与えることがなく、睡眠を妨げることもない計測方法及びシステムを提供する。

【解決手段】 液体を封入したチューブ1、2を板3a、3bの間に挟んで、その上に枕を設置し、心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を載せる。前記チューブに封入された水の圧力変化を圧力センサ4によって測定することにより、被験者の心拍数又は呼吸数を計測する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可撓性容器に液体を封入し、
前記容器を、上下 2 枚の板の間に挟み、
前記板の上に枕を設置し、
心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を枕の上に載せて、
前記容器に封入された液体の圧力変化を測定することにより、被験者の心拍数、呼吸数
又は体動を測定することを特徴とする心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法。

【請求項 2】

可撓性容器に液体を封入し、
前記容器を、板の上に設置し、
前記板の上に、前記板との間で容器を挟むように枕を設置し、
心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を枕の上に載せて、
前記容器に封入された液体の圧力変化を測定することにより、被験者の心拍数、呼吸数
又は体動を測定することを特徴とする心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法。

【請求項 3】

可撓性容器に液体を封入し、
前記容器の上に板を設置し、
前記板の上に枕を設置し、
心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を枕の上に載せて、
前記容器に封入された液体の圧力変化を測定することにより、被験者の心拍数、呼吸数
又は体動を測定することを特徴とする心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法。

【請求項 4】

前記容器に封入する液体の大気圧との差圧が 0 kPa 以上 12 kPa 以下となるように
液体を封入する請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測
する方法。

【請求項 5】

前記液体を封入する容器がチューブ状である請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の
心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法。

【請求項 6】

前記チューブ 1 本の直径が 3 mm 以上 10 mm 以下であり、その長さが 30 mm 以上 300 mm 以下であり、封入した液体の体積が 1 cm^3 以上 24 cm^3 以下である請求項 5 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法。

【請求項 7】

前記液体を封入する容器が円形、楕円形、または多角形の形状である請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法。

【請求項 8】

前記容器の厚みが 3 mm 以上 10 mm 以下であり、封入した液体の体積が 1 cm^3 以上 24 cm^3 以下である請求項 7 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法。

【請求項 9】

被験者の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステムであって、
液体を封入する可撓性容器と、
前記容器を挟む、上下 2 枚の板と、
前記板の上に枕を設置し、心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を枕の上に載せた状態で、当該容器内の液体の圧力変化を測定する圧力測定手段とを備えることを特徴とする心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

【請求項 10】

被験者の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステムであって、
液体を封入する可撓性容器と、
前記容器を貼り付けた板と、

前記板の、前記容器を貼り付けた側またはその反対側に枕を設置し、心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を枕の上に載せた状態で、当該容器内の液体の圧力変化を測定する圧力測定手段とを備えることを特徴とする被験者の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

【請求項 1 1】

前記液体を封入する容器がチューブ状である請求項 9 又は請求項 1 0 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

【請求項 1 2】

前記チューブ 1 本の直径が 3 mm 以上 1 0 mm 以下であり、その長さが 3 0 mm 以上 3 0 0 mm 以下である請求項 1 1 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

10

【請求項 1 3】

前記液体を封入する容器が円形、楕円形、または多角形の形状である請求項 9 又は請求項 1 0 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

【請求項 1 4】

前記容器の厚みが 3 mm 以上 1 0 mm 以下である請求項 1 3 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

【請求項 1 5】

前記圧力測定手段は、心拍数の信号と呼吸数の信号とを分離するために、フィルタを備えている請求項 9 又は請求項 1 0 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

【請求項 1 6】

前記フィルタは、心拍数の信号を分離するためのバンドパスフィルタである請求項 1 5 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

20

【請求項 1 7】

前記フィルタは、呼吸数の信号に分離するためのローパスフィルタである請求項 1 5 記載の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、被験者の心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法及びシステムに関するものである。

30

【背景技術】

【0 0 0 2】

現在、病院等において、医療用のポリグラフィーといわれる測定器によって、人の脳波とともに、心拍数、脈拍数、呼吸数、体動、体温が測定されている。

心拍数や呼吸数は、日常の健康状態を管理するために、家庭等においてできるだけ手軽に測定できることが好ましい。

ところが前記医療用の測定器は、高価で使用方法も難しいため、家庭で使用しにくい。また、各種センサを体に直接取り付けのため、違和感を感じることがあり、睡眠を妨げるため好ましくない。

【0 0 0 3】

40

そこで、従来、寝具に圧電素子で構成される圧力センサを配置し、この圧力センサによって寝床上の人体の体動を検出することにより、心拍数・呼吸数を測定する睡眠状態判定装置が知られている。

また、エアマットの内部空気圧力を、エアチューブを通して、差圧センサで検出して、被験者の睡眠状態をモニタする就寝モニタ装置が知られている。

【特許文献 1】特開平 4-109961 号公報

【特許文献 2】特開 2000-214 号公報

【特許文献 3】特開 2003-135432 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0004】

しかし前記圧力センサを用いた睡眠状態判定装置は、圧電素子が接触するのは胸部、腰部又は下肢部であるため、心拍数・呼吸数を測定するには感度が不足する。

前記エアマットを用いた就寝モニタ装置は、空気の圧力変化を検出するが、空気は圧力により体積が変わるため、体の動きに基づく圧力変化が差圧センサまで正確に伝わらず、圧力検出感度が悪くなる。

【0005】

そこで、就寝中などにおいて、体に触れることなく、体の動きが圧力変化として高感度かつ低ノイズで測定できる心拍数、呼吸数又は体動の計測方法やシステムが求められている。

本発明は、心拍数、呼吸数又は体動を簡単かつ正確に測定することができ、そして被験者に違和感や拘束感を与えることがなく、睡眠を妨げることもない、心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法及びシステムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明者は、水などの液体が、空気よりも、圧力による体積変化が少ないことを利用して、高感度、低雑音で被験者の心拍数、呼吸数等を計測できることを見出した。そして、液体を可撓性容器に封入し、枕の下に設置することにより、心拍数、呼吸数や体動を高い感度で測定できることを証明した。

本発明の心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法は、可撓性容器に液体を封入し、前記容器を、上下2枚の板の間に挟み、前記板の上に枕を設置し、心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を枕の上に載せて、前記容器に封入された液体の圧力変化を測定することにより、被験者の心拍数、呼吸数又は体動を測定することを特徴とする。

【0007】

前記容器を板の間に挟む代わりに、前記容器を板の上に設置し、前記板の上に、前記板との間で容器を挟むように枕を設置してもよい。

また、前記容器を板の下に設置し、前記板の上に枕を設置してもよい。

本発明の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステムは、液体を封入する可撓性容器と、前記容器を挟む、上下2枚の板と、前記板の上に枕を載せ、心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を枕の上に置いた状態で、当該容器内の液体の圧力変化を測定する圧力測定手段とを備える。

【0008】

前記板を2枚用意する代わりに、前記容器を1枚の板に貼り付け、容器を上、又は下にして、板の上に枕を設置し、心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を枕の上に載せた状態で、当該容器内の液体の圧力変化を測定してもよい。

心拍は、脳内に送られる血液の量が変化するために、頭部の重量が微妙に変化し、それにより容器の圧力に変化が現れる。呼吸は胸部の動きに合わせて、肩を軸として頭部も動くために容器の圧力に変化が現れる。この容器を枕の下に配置することにより、頭部の重量変化や動きを検出することができ、他の部位の影響が少なくなり、ノイズの少ない高感度の測定ができる。

【0009】

特に本発明では、容器を1枚又は2枚の板に接触させるので、容器が曲がったり、よじれたりすることがなく、また、頭の位置が枕上のどこにあっても、容器に均一に十分な圧力が加わるため、圧力測定感度を高く維持することができる。また、容器の体積を小さくすることができ、そのために感度をより高めることができる。

そして、容器自体が直接頭に触れることがないため、容器が直接頭に触れる場合に比べて、違和感や痛みを感じ取ることが全くなく、被験者は好みの材質の枕を使用できる。例えば、枕がウレタン発泡体や綿のような柔らかく、体積変化の大きなものでも、十分測定ができる。

【0010】

前記枕の中の材質は特に限定しないが、蕎麦ガラ、合成樹脂製パイプ片、合成樹脂製ビーズなどの粒状物を詰めたもの、ウレタンの発泡体や綿のような柔らかく体積変化の大きなものがあげられる。

前記容器の材質は特に限定されないが、圧力変化の計測感度を上げるためには、伸縮が少ない材質であることが好ましい。また、使用時の圧力に耐え、破れたり割れたりしない強度、耐久性、耐候性を持つ材質であることが好ましい。

【0011】

また、容器内に空気等の気体や、異物が混入すると、測定感度が悪くなるためにこれらを取り除く必要がある。

前記容器に封入する液体の圧力は、大気圧との差圧で下限を0 kPaとし、上限を12 kPaとすることが好ましい。板を使う場合は、差圧を高めるほど感度がよいことがわかった。しかし12 kPaを超えると感度はあまり変わらなくなるので、容器の耐久性を考慮して、12 kPaを上限とした。

【0012】

前記液体を封入する容器は、円筒形チューブ状であってもよい。前記チューブ1本の直径は3 mm以上10 mm以下であり、その長さが30 mm以上300 mm以下であり、封入した液体の体積が1 cm³以上24 cm³以下であることが望ましい。チューブの直径は、基本的に小さいほど検出感度が上がるが、3 mm未満では作成するのが困難である。10 mmよりも大きくなると、チューブが変形し、圧力変化が液体内部で分散されるために測定感度が悪くなることがある。また、チューブが大きくなっただけ枕の高さが高くなり、被験者が違和感を感じることもある。チューブの長さは、基本的には短いほど感度がよいが、30 mm未満では、板との接触面積が小さくなりすぎて、板を支える安定感が不十分となり、ノイズが多くなる。300 mmを超えると、チューブが変形しやすくなり、圧力変化が液体内部で分散されるために測定感度が悪くなる。また、板が大きくなり、システム全体が大きくなるため、扱いにくくなる。

【0013】

封入する液体の体積は、1 cm³未満では、感度が悪くなり測定できない。24 cm³よりも大きい場合も測定は可能であるが、感度が低下し好ましくない。

前記液体を封入する容器は、チューブ以外に、円形、楕円形、または多角形の容器（カップ）であってもよい。前記容器の厚みは、3 mm以上10 mm以下であり、封入した液体の体積は1 cm³を下限とし、24 cm³を上限とすることが好ましい。容器の厚みが3 mm未満では、圧力測定が困難になる。容器の厚みが10 mm以上の場合、枕の高さが変わり、被験者が違和感を感じることもある。容器に封入する液体の体積は、1 cm³未満では、感度が悪くなり測定できない。24 cm³よりも大きい場合も測定は可能であるが、感度が低下して好ましくない。

【0014】

前記容器の個数は、1つでも複数でもよい。そのうち、圧力を測定する容器の個数も1つでも複数でもよい。圧力を測定する容器の個数が少なければ圧力センサの個数が減り、装置構成が簡単になる。

板の形状、材質、硬さ、厚みは特に限定しないが、頭を載せたときに撓まない硬さと厚みを持っていることがこのましい。厚みは、2 mm以下であることが好ましい。2 mmよりも厚いと、枕の高さが大きく変わるために違和感を覚える。板の形状は、四角形が好ましい。その角は安全のために丸くすることが好ましい。板の大きさは、一般に発売されている小型の枕よりもやや小さな大きさであることが好ましく、例えば、幅200 mm以上500 mm以下、奥行き100 mm以上300 mm以下であればよい。奥行きが500 mm以上の場合と、幅が300 mm以上の場合、板が枕からはみ出て頸に当たり痛みを感じるおそれがあり、2枚の板を支えるためのチューブも長く大きくなる。したがって、システム全体が大きくなり、扱いにくくなる。奥行きが200 mm未満の場合と、幅が100 mm未満の場合、寝ている場合に頭が板の上から外れるおそれがある。

【発明の効果】

【0015】

以上のように本発明によれば、液体を封入した容器を板に取り付けてその上に枕を設置し、心拍数、呼吸数又は体動を測定しようとする被験者の頭を載せることにより、心拍数、呼吸数又は体動を簡単かつ正確に測定することができる。そして被験者に違和感や拘束感を与えることがなく、睡眠を妨げることもない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の実施の形態を、添付図面を参照しながら詳細に説明する。

図1(a)は、本発明の心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステムを示す平面図、図1(b)は側断面図である。この測定システムは、圧力を感知する部材として、水が封入されたチューブ1, 2を、2枚の板3a, 3bの間に設置している。板3bは透明なものとして描いている。2枚の板3a, 3bどうしは、テープ（図示せず）で固定している。 10

【0017】

チューブ1, 2は、合成樹脂製のシートを材料として使用し、このシートを、シーラーによって熱融着し、所定の直径と長さをもつチューブ1, 2に加工したものである。なお、チューブ1, 2に封入しているのは水であるが、水以外にも、シリコンオイルなどのような液体を封入してもよい。

板3a, 3bの厚みは0.5から4mmとする。板3a, 3bの材質は、限定されないが、木、又はアクリルなどの合成樹脂があげられる。その硬さは、頭の荷重を与えたときに2枚の板が変形して接触しない硬さであればよい。 20

【0018】

チューブ1, 2の一端に、バルブ8を取り付けている。チューブ1, 2の他端には、チューブ1, 2内の水の圧力を測定するための圧力センサ4を取り付けている。圧力センサ4は、心拍や呼吸に基づく圧力を測定するものである。

圧力センサ4の構造は限定されないが、例えばチューブ1, 2に接続される金属製円筒容器の底面にダイヤフラムを取り付けた構造のものでもよい。このダイヤフラムに、ダイヤフラムの変形を電気信号に変換する歪ゲージを取り付けて、その検知信号を出力するようにする。

【0019】

圧力センサ4の検知信号は、増幅器5に供給され、ここで電圧増幅されるとともに増幅器5内部のハイパスフィルタを通して、心拍、呼吸又は体動に基づく圧力の変化分のみが取り出される。増幅器5の電圧増幅率は、非常に微小な圧力変化を測定するため、回路に応じて最適な値に設定する。例えば2倍から10倍に設定する。ハイパスフィルタを通す理由は、チューブ1, 2に封入された水の静水圧や、頭をチューブ1, 2に接触させたときに加わる静水圧を差し引いて、オフセット値である0ボルトを中心として、心拍と呼吸による水圧の変化のみを表示し記録したいためである。ハイパスフィルタの遮断周波数は、例えば0.08Hzに設定する。また、増幅器5においては、高周波のノイズを除去するため、信号をローパスフィルタに通す。ローパスフィルタの遮断周波数は、例えば3.34Hzに設定する。 30

【0020】

図2は、増幅器5の具体的な回路図である。増幅器5の増幅チャンネルは1チャンネルのみ表示しているが、チューブが2本あり圧力センサも2つある場合は、増幅器5も2つの増幅チャンネルを持つ必要がある。 40

この回路によれば、圧力センサ4の検知信号が、0.08HzのハイパスフィルタHPFと、3.34HzのローパスフィルタLPF通過し、10kΩの抵抗を通して演算増幅器51に印加されている。演算増幅器51の出力は、50kΩの可変抵抗器を通して演算増幅器51の入力側にフィードバックされており、これにより、2倍(3dB)から5倍(10dB)の可変増幅率で検知信号の反転増幅を行うことができる。

【0021】

増幅器5から取り出された検知信号は、A/D変換器6でデジタル信号に変換されて、 50

所定の入出力インターフェイスを通してコンピュータ7に入力される。

なお、前記増幅器5からA/D変換器6を経てコンピュータ7の内部に至るまでの経路に、圧力検知信号を、その中に含まれる心拍数の信号又は呼吸数の信号に分離するために、遮断スロープの鋭いフィルタを設けることが望ましい。例えば、心拍数の信号を分離するには、0.8～5 Hzのバンドパスフィルタを通せば心拍数のみによる圧力変化を取り出すことができ、呼吸数の信号に分離するには、0.5 Hzのローパスフィルタを通せば呼吸数のみによる圧力変化を取り出すことができる。これらのフィルタは、前記増幅器5からA/D変換器6までのアナログ部分に設置する場合は、ICやトランジスタを用いたフィルタ回路で実現することができ、A/D変換器6からコンピュータ7までのデジタル部分に設置する場合は、ハードウェア又はソフトウェアで構成されるディジタルフィルタで実現することができる。

10

【0022】

コンピュータ7に入力された圧力検知信号は、計算ソフトを用いて、コンピュータ7付属の表示器の上にグラフ化して表示させる。表示と同時に、あるいは表示なしでプリンタを使って紙のチャートに記録させてもよい。

以上で、本発明の実施の形態を説明したが、本発明の実施は、前記の実施形態に限定されるものではない。

【0023】

例えば、前記の実施形態では、圧力を感知する部材としてのチューブの本数は2本としているが、2本に限定されるものではなく、1本あるいは3本以上であってもよい。チューブを1本用いる場合は、図3(a)、(b)に示すように、2枚の板3a、3bの間にチューブ1を挟むとともに、チューブと同様の硬さや変形量を持つスペーサ10を挟んで用いる。スペーサとして、別のチューブを用いてもよい。また、スペーサがなくても測定可能である。

20

【0024】

また、圧力を感知する部材として、液体の封入されたチューブ以外に、平面視して円形、楕円形、四角形などの形状を持った容器状の部材を使用してもよい。図4は、円形の容器を示し、図5は、四角形の容器を示している。このような容器を製造するには、2枚の同一形状の合成樹脂シートの周囲を、パイプ13を挟んで接着又は融着した後、パイプ13を通してその中に液体を所望の圧力になるまで入れ、最後に圧力センサ4を取り付けることにより、液体の封入された容器を作成する。なお、合成樹脂シートに2本のパイプを2本挟んで接着又は融着し、1本のパイプに圧力センサを取り付けた後、他のパイプを通して液体を所望の圧力になるまで入れて、この「他のパイプ」の端を密閉してもよい。このような容器をチューブの代わりに用いて、圧力を感知することができる。枕に使用するときは、このような容器と、同様の硬さや変形量を持つスペーサとを2枚の板の間に挟んで使用する。また、スペーサがない場合でも測定は可能である。

30

【0025】

心拍数、呼吸数又は体動を計測する場合の、前記チューブや容器の位置は、特に限定しない。頭頂部側でもよいし、頸部側でも、真中でも、耳側でもよい。頭を乗せたときに2枚の板が撓んで接触しないように配置する。

40

本発明の心拍数、呼吸数又は体動を計測する方法は、被験者が仰向きに寝ている場合だけでなく、横向きに寝ている場合でも、測定可能である。また、被験者の寝返りなど被験者の体動があった場合には、測定波形が大きく乱れるために、これを利用して体動の回数も測定することができる。その他、本発明の範囲内で種々の変更を施すことが可能である。

【実施例】

【0026】

図6は、この測定システムを用いて心拍数又は呼吸数を測定する状態を示す平面図(a)および側面図(b)である。

この測定システムは、圧力を感知する部材として、水が封入されたチューブ1を、2枚

50

の板 3 a, 3 b の間に設置している。もう 1 本のチューブ 1 4 は、スペーサとして使用しているのみである。板 3 b の上に枕 P を載せている。

【0027】

板 3 a, 3 b は 2 mm 厚、300×150 mm のアクリル板を使用した。

チューブ 1 は、ナイロン製の厚み 0.1 mm のシートから作成した。JIS-K6251 に従った方法で測定した場合の 100 % モジュラスは 41.84 MPa、強度は 46.20 MPa、110 % の伸びであった。このシートを、シーラーによって熱融着し、所定の直径と長さをもつチューブに加工した。

【0028】

圧力センサ 4 には、株式会社キーエンス製のセンサヘッド AP-12 と、同社製アンプユニット AP-81A とを使用した。増幅器 5 の回路構成は、前に図 2 に示したものと基本的に同じであり、ハイパスフィルタも含まれている。ハイパスフィルタの遮断周波数は 0.08 Hz、増幅率は 3 倍に設定した。

なお、前記チューブ 1 と圧力センサ 4 のセンサヘッドとの間を、さらに、ナイロン製の内径 2.4 mm、外径 4 mm、長さ 10 cm のカテーテルでつないだ。

【0029】

また、チューブ 1 内の水の圧力と大気圧との差圧（静止圧）を測定するための差圧計をバルブ 8 の先に取り付けた。この差圧計としては、長野計器株式会社製のデジタル差圧計 GC50 を用いて測定した。

前記アンプユニット AP-81A の出力信号は、株式会社キーエンス製のデータ収集システム NR-2000 によって収集し、ここで A/D 変換をした。サンプリング周波数は、100 Hz とした。変換後のデータは、パーソナルコンピュータ 7 に取り込み、サイバネットシステム株式会社が販売しているデータ解析ソフトウェア "MAJLAB" を用いて、測定結果をデータ処理し、ディスプレイに表示させた。この処理において、心拍数と呼吸数とを分離するために、データ解析ソフトウェア上で、呼吸数を分離するために遮断周波数 0.5 Hz のローパスフィルタを設定し、心拍数を分離するために通過帯域幅 0.8 Hz ~ 5 Hz のバンドパスフィルタを設定した。

【0030】

<実施例 1>

直径 6.4 mm、長さ 300 mm のチューブを 2 本作成し、水を 4 kPa の大気圧との差圧で封入した。水の体積は、9.5 cm² であった。2 本のチューブを 300 mm×150 mm、厚み 2 mm の 2 枚のアクリル板の間に挟んで固定した。チューブの位置はアクリル板の端から 1 cm 内側とした。圧力を測定するチューブは、頸に近い方のチューブとした。アクリル板の上には、短く切断した合成樹脂のパイプを多数封入した枕を載せた。パイプの断面直径は 4 mm、長さは 5 mm である。封入量は、850 g、枕のサイズは 50 cm×30 cm である。

【0031】

<実施例 2>

枕をテンピュール・ジャパン製のミレニウムネックピロー、サイズ M に代えた以外は実施例 1 と同じ状態で測定した。この枕のサイズは 54 cm×32 cm×(11~6) cm。材質は低反撥ウレタンである。

<実施例 3>

材質がパンヤである枕を使用した以外は実施例 1 と同じ構成で測定した。枕のサイズは 60 cm×45 cm×10 cm、重量は 600 g である。

【0032】

<実施例 4>

直径 3.2 mm、長さ 130 cm のチューブを 2 本作成し、水を 4 kPa の大気圧との差圧で封入した。水の体積は 1.0 cm² であった。それ以外は実施例 1 と同じである。

<実施例 5>

直径 10 mm、長さ 300 mm のチューブを 2 本作成し、水を 4 kPa の大気圧との差

圧で封入した。水の体積は 2.3 cm^2 であった。それ以外は実施例 1 と同じである。

【0033】

＜実施例 6＞

2 枚のシートを熱融着し、直径 30 mm の円形状のカフを 3 個作成した。水を 4 kPa の大気圧との差圧で封入した。水の体積は 3.7 cm^2 であった。カフの厚みは最も厚い部分で 6 mm であった。3 個のカフを $300 \text{ mm} \times 150 \text{ mm}$ 、厚み 2 mm の 2 枚の亚克力板の間に挟んで固定した。カフの配置を図 7 に示す。圧力測定は、頸側のカフの一つを用いた。それ以外は実施例 1 と同じである。

【0034】

＜実施例 7＞

2 枚のシートを熱融着し、 $20 \text{ mm} \times 30 \text{ mm}$ の四角形のカフを 3 個作成した。水を 4 kPa の大気圧との差圧まで封入した。水の体積は 3.1 cm^3 であった。カフの厚みは最も厚い部分で 6 mm であった。3 個のカフを $300 \text{ mm} \times 150 \text{ mm}$ 、厚み 2 mm の 2 枚の亚克力板の間に挟んで固定した。カフの配置を図 8 に示す。圧力測定は、頸側のカフの一つを用いた。それ以外は実施例 1 と同じである。

【0035】

＜実施例 8＞

直径 6.4 mm 、長さ 300 mm のチューブを 2 本作成し、水を 4 kPa の大気圧との差圧で封入した。水の体積は、 9.5 cm^2 であった。2 本のチューブを $300 \text{ mm} \times 150 \text{ mm}$ 、厚み 2 mm の 1 枚の亚克力板の片面に固定した。チューブの位置は亚克力板の端から 1 cm 内側とした。圧力を測定するチューブは、頸に近い方のチューブとした。亚克力板を、チューブを上にした状態で設置し、短く切断した合成樹脂のパイプを多数封入した枕を載せた。パイプの断面直径は 4 mm 、長さは 5 mm である。封入量は、 850 g 、枕のサイズは $50 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$ である。

【0036】

＜実施例 9＞

亚克力板を、チューブを下にした状態で設置し、その上に枕を載せた。それ以外は実施例 8 と同様である。

＜比較例 1, 2＞

実施例 1 と同じチューブを用いるが、板に挟まずに枕の上に置いた 2 本のチューブの位置は枕の頸側の端から 10 cm 内側と、さらに 10 cm 内側の 2 箇所である。頸側のチューブで測定した結果を比較例 1、頭頂部で測定した結果を比較例 2 とする。それ以外は実施例 1 と同じである。

【0037】

＜比較例 3＞

実施例 2 と同じテンピュール枕を使用した以外は、比較例 1 と同じである。

＜比較例 4＞

実施例 3 と同じパンヤの枕を使用した以外は、比較例 1 と同じである。

＜比較例 5＞

直径 3.2 mm 、長さ 30 mm のチューブを作成し、水を 4 kPa の大気圧との差圧で封入した。水の体積は 0.2 cm^2 であった。板へ付ける位置は実施例 7 と同じである。

【0038】

以上をまとめると、表 1 及び表 2 のようになる。

【0039】

10

20

30

40

【表 1】

	実施例 1	実施例 2	実施例 3	実施例 4	実施例 5	実施例 6	実施例 7	実施例 8	実施例 9
形状	チューブ	←	←	チューブ	チューブ	円	四角	チューブ	チューブ
	板の間	←	←	板の間	板の間	板の間	板の間	板の上	板の下
直径、厚み (mm)	6.4	←	←	3.2	10			6.4	6.4
長さ (mm)	300	←	←	130	300			300	300
円の直径 (mm)						30			
四角の長辺 (mm)							30		
四角の短辺 (mm)							20		
厚み最大値 (mm)						6	6		
液体の体積 (cm ³)	9.5	←	←	1.0	23.1	3.7	3.1	9.5	9.5
液体の水圧 (kPa)	4	←	←	4	4	4	4	4	4
枕	パイプ	テンピュール	パンヤ	パイプ	パイプ	パイプ	パイプ	パイプ	パイプ
平均心拍数の差の合計 (bpm)	37	66	49	127	86	118	88	131	144
平均呼吸数の差の合計 (bpm)	12	13	10	27	24	26	22	29	35
平均心拍数の合計、医療器具 (bpm)	3712	3692	3751	3722	3718	3801	3651	3733	3791
平均呼吸数の合計、医療器具 (bpm)	892	889	896	879	865	895	880	882	897
心拍数のエラー率 (%)	1	1.8	1.3	3.4	2.3	3.1	2.4	3.5	3.8
呼吸数のエラー率 (%)	1.3	1.5	1.1	3.1	2.8	2.9	2.5	3.3	3.9

【表 2】

	比較例 1	比較例 2	比較例 3	比較例 4	比較例 5
形状	チューブ	←	←	←	チューブ
	枕の上	←	←	←	板の間
直径、厚み (mm)	6.4	←	←	←	3.2
長さ (mm)	300	←	←	←	30
円の直径 (mm)					
四角の長辺 (mm)					
四角の短辺 (mm)					
厚み最大値 (mm)					
液体の体積 (cm ³)	9.5	←	←	←	0.2
液体の水圧 (kPa)	4	←	←	←	4
枕	パイプ	←	デンピュール	パンヤ	パイプ
平均心拍数の差の合計 (bpm)	178	189	372	432	165
平均呼吸数の差の合計 (bpm)	36	47	85	78	36
平均心拍数の合計、医療器具 (bpm)	3792	3713	3681	3827	3750
平均呼吸数の合計、医療器具 (bpm)	883	889	892	895	890
心拍数のエラー率 (%)	4.7	5.1	10.1	11.3	4.4
呼吸数のエラー率 (%)	4.1	5.3	9.5	8.7	4.1

【0041】

＜評価方法＞

封入する液体の内圧による感度の確認： 実施例 1 で作成したチューブ 1 本を机の上に置き、図 9 に示すように、その上に 30 cm × 15 cm × 2 mm のアクリル板を立て掛ける。その上に中央に頭を載せたときに相当する重さ 2 kg の錘を載せ、さらに小さな錘を載せる。小さな錘の荷重は、20, 40, 60, 80, 100 mg である。20 ~ 40 mg は心拍による圧力変動に相当し、60 ~ 100 mg は呼吸による圧力変動に相当する重量である。これらの小さな錘を取り除いたときの電圧変化は、図 9 (c) のようになる。この電圧変化を読み取る。

【0042】

本発明のセンサの精度確認： 30 代の男性を被験者として、1 時間寝てもらい、測定した。1 分ごとの平均心拍数と平均呼吸数を計算し、これらの 1 時間分 60 個の値を合計した。同時に医療用測定器（株）でデジテックス研究所製 "Polymate" AP1000 シリーズ医療器具承認番号 21300BZZ005090000 の指尖光電脈波とサーミスタにより心拍数と呼吸数を直接測定した。それぞれの 1 分ごとの平均心拍数と平均呼吸数の 1 時間分の値を合計する。実施例、比較例のセンサにより測定した 1 分ごとの平均心拍数及び平均呼吸数と、医療用測定器により測定した 1 分ごとの平均心拍数及び平均呼吸数との差を計算する。差の絶対値

の 1 時間分、つまり 60 個の値を合計する。

【0043】

(差の絶対値の合計) × 100 / (平均値の合計) をエラー率 (%) とする。被験者が寝返りを打ったため波形が大きく乱れ、平均心拍数と平均呼吸数を計算することができない範囲は、エラー率の計算から除いた。

<結果>

測定結果のグラフを図 10 に示す。このグラフから水圧が高くなるほど電圧は高く、感度がよいことがわかる。しかしながら、水圧 12 kPa 以上では電圧値はほぼ一定となり、感度の上昇が見られない。よって、封入する液体の大気圧との差圧は、0 kPa 以上 12 kPa 以下が好ましいといえる。

10

【0044】

本発明のセンサの、実施例におけるエラー率は 4 % 以下であり、良好である。比較例は 4 % を超えており、精度がわるい。比較例 1 と比較例 2 とは、チューブの直径が小さく、被験者の頸部や頭頂部との接触が十分でないことが原因と考えられる。比較例 3 と比較例 4 は枕の材質が液体圧の変化を吸収しやすいことが原因である。比較例 5 は、チューブに封入する液体の体積が小さすぎるため、感度が低下し、精度が悪くなったと考えられる。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図 1】本発明のチューブを用いた心拍数、呼吸数又は体動を計測するシステムを示すブロック図 (a) 及び断面図 (b) である。

20

【図 2】増幅器 5 の具体的な回路図である。

【図 3】水を入れた四角形の容器を 2 枚の板に挟んだ状態を示す平面図 (a) 及び断面図 (b) である。

【図 4】水を入れた円形の容器の平面図及び断面図である。

【図 5】水を入れた四角形の容器の平面図及び断面図である。

【図 6】この測定システムを用いて心拍数又は呼吸数を測定する状態を示す平面図 (a) 及び断面図 (b) である。

【図 7】円形のカフと板との位置関係を示す平面図である。

【図 8】四角形のカフと板との位置関係を示す平面図である。

【図 9】感度測定方法を示す平面図 (a)、断面図 (b) 及び電圧変化を示すグラフ (c) である。

30

【図 10】チューブ内の水圧と、圧力センサの検出電圧との関係を示すグラフである。

【符号の説明】

【0046】

1, 2 チューブ

3 a, 3 b 板

4 圧力センサ

5 増幅器

6 A/D 変換器

7 コンピュータ

8 バルブ

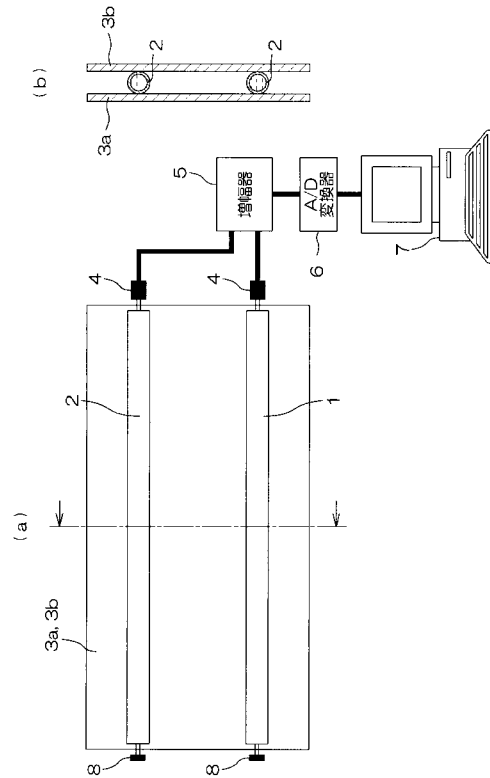
9 枕

10, 11, 12 容器 (カフ)

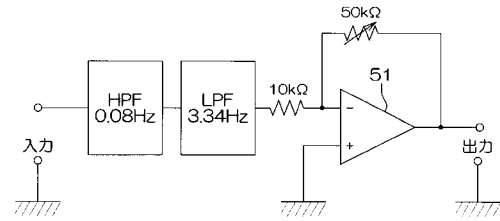
14 チューブ

40

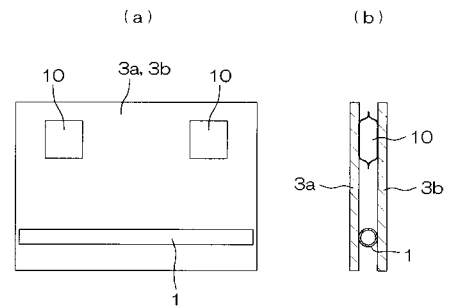
【図 1】



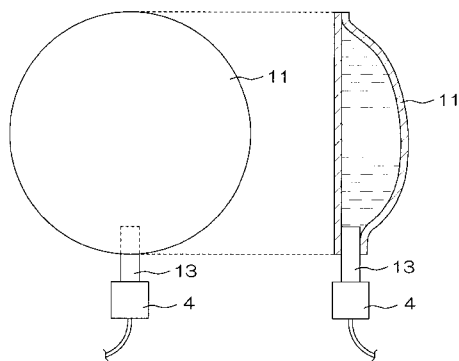
【図 2】



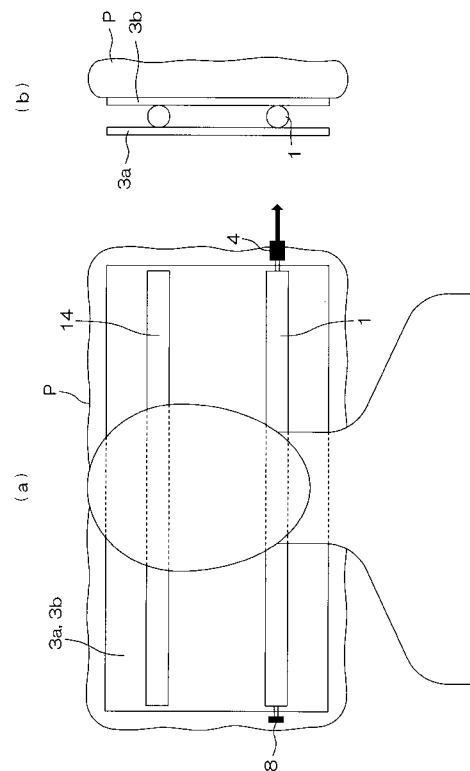
【図 3】



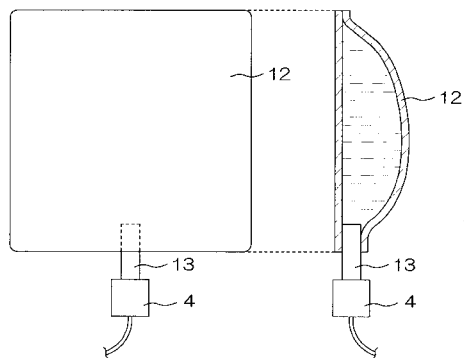
【図 4】



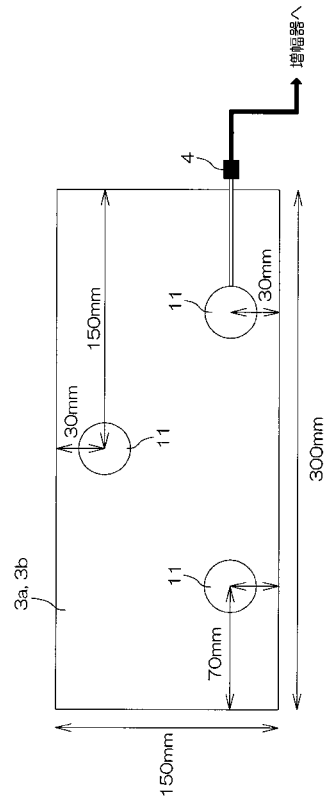
【図 6】



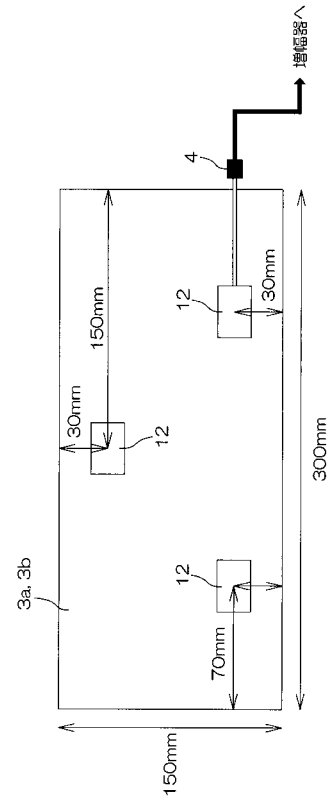
【図 5】



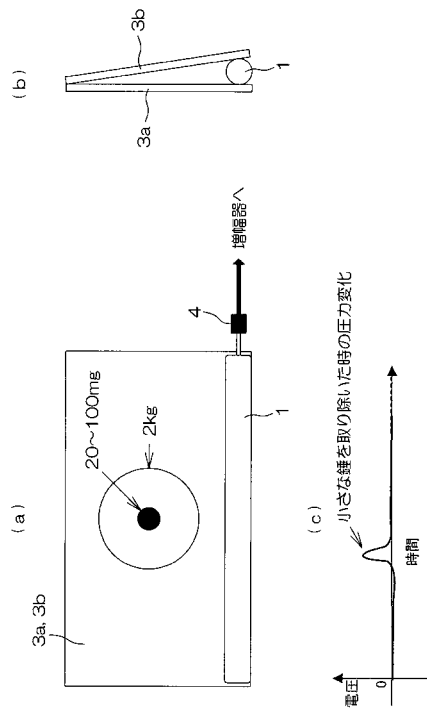
【図 7】



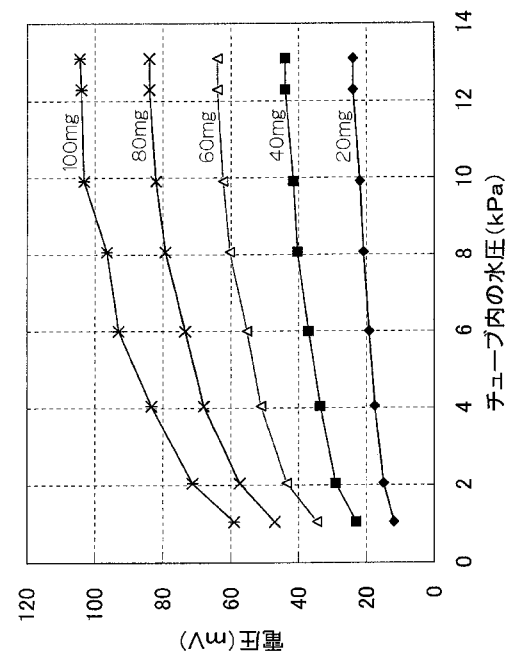
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C017 AA02 AA10 AA14 AB06 AC01 EE01
4C038 SS08 SU15 SV01 VA04 VB02 VB31

专利名称(译)	用于测量心率，呼吸速率或身体运动的方法和系统		
公开(公告)号	JP2005205023A	公开(公告)日	2005-08-04
申请号	JP2004016136	申请日	2004-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	住友橡胶工业株式会社 根本 鉄		
申请(专利权)人(译)	住友橡胶工业株式会社 根本 鉄		
[标]发明人	根本鉄 金光由実		
发明人	根本 鉄 金光 由実		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/08 A61B5/11		
FI分类号	A61B5/02.310.K A61B5/00.102.A A61B5/08 A61B5/02.310.N A61B5/10.310.A A61B5/11		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA10 4C017/AA14 4C017/AB06 4C017/AC01 4C017/EE01 4C038/SS08 4C038/SU15 4C038/SV01 4C038/VA04 4C038/VB02 4C038/VB31 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XC26 4C117/XC40 4C117/XD01 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE27 4C117/XE30 4C117/XF26 4C117/XG19 4C117/XH06 4C117/XJ05 4C117/XJ06 4C117/XJ17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种测量方法和系统，其能够容易且准确地测量心率或呼吸率，不会给受试者带来不适或束缚的感觉，并且不会干扰睡眠。

解决方案：将装有液体的试管1和2夹在板3a和3b之间，并在其上安装一个枕头，然后放置要测量心率，呼吸率或身体运动的受试者的头部。通过使用压力传感器4测量管内封闭水的压力变化来测量对象的心率或呼吸率。[选型图]图1

