

(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2008-241717

(P2008-241717A)

(43) 公開日 平成20年10月9日(2008.10.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G01L 1/14 (2006.01)	G01L 1/14 J	4C038
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 I01R	4C117
A61B 5/08 (2006.01)	A61B 5/08	

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2008-103035 (P2008-103035)	(71) 出願人	000001889 三洋電機株式会社
(22) 出願日	平成20年4月11日 (2008. 4. 11)		大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号
(62) 分割の表示	特願2004-273903 (P2004-273903) の分割	(74) 代理人	100131071 弁理士 ▲角▼谷 浩
原出願日	平成16年9月21日 (2004. 9. 21)		
(31) 優先権主張番号	特願2004-94880 (P2004-94880)	(72) 発明者	野田 聡 大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号 三洋電機株式会社内
(32) 優先日	平成16年3月29日 (2004. 3. 29)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	南浦 武史 大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号 三洋電機株式会社内
		(72) 発明者	阪井 英隆 大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号 三洋電機株式会社内

最終頁に続く

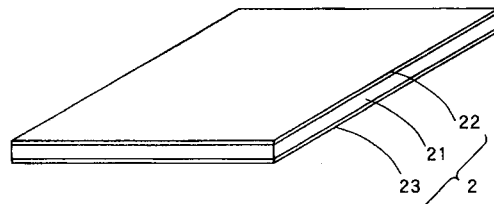
(54) 【発明の名称】 静電容量型圧力センサー及びこれを用いた心拍／呼吸計測装置

(57) 【要約】

【課題】 人体の心拍数や呼吸数を無拘束で、然も高い精度と感度で計測することが出来る心拍／呼吸計測装置を提供する。

【解決手段】 本発明に係る心拍／呼吸計測装置は、人体によって圧迫されるべきシート状の静電容量型圧力センサー2と、該センサーの出力から心拍数及び／又は呼吸数を計測する計測回路とから構成される。静電容量型圧力センサー2は、全方向に弾性変形可能なシート状誘電体21の両面に伸縮性を有する一対の導電布22、23を配備して構成される。計測回路は、静電容量型圧力センサー2を発振用コンデンサとする共振回路と、該共振回路の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び／又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍数及び／又は呼吸数を算出する演算処理回路とを具備している。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

伸縮性および柔軟性を有する一对の導電布(22)(23)の対向する2つの面の少なくとも一方に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体を設けて一对のシートを形成し、前記一对のシートの間に前記一对のシートが接触しない部分を設けて構成され、前記接触しない部分の位置や大きさが変化することにより静電容量が変動する静電容量型圧力センサー。

【請求項 2】

伸縮性および柔軟性を有する導電布(22)と導電板(33)の対向する2つの面の少なくとも一方に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体を設けて一对のシートを形成し、前記一对のシートの間に前記一对のシートが接触しない部分を設けて構成され、前記接触しない部分の位置や大きさが変化することにより静電容量が変動する静電容量型圧力センサー。

【請求項 3】

対向する2つの面に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(27)(27)を設けた伸縮性および柔軟性を有する一对の導電布(22)(22)によって一对のシート(31)(31)が形成され、前記一对のシート(31)(31)の間に、伸縮性および柔軟性を有する導電布(23)を配備し、前記シート(31)(31)と前記導電布(23)との間に前記一对のシート(31)(31)と前記導電布(23)が接触する部分と接触しない部分を設け、前記一对の導電布(22)(22)は連結部(22a)により互いに電氣的に接続されており、連結部(22a)の前記導電布(23)側に向かう面には伸縮性および柔軟性を有する導電布(27a)が設けられて構成され、前記接触しない部分の位置や大きさが変化することにより静電容量が変動する静電容量型圧力センサー。

【請求項 4】

伸縮性および柔軟性を有する一对の導電布(22)(22)の間に、両面に伸縮性および柔軟性を有する誘電体(28)(29)を設けた伸縮性および柔軟性を有する導電布(23)を配備し、前記一对の導電布(22)(22)と前記誘電体(28)(29)との間に前記一对の導電布(22)(22)と前記誘電体(28)(29)が接触する部分と接触しない部分を設け、前記一对の導電布(22)(22)は連結部(22a)により互いに電氣的に接続されて構成され、前記接触しない部分の位置や大きさが変化することにより静電容量が変動する静電容量型圧力センサー。

【請求項 5】

人体によって圧迫されるべきシート状の静電容量型圧力センサー(2)と、該センサー(2)の出力から心拍数及び/又は呼吸数を計測する計測回路とから構成され、静電容量型圧力センサー(2)は、伸縮性および柔軟性を有する一对の導電布(22)(23)の対向する2つの面の少なくとも一方に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体を設けて一对のシートを形成し、前記一对のシートの間に前記一对のシートが接触しない部分を設けて構成され、計測回路は、静電容量型圧力センサー(2)を発振用コンデンサとする共振回路(3)と、前記接触しない部分の位置や大きさの変化に応じた該共振回路(3)の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び/又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍数及び/又は呼吸数を算出する演算処理回路(4)とを具えている心拍/呼吸計測装置。

【請求項 6】

人体によって圧迫されるべきシート状の静電容量型圧力センサー(2)と、該センサー(2)の出力から心拍数及び/又は呼吸数を計測する計測回路とから構成され、前記静電容量型圧力センサー(2)は、伸縮性および柔軟性を有する導電布(22)と導電板(33)の対向する2つの面の少なくとも一方に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体を設けて一对のシートを形成し、前記一对のシートの間に前記一对のシートが接触しない部分を設けて構成され、計測回路は、静電容量型圧力センサー(2)を発振用コンデンサとする共振回路(3)と、前記接触しない部分の位置や大きさの変化に応じた該共振回路(3)の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び/又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍数及び/又は呼吸数を算出する演算処理回路(4)とを具えている心拍/呼吸計測装置。

【請求項 7】

人体によって圧迫されるべきシート状の静電容量型圧力センサー(2)と、該センサー(

2)の出力から心拍数及び/又は呼吸数を計測する計測回路とから構成され、前記静電容量型圧力センサー(2)は、対向する2つの面に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(27)(27)を設けた一对の導電布(22)(22)によって一对のシート(31)(31)が形成され、前記一对のシート(31)(31)の間に、伸縮性および柔軟性を有する導電布(23)を配備し、前記シート(31)(31)と前記導電布(23)との間に前記一对のシート(31)(31)と前記導電布(23)が接触する部分と接触しない部分を設け、前記一对の導電布(22)(22)は連結部(22a)により互いに電氣的に接続されており、連結部(22a)の前記導電布(23)側に向かう面には伸縮性および柔軟性を有する導電布(27a)が設けられて構成され、計測回路は、静電容量型圧力センサー(2)を発振用コンデンサとする共振回路(3)と、前記接触しない部分の位置や大きさの変化に応じた該共振回路(3)の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び/又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍数及び/又は呼吸数を算出する演算処理回路(4)とを具備している心拍/呼吸計測装置。

10

【請求項8】

人体によって圧迫されるべきシート状の静電容量型圧力センサー(2)と、該センサー(2)の出力から心拍数及び/又は呼吸数を計測する計測回路とから構成され、前記静電容量型圧力センサー(2)は、伸縮性および柔軟性を有する一对の導電布(22)(22)の間に、両面に伸縮性および柔軟性を有する誘電体(28)(29)を設けた伸縮性および柔軟性を有する導電布(23)を配備し、前記一对の導電布(22)(22)と前記誘電体(28)(29)との間に前記一对の導電布(22)(22)と前記誘電体(28)(29)が接触する部分と接触しない部分を設け、前記一对の導電布(22)(22)は連結部(22a)により互いに電氣的に接続されて構成され、計測回路は、静電容量型圧力センサー(2)を発振用コンデンサとする共振回路(3)と、前記接触しない部分の位置や大きさの変化に応じた該共振回路(3)の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び/又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍数及び/又は呼吸数を算出する演算処理回路(4)とを具備している心拍/呼吸計測装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、静電容量型圧力センサー及びこれを用いた心拍/呼吸計測装置に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

近年の高齢化に伴って、寝たきりの老人が増加しており、このような寝たきりの老人の体調を診断する方法として、心電計によって心拍数を計測し、心拍数の変化に基づいて体調の診断を行なう方法が注目されている(特許文献1、2参照)。

【0003】

又、健康管理の意識が高まる現在において、一般の家庭においても簡便に就床中の心拍数を計測したいというニーズが高まっている。

【特許文献1】特開平5-200001号公報

【特許文献2】特開平9-269379号公報

40

【特許文献3】特開2003-339652号公報

【特許文献4】特開2002-90213号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の心電計を用いた心拍数の計測においては、複数の導電部材を直接肌に貼り付ける必要があり、各導電部材から計測器本体へ伸びるコードによって長時間の拘束状態を強いられるという欠点があった。又、呼吸数の計測においても同じ事情によって、家庭で簡便に計測を行なうことが困難であった。

【0005】

50

そこで出願人は、銅箔からなる一対のシート状導電部材の間にウレタン製の誘電体を挟み込んで構成される静電容量型の圧力センサーと、これを用いた呼吸/心拍計測装置を提案している(特許文献3)。該呼吸/心拍計測装置によれば、人体の心拍数や呼吸数を無拘束で計測することが出来るので、家庭で簡単に睡眠状態の診断を行なうことが出来る。

【0006】

しかしながら、出願人の提案に係る上記呼吸/心拍計測装置においても、依然として計測精度や感度の点で改良の余地があった。

【0007】

そこで本発明の目的は、人体の心拍数や呼吸数を無拘束で、然も高い精度及び感度で計測することが出来る静電容量型圧力センサー及び心拍/呼吸計測装置を提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る心拍/呼吸計測装置は、人体によって圧迫されるべきシート状の静電容量型圧力センサー(2)と、該センサー(2)の出力から心拍数及び/又は呼吸数を計測する計測回路とから構成され、計測回路は、静電容量型圧力センサー(2)を発振用コンデンサとする共振回路(3)と、該共振回路(3)の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び/又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍数及び/又は呼吸数を算出する演算処理回路(4)とを具えている。

【0009】

20

静電容量型圧力センサー(2)は、全方向に弾性変形可能なシート状誘電体(21)の両面に、伸縮性を有する一対の導電布(22)(23)を配備して構成される。或いは、全方向に弾性変形可能な2枚のシート状誘電体(21)(24)が1枚の導電布(23)を間に挟んで互いに重ね合わされると共に、両シート状誘電体(21)(24)の両面に2枚の導電布(22)(22)が配備され、前記2枚の導電布(22)(22)は互いに電氣的に接続されている。

【0010】

尚、共振回路(3)は、静電容量型圧力センサー(2)を発振用コンデンサとするLC型発振回路或いはCR型発振回路によって構成することが出来る。

【0011】

上記本発明の心拍/呼吸計測装置において、静電容量型圧力センサー(2)は、例えば寝た状態の人体、即ち仰臥位、側臥位若しくは伏臥位の人体の下に敷いて設置される。従って、人体の心拍動や呼吸動に伴って静電容量型圧力センサー(2)が圧迫され、圧力変動を受けることになる。これによって、静電容量型圧力センサー(2)を構成するシート状誘電体(21)が全方向に弾性変形すると共に、該シート状誘電体(21)の両面の変位に伴って導電布(22)(23)が容易に変形して、両導電布(22)(23)間の距離が変動し、これによって静電容量型圧力センサー(2)の静電容量が変動することになる。該静電容量の変化には、心拍及び呼吸の周波数成分が含まれている。

30

【0012】

共振回路(3)は静電容量型圧力センサー(2)を発振用コンデンサとする共振回路であるため、静電容量型圧力センサー(2)の容量変化に伴って、共振回路(3)の発振周波数が変化することになる。演算処理回路(4)は、この発振周波数の変化を検知し、該変化に含まれる心拍及び/又は呼吸の周波数成分から心拍数及び/又は呼吸数を算出する。

40

【0013】

1枚のシート状誘電体(21)を具えた静電容量型圧力センサー(2)の具体的な構成において、静電容量型圧力センサー(2)を構成するシート状誘電体(21)には複数の貫通孔(25)又は凹凸(26)が形成されている。

【0014】

該具体的構成によれば、静電容量型圧力センサー(2)が人体から圧力を受けたときのシート状誘電体(21)の全方向の弾性変形が容易となり、該圧力に応じて両導電布(22)(23)間の距離が敏感に変化することになる。

50

【0015】

又、2枚のシート状誘電体(21)(24)を具えた静電容量型圧力センサー(2)の具体的構成において、前記2枚のシート状誘電体(21)(24)にはそれぞれ複数の貫通孔(25)又は凹凸(26)が形成され、一方のシート状誘電体(21)に開設された貫通孔(25)又は凹凸(26)と他方のシート状誘電体(24)に開設された貫通孔(25)又は凹凸(26)とは、互いに位置が食い違っている。

【0016】

該具体的構成によれば、静電容量型圧力センサー(2)が人体から圧力を受けたときの2枚のシート状誘電体(21)(24)の全方向の弾性変形が更に容易となり、該圧力に応じて両導電布(22)(23)間の距離が更に敏感に変化することになる。

10

【0017】

又、静電容量型圧力センサー(2)は、伸縮性および柔軟性を有する一对の導電布(22)(23)の対向する2つの面の少なくとも一方に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体を設けて構成される。

【0018】

該構成では、静電容量型圧力センサー(2)を薄型化でき、人体へ与える違和感をより軽減できる。

【0019】

さらに、静電容量型圧力センサー(2)は、伸縮性および柔軟性を有する導電布(22)と導電板(33)の対向する2つの面の少なくとも一方に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体を設けて構成される。

20

【0020】

さらに、静電容量型圧力センサー(2)は、対向する2つの面に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(27)(27)を設けた伸縮性および柔軟性を有する一对の導電布(22)(22)の間に、伸縮性および柔軟性を有する導電布(23)を配備し、前記一对の導電布(22)(22)は連結部(22a)により互いに電氣的に接続されており、連結部(22a)の前記導電布(23)側に向かう面には伸縮性および柔軟性を有する導電布(27a)が設けられて構成される。

【0021】

さらに、静電容量型圧力センサー(2)は、伸縮性および柔軟性を有する一对の導電布(22)(22)の間に、両面に伸縮性および柔軟性を有する誘電体(28)(29)を設けた伸縮性および柔軟性を有する導電布(23)を配備し、前記一对の導電布(22)(22)は連結部(22a)により互いに電氣的に接続されて構成される。

30

【発明の効果】

【0022】

本発明に係る静電容量型圧力センサー及び心拍/呼吸計測装置によれば、人体の心拍数や呼吸数を無拘束で、然も高い精度及び感度で計測することが出来る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明の実施形態につき、図面に沿って具体的に説明する。

【0024】

本発明に係る心拍/呼吸計測装置は、図1及び図2に示す如く敷き蒲団(1)の表面に、人体の上半身に対応させて、シート状の静電容量型圧力センサー(2)を配備している。該センサー(2)は、基本的には図4及び図5に示す如く、一对の導電布(22)(23)の間に、全方向に弾性を有するシート状誘電体(21)を挟み込んで構成されており、コンデンサを構成している。

40

【0025】

尚、シート状センサー(2)は、敷き蒲団(1)の表面に限らず、敷き蒲団(1)の内部若しくは裏面に配備することも可能である。

【0026】

静電容量型圧力センサー(2)は例えば50mm×500mmの大きさを有し、導電布(2

50

2)(23)にはそれぞれ伸縮性の高い材質(例えばセーレン株式会社製「SUI-13-55」)が採用されている。

【0027】

一方、シート状誘電体(21)は、例えば厚さ3mmのウレタンシートによって形成されている。

【0028】

静電容量型圧力センサー(2)は、図1及び図2に示す如く、仰臥位、側臥位、若しくは伏臥位の人体の上半身によって圧迫されることになり、人体の心拍動や呼吸動に伴う圧力変動を受けることになる。これによって、図8(a)(b)に示す如くシート状誘電体(21)が人体の外形に応じて厚さ方向だけでなく全方向に弾性変形すると共に、該シート状誘電体(21)が人体の曲面形状に沿って容易に屈曲変形する。この結果、両側の導電布(22)(23)間の距離が変動して、静電容量型圧力センサー(2)の静電容量が変動することになる。該静電容量の変化には、心拍及び呼吸の周波数成分が含まれている。

【0029】

静電容量型圧力センサー(2)は、図9(a)の如く、厚さ方向だけでなく全方向に弾性変形可能な2枚のシート状誘電体(21)(24)を用いて構成することも可能であって、2枚のウレタン製シート状誘電体(21)(24)が1枚の導電布(23)を間に挟んで互いに重ね合わされると共に、両シート状誘電体(21)(24)の両面に2枚の導電布(22)(22)が配備され、前記2枚の導電布(22)(22)は連結部(22a)により互いに電氣的に接続されている。

【0030】

該静電容量型圧力センサー(2)においても、図9(b)に示す如く人体からの圧力を受けて、シート状誘電体(21)(24)が厚さ方向だけでなく全方向に弾性変形すると共に、シート状誘電体(21)(24)が人体の曲面形状に沿って容易に屈曲変形する。この結果、中間の導電布(23)と両側の導電布(22)(22)との間の距離が変動して、静電容量型圧力センサー(2)の静電容量が変動することになる。

【0031】

尚、2枚のシート状誘電体(21)(24)を用いる場合には、両側の導電布(22)(22)をグラウンド層とすることにより、ノイズを防止することが出来る。

【0032】

1枚のシート状誘電体(21)を用いた静電容量型圧力センサー(2)としては、更に図6及び図10(a)に示す如く、シート状誘電体(21)に複数の貫通孔(25)が開設されているものを採用することが出来る。

【0033】

該静電容量型圧力センサー(2)によれば、人体から圧力を受けたときのシート状誘電体(21)の厚さ方向だけでなく全方向の弾性変形が容易となり、該圧力に応じて両導電布(22)(23)間の距離が敏感に変化することになる。

【0034】

更に、2枚のシート状誘電体(21)(24)を用いた静電容量型圧力センサー(2)としては、図11(a)に示す如く、2枚のシート状誘電体(21)(24)にそれぞれ複数の貫通孔(25)を開設し、一方のシート状誘電体(21)に開設された貫通孔(25)と他方のシート状誘電体(24)に開設された貫通孔(25)とが食い違い位置となる様に両シート状誘電体(21)(24)を重ねた構成を採用することが出来る。

【0035】

該静電容量型圧力センサー(2)によれば、図11(b)中に矢印で示す様に、人体から圧力を受けたときの両シート状誘電体(21)(24)の厚さ方向だけでなく全方向の弾性変形が更に容易となり、該圧力に応じて両導電布(22)(23)間の距離が更に敏感に変化することになる。

【0036】

更に、静電容量型圧力センサー(2)は、図17(a)の如く、一对の伸縮性および柔軟性を有する導電布(22)(23)の対向する2つの面のそれぞれに伸縮性および柔軟性を有するシ

10

20

30

40

50

ート状誘電体(27)(28)をそれぞれ全面に取り付け、各導電布(22)(23)と各シート状誘電体(27)(28)が一体となった一对のシート(31)(32)とし、シート状誘電体(27)(28)が互いに対向するように重ねて構成することも可能である。この場合、図17(a)に示す静電容量型圧力センサー(2)が図8に示す静電容量型圧力センサー(2)と異なる点は、図8に示す静電容量型圧力センサー(2)のシート状誘電体(21)に代えて、導電布(22)(23)にそれぞれ独立のシート状誘電体(27)(28)を設けた点である。

【0037】

このような構成の場合、斯かるシート(31)(32)は、その伸縮性と柔軟性のため、初期時や使用時には、図17(b)に示す如く、シート(31)とシート(32)との間で、これらが接触している部分や接触していない部分が生じ得る。シート(31)とシート(32)が接触していない部分には空間が生じ該空間に存在する空気も誘電体としての役割を果たすこととなる。

10

【0038】

このような静電容量型圧力センサー(2)のシート(31)(32)は、例えば一对の導電布(22)(23)が50mm×500mmの大きさを有し、その厚さが0.12mmであり、かかる導電布の対向する面の全面にシート状誘電体(27)(28)として厚さ0.2mmの塩化ビニールを接着材等で貼り付けられたもの(例えば、セーレン株式会社製「KTS-70」)が採用されている。

【0039】

このような静電容量型圧力センサー(2)においては、図17(c)に示す如く人体の曲面による圧力を受けると、シート(31)(32)は、その伸縮性および柔軟性により撓みが生じ、人体の呼吸によって、撓んだ箇所との距離や位置が変化することにより、シート(31)とシート(32)の間の空間の位置や大きさが変化することにより静電容量型圧力センサー(2)の静電容量が変動することになる。

20

【0040】

上記構成とすることにより、該静電容量型圧力センサー(2)の薄型化が可能であり、利用者へ与える違和感を軽減することが可能となる。

【0041】

また、図18(a)のように、一对の伸縮性および柔軟性を有する導電布(22)(23)の対向する2つの面のうち一方の導電布(22)にのみ伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(27)を取り付けて一体となったシート(31)とした静電容量型圧力センサー(2)を構成することも可能であり、また、図18(b)のように、一对の伸縮性および柔軟性を有する導電布(22)(23)の対向する2つの面のうち一方の導電布(23)にのみ伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(28)を取り付けて一体となったシート(32)とした静電容量型圧力センサー(2)を構成することも可能である。

30

【0042】

尚、図18(a)に斯かる静電容量型圧力センサー(2)は、その初期時や使用時には、図17に示す静電容量型圧力センサー(2)と同様にシート(31)と導電布(23)との間に、これらが接触している部分や接触していない部分が生じ得る。この場合、導電布(22)の上方に人体が位置する構成である。

【0043】

また、図18(b)に斯かる静電容量型圧力センサー(2)は、その初期時や使用時には、導電布(22)とシート(32)との間に、これらが接触している部分や接触していない部分が生じ得る。この場合も導電布(22)の上方に人体が位置する構成である。

40

【0044】

また、図19(a)のように、伸縮性および柔軟性を有する導電布(22)と銅板等の導電板(33)を一对の電極として静電容量型圧力センサー(2)を構成し、導電布(22)に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(27)を取り付けて構成することも可能であり、図19(b)のように、導電板(33)に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(28)を取り付けて構成することも可能である。尚、図19(a)、図19(b)の場合とも、導電布(22)の上方に人体が位置する構成である。

50

【 0 0 4 5 】

更に、静電容量型圧力センサー(2)は、図20(a)の如く、一对の伸縮性および柔軟性を有する導電布(22)(22)の対向する2つの面のそれぞれに伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(27)(27)を取り付け、各導電布(22)(22)と各シート状誘電体(27)(27)が一体となった一对のシート(31)(31)とし、シート状誘電体(27)(27)が互いに対向するように重ねて、これらシート(31)(31)の間に、伸縮性および柔軟性を有する導電布(23)を配備し、一对の導電布(22)(22)は連結部(22a)により互いに電氣的に接続されており、連結部(22a)の導電布(23)側に向かう面に伸縮性および柔軟性を有する誘電体(27a)を取り付けて一体の連結シート(34)として構成とすることも可能である。

【 0 0 4 6 】

この場合、斯かるシート(31)(31)および連結シート(34)は、伸縮性および柔軟性があるため、初期時や使用時には、図20(b)に示す如く、対向するシート(31)(31)と導電布(23)との間および連結シート(34)と導電布(23)との間に、これらシート(31)(31)および連結シート(34)と導電布(23)とが接触している部分や接触していない部分が生じ得る。シート(31)(31)および連結シート(34)と導電布(23)が接触していない部分には空間が生じ、該空間に存在する空気も誘電体としての役割を果たすこととなる。

【 0 0 4 7 】

このような静電容量型圧力センサー(2)においても、図20(c)に示す如く人体による圧力を受けるとシート(31)(31)および連結シート(34)と導電布(23)の伸縮性および柔軟性により撓みが生じ、人体の呼吸によって、撓んだ箇所との距離や位置が変化することにより、シート(31)(31)および連結シート(34)と導電布(23)との間の空間の位置や大きさが変化することにより、静電容量型圧力センサー(2)の静電容量が変動することになる。

【 0 0 4 8 】

このような構成の場合は、導電布(23)と導電布(22)(22)および導電布(22a)とが接触しないように、例えばシート状誘電体(27)(27)と誘電体(27a)が隙間なく一連一体となるように連結されている。本実施形態では、導電布とシート状誘電体が一体形成されてなるシートを折り曲げることによりシート(31)(31)および連結シート(34)を構成している。

【 0 0 4 9 】

また、静電容量型圧力センサー(2)は、図21に示す如く、対向する一对の導電布(22)(22)の間に、両面に伸縮性および柔軟性を有するシート状誘電体(28)(29)を取り付けると共に、その端面に伸縮性および柔軟性を有する誘電体(30)を取り付けた伸縮性および柔軟性を有する導電布(23)を配備し、一对の導電布(22)(22)を連結部(22a)により互いに電氣的に接続された構成とすることも可能である。

【 0 0 5 0 】

本実施形態では、導電布を折り曲げることにより一对の導電布(22)(22)および連結部(22a)を構成している。

【 0 0 5 1 】

静電容量型圧力センサー(2)には、図1に示す如く、該センサー(2)を発振用コンデンサとする共振回路(3)が接続され、更に該共振回路(3)には、マイクロコンピュータ等から構成される演算処理回路(4)が接続されている。

【 0 0 5 2 】

共振回路(3)は、例えば図3の如く静電容量型圧力センサー(2)にインダクタ(31)を接続したLC型発振回路によって構成することが出来る。

【 0 0 5 3 】

又、演算処理回路(4)は、共振回路(3)の発振周波数の変化を検出する周波数検出部(41)と、発振周波数の変化に含まれる心拍及び/又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍数及び/又は呼吸数を算出する心拍数/呼吸数算出部(42)とから構成される。

【 0 0 5 4 】

共振回路(3)から出力される矩形波状の電圧信号は、演算処理回路(4)へ供給され、演算処理回路(4)においては、図7に示す如く、先ずステップS1にて、内蔵するカウンタ

10

20

30

40

50

ーによって矩形波状電圧信号のパルス数をカウントして、周波数(発振周波数)を計測する。該計測値の変動は、静電容量型圧力センサー(2)の容量の変動を表わしており、該容量の変動には、心拍及び呼吸の周波数成分が含まれていることになる。

【0055】

尚、発振周波数の計測は、一定時間(例えば50m秒)毎にパルス数をカウントする方式に限らず、パルス数が一定値に達する時間を計測することによって行なうことも可能である。

【0056】

次に、ステップS2にて、その発振周波数の変動(時系列の周波数データ)に対してデジタルフィルタ等の演算処理を施す。ここで、フィルタ処理は、静電容量型圧力センサー(2)の容量の変動成分から心拍の変動成分と呼吸の変動成分を抽出するものである。

10

【0057】

続いて、ステップS3では、フィルタ処理を施した時系列の周波数データのピークを検出する。

【0058】

そして最後に、ステップS4では、検出されたピークの時間間隔を算出し、更にその結果から心拍数及び呼吸数を算出する。

【0059】

図12のグラフは、図11に示す本発明に係る静電容量型圧力センサー(2)を用いて計測した共振周波数の変化と、従来の呼気バンドを用いた呼吸センサーの出力の変化を表わしている。図13は同じグラフに、呼気バンドによって計測した呼吸間隔と静電容量型圧力センサーによって計測した呼吸間隔を記入したものであって、これら2つの呼吸間隔は略一致していることから、本発明に係る静電容量型圧力センサー(2)の精度は充分に高いものであると言える。

20

【0060】

尚、本発明に係る静電容量型圧力センサーを用いて計測した共振周波数の変化と従来の呼気バンドを用いた圧力センサーの出力の変化との間に位相差が存在するのは、フィルタ等による時間遅れが主な原因である。

【0061】

又、図14は、図9に示す如くウレタン製のシート状誘電体(21)(24)に加工が施されていない静電容量型圧力センサー(ウレタン加工なし)と、図11に示す如くウレタン製のシート状誘電体(21)(24)に貫通孔(25)の加工が施されている静電容量型圧力センサー(ウレタン加工あり)について、共振周波数の変化を表わしたものである。

30

【0062】

図示の如く、シート状誘電体に加工が施されていない静電容量型圧力センサー(ウレタン加工なし)においては、シート状誘電体に貫通孔の加工が施されている静電容量型圧力センサー(ウレタン加工あり)よりも大きな振幅が得られており、このことから、シート状誘電体に貫通孔の加工を施すことによって更に高い精度で圧力変動を検出することが出来ると言える。

【0063】

更に図15のグラフは、ウレタン加工なしの静電容量型圧力センサーとウレタン加工ありの静電容量型圧力センサーについて、圧力と発振周波数の関係を表わしている。図示の如く、ウレタン加工ありの静電容量型圧力センサーにおいては、ウレタン加工なしの静電容量型圧力センサーよりも、圧力に対する周波数の変化が大きくなっている。

40

【0064】

人体から静電容量型圧力センサー(2)に作用する圧力は約0.05~0.15Kg f / cm²の範囲であるので、ウレタン加工ありの静電容量型圧力センサーによれば、ウレタン加工なしの静電容量型圧力センサーよりも、高い感度で心拍数及び呼吸数を計測することが出来ると言える。

【0065】

50

図 2 2 のグラフは、図 1 7 (a)、(b) に示す本発明に係る静電容量型圧力センサー (2) を用いて計測した共振周波数の変化と、従来の呼気バンドを用いた呼吸センサーの出力の変化を表わしている。これら 2 つの呼吸間隔は略一致していることから、本発明に係る静電容量型圧力センサー (2) の精度は十分に高いものであると言える。

【 0 0 6 6 】

上述の如く、本発明の心拍 / 呼吸計測装置によれば、センサー (2) は敷き蒲団 (1) に取り付けることが出来るので、人体を拘束することなく、寝た状態の人体の心拍数や呼吸数を計測することが出来る。

【 0 0 6 7 】

又、本発明に係る心拍 / 呼吸計測装置においては、上述の如くシート状誘電体の両面に導電布を配備した静電容量型圧力センサー (2) の採用によって、高い精度と感度で心拍数や呼吸数を計測することが出来る。

【 0 0 6 8 】

尚、本発明の各部構成は上記実施の形態に限らず、特許請求の範囲に記載の技術的範囲内で種々の変形が可能である。例えば図 6 に示すシート状誘電体 (21) に開設すべき貫通孔 (25) は、角孔に限らず丸孔であってもよい。

【 0 0 6 9 】

又、図 8 及び図 9 に示すシート状誘電体 (21) (24) に複数の貫通孔 (25) を開設した構成に代えて、図 1 6 図 (a) (b) に示す如くシート状誘電体 (21) (24) に複数の凹凸 (26) を形成した構成によっても同様の効果を得ることが可能である。

【 0 0 7 0 】

又、図 9、図 1 1、図 1 6 (b)、図 2 0 および図 2 1 に示す如く本発明の実施形態では、2 層構造の静電容量型圧力センサーを用いているが、その他、さらに 3 層、4 層と複数層の構造としてもよい。これにより、人体の曲面からの圧力に応じて導電布間の距離が更に敏感に変化するため、より高い精度と感度で心拍数や呼吸数を計測することができる。

【 0 0 7 1 】

又、上記本発明の実施形態では、シート状誘電体は弾性を有するもの、あるいは弾性、伸縮性および柔軟性を有するものを採用しているが、伸縮性および柔軟性のみを有するものであってもよい。尚、本発明の実施形態に斯かる誘電体は絶縁体も含むものである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 2 】

【 図 1 】 本発明に係る心拍 / 呼吸計測装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 本発明に係る静電容量型圧力センサーの配置を説明する図である。

【 図 3 】 共振回路及び演算処理回路の構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 静電容量型圧力センサーの斜視図である。

【 図 5 】 該静電容量型圧力センサーの分解斜視図である。

【 図 6 】 他の静電容量型圧力センサーの分解斜視図である。

【 図 7 】 演算処理回路の動作を説明するフローチャートである。

【 図 8 】 静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【 図 9 】 他の静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【 図 1 0 】 他の静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【 図 1 1 】 更に他の静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【 図 1 2 】 本発明の静電容量型圧力センサーによって計測された共振周波数の変化と呼気バンドの出力の変化を表わすグラフである。

【 図 1 3 】 図 1 2 のグラフに呼吸間隔を記入したグラフである。

【 図 1 4 】 ウレタン加工なしの静電容量型圧力センサーによって計測された共振周波数の変化とウレタン加工ありの静電容量型圧力センサーによって計測された共振周波数の変化を比較したグラフである。

【 図 1 5 】 ウレタン加工なしの静電容量型圧力センサーとウレタン加工ありの静電容量型圧力センサーについて圧力に対する共振周波数の変化を比較したグラフである。

10

20

30

40

50

【図16】本発明に係る静電容量型圧力センサーの他の構成例を示す断面図である。

【図17】他の静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【図18】他の静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【図19】他の静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【図20】他の静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【図21】他の静電容量型圧力センサーの弾性変形状態を説明する断面図である。

【図22】他の静電容量型圧力センサーによって計測された発振周波数の変化と呼気バンドの出力の変化を表わすグラフである。

【符号の説明】

【0073】

10

(2) 静電容量型圧力センサー

(21) シート状誘電体

(24) シート状誘電体

(22) 導電布

(23) 導電布

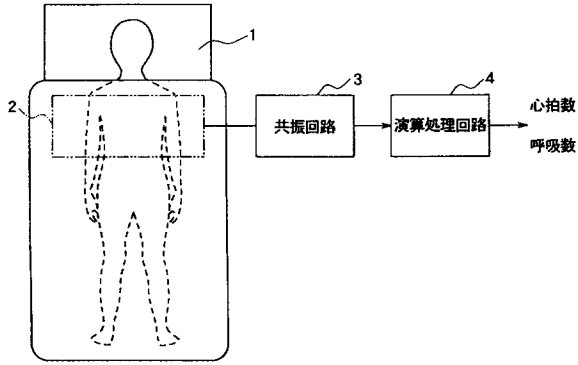
(25) 貫通孔

(3) 共振回路

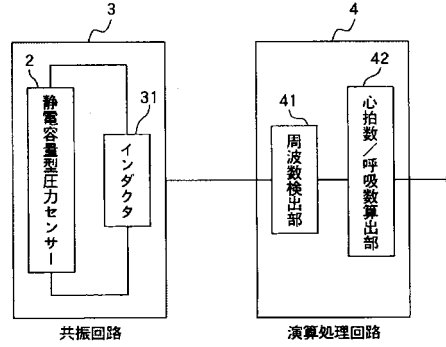
(4) 演算処理回路

20

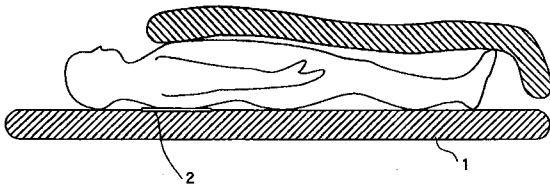
【図1】



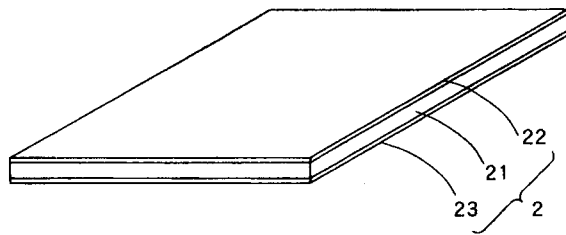
【図3】



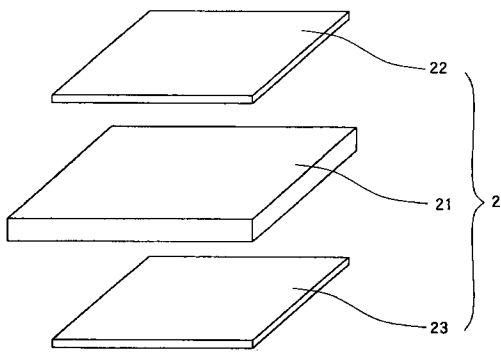
【図2】



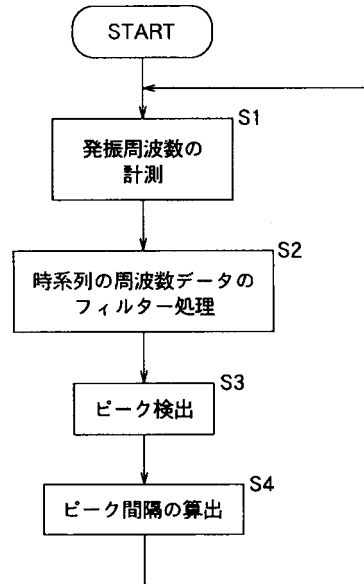
【図4】



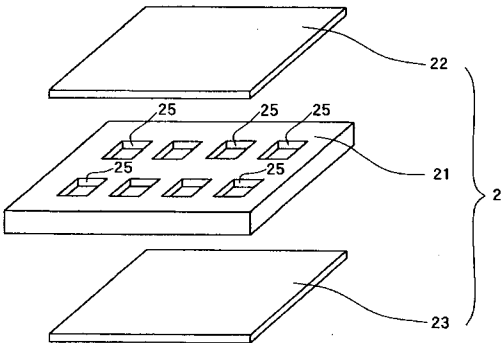
【図5】



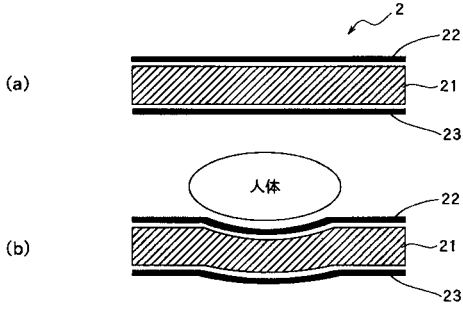
【図7】



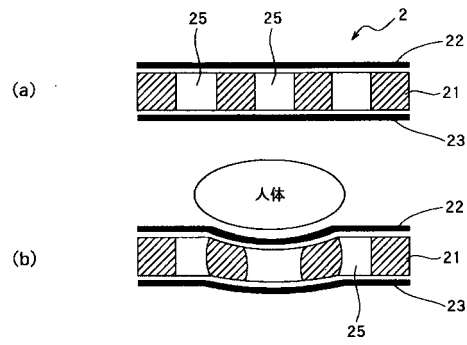
【図6】



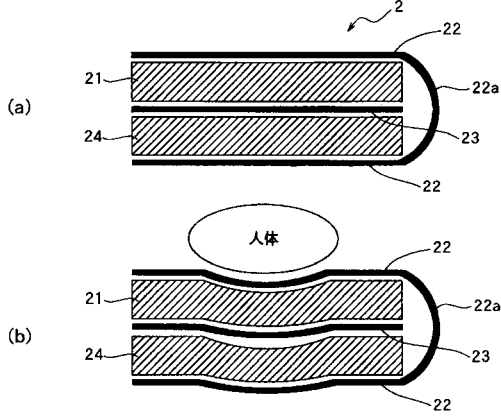
【 図 8 】



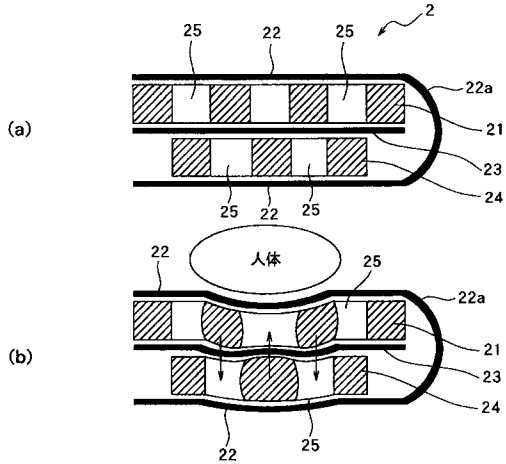
【 図 10 】



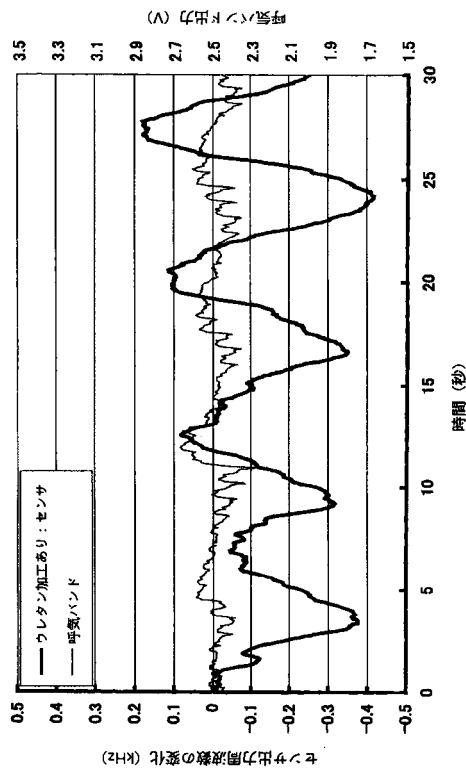
【 図 9 】



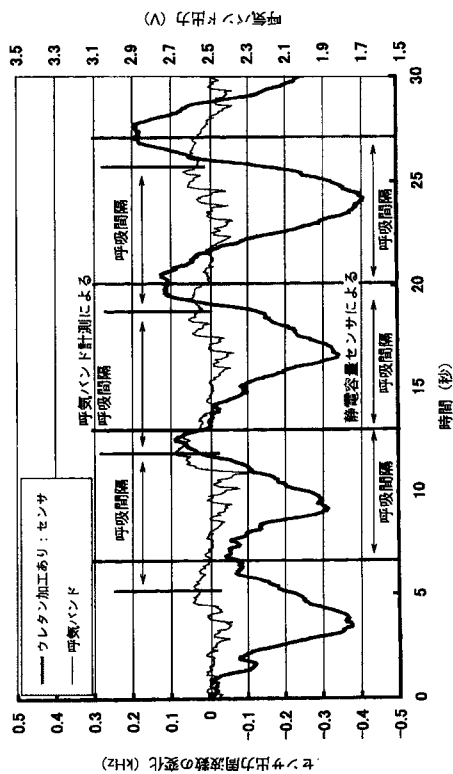
【 図 11 】



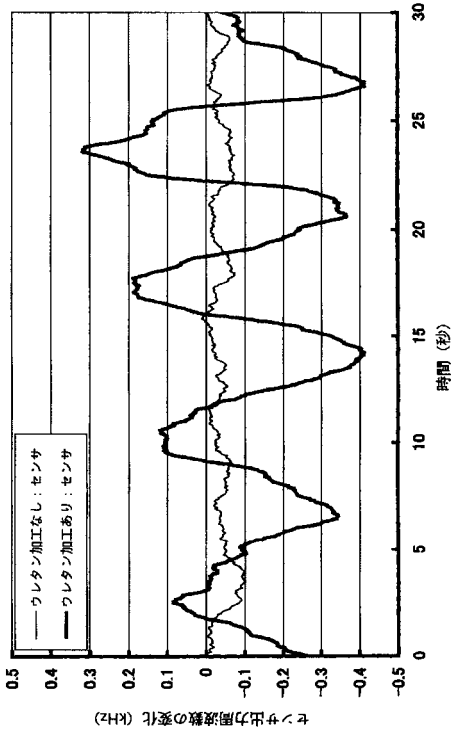
【 図 12 】



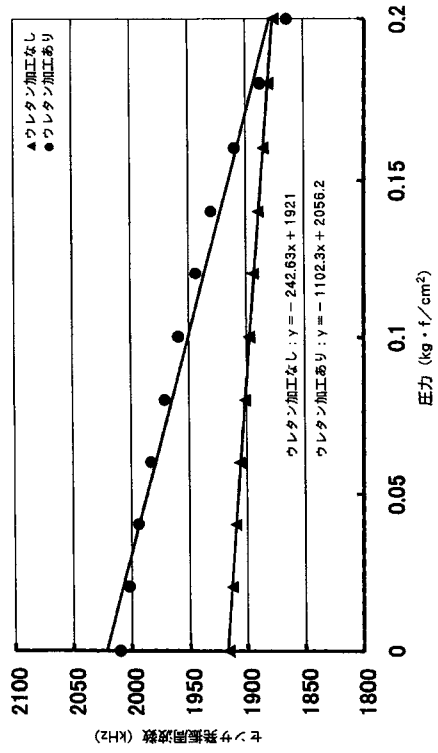
【 図 13 】



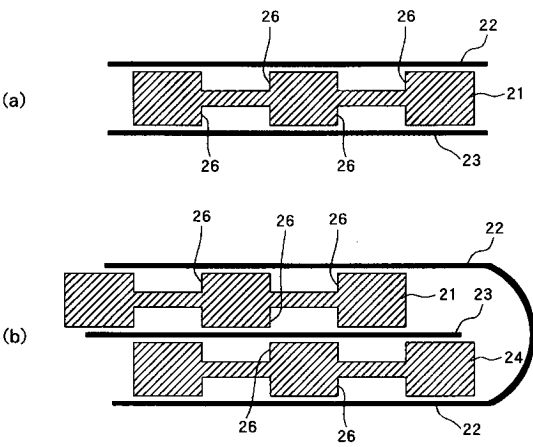
【 図 1 4 】



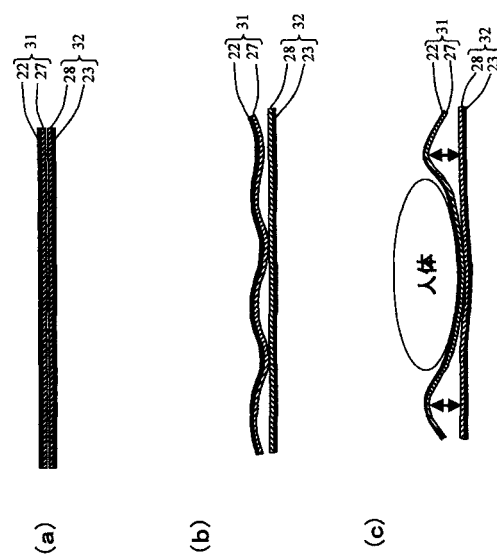
【 図 1 5 】



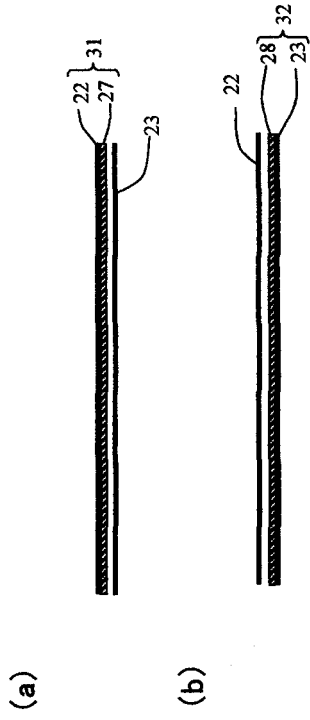
【 図 1 6 】



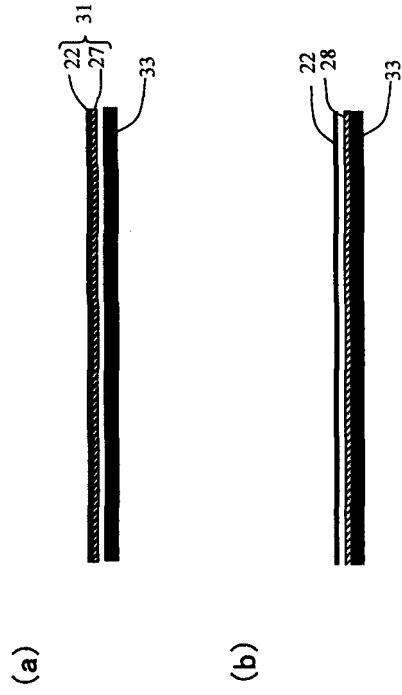
【 図 1 7 】



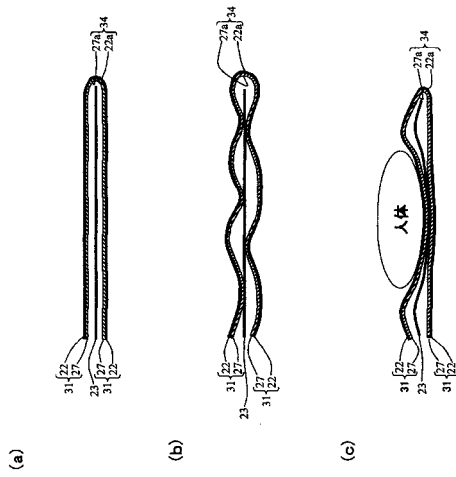
【 図 1 8 】



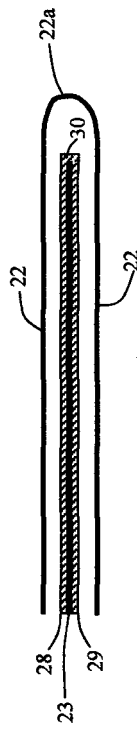
【 図 1 9 】



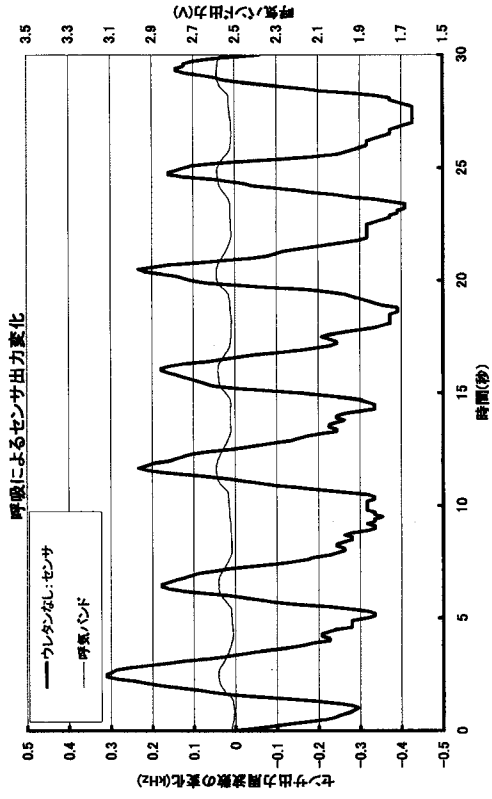
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 米田 文生

大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号 三洋電機株式会社内

Fターム(参考) 4C038 SS08 ST04 SU00 SV00 SX07

4C117 XA01 XB01 XC02 XC19 XC26 XD21 XE13 XE24 XQ11

专利名称(译)	电容式压力传感器和使用其的心跳/呼吸测量装置		
公开(公告)号	JP2008241717A	公开(公告)日	2008-10-09
申请号	JP2008103035	申请日	2008-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	三洋电机株式会社		
申请(专利权)人(译)	三洋电机株式会社		
[标]发明人	野田 聡 南浦 武史 阪井 英隆 米田 文生		
发明人	野田 聡 南浦 武史 阪井 英隆 米田 文生		
IPC分类号	G01L1/14 A61B5/00 A61B5/08		
FI分类号	G01L1/14.J A61B5/00.101.R A61B5/08		
F-TERM分类号	4C038/SS08 4C038/ST04 4C038/SU00 4C038/SV00 4C038/SX07 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XC19 4C117/XC26 4C117/XD21 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XQ11		
优先权	2004094880 2004-03-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种心跳/呼吸测量设备，该设备能够不受约束地以高精度和高灵敏度测量人体的心率和呼吸率。根据本发明的心跳/呼吸测量设备是被人体按压的片状电容型压力传感器，以及用于从传感器的输出测量心率和/或呼吸率的测量电路。由和组成。静电电容式压力传感器2通过在具有可在所有方向上弹性变形的片状电介质21的两侧配置具有弹性的一对导电布22、23而构成。测量电路使用电容型压力传感器2作为振荡电容器并检测谐振电路的振荡频率的变化来检测谐振电路，并检测该变化中包括的心跳和/或呼吸频率分量。算术处理电路，用于计算数量和/或呼吸频率。[选择图]图4

