

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 339652

(P2003 - 339652A)

(43)公開日 平成15年12月2日(2003.12.2)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
A 6 1 B 5/0245		A 6 1 B 5/00	101 R 4 C 0 1 7
5/00	101	5/08	4 C 0 3 8
5/0408		5/02	321 C
5/0492		5/10	310 Z
5/08		5/04	300 E

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 9 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2003 - 74550(P2003 - 74550)

(22)出願日 平成15年3月18日(2003.3.18)

(31)優先権主張番号 特願2002 - 75673(P2002 - 75673)

(32)優先日 平成14年3月19日(2002.3.19)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(71)出願人 000001889

三洋電機株式会社

大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号

(72)発明者 岡田 志麻

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 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

(74)代理人 100100114

弁理士 西岡 伸泰

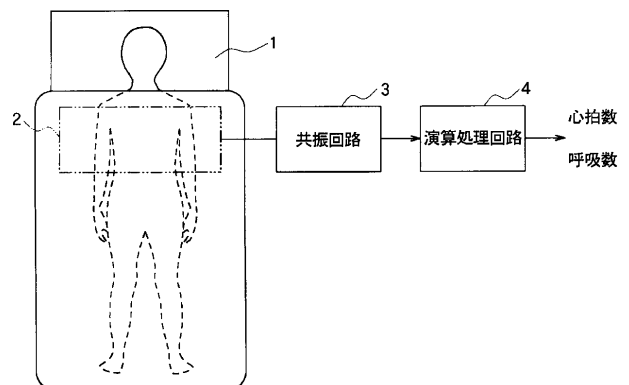
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 心拍 / 呼吸計測装置及びこれに用いるシート状センサー

(57)【要約】

【課題】 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、人体の上半身によって圧迫されるべきシート状のセンサー 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。センサー 2 は、一対のシート状の導電部材間に、厚さ方向に弾性変形可能なシート状の誘電体を挟み込んで構成される。計測回路は、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呼吸の周波数成分に基づいて心拍数及び呼吸数を算出する演算処理回路 4 とを具えている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 人体によって圧迫されるべきシート状のセンサー(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、センサー(2)は、一対の導電部材(22)(22)の間に、厚さ方向に弾性変形可能な誘電体(21)を挟み込んで構成され、計測回路は、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)とを具えている心拍/呼吸計測装置。

【請求項2】 共振回路(3)は、センサー(2)を発振用コンデンサとするL型発振回路によって構成される請求項1に記載の心拍/呼吸計測装置。

【請求項3】 共振回路(3)は、センサー(2)を発振用コンデンサとするCR型発振回路によって構成される請求項1に記載の心拍/呼吸計測装置。

【請求項4】 センサー(2)は、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ものである請求項1乃至請求項3の何れかに記載の心拍/呼吸計測装置。

【請求項5】 センサー(2)を構成する誘電体(21)の導電部材(22)との対向面には、複数の凹凸が形成され、誘電体(21)と導電部材(22)との間に、前記凹凸による複数の分散した小空間が形成されている請求項1乃至請求項4の何れかに記載の心拍/呼吸計測装置。

【請求項6】 センサー(2)を構成する誘電体(21)は、弾性を有する誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21a)によって構成されている請求項1乃至請求項4の何れかに記載の心拍/呼吸計測装置。

【請求項7】 センサー(2)を構成する誘電体(21)は、弾性を有する誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21b)によって構成され、該誘電板(21b)には、複数の貫通孔(25)が開設されている請求項1乃至請求項4の何れかに記載の心拍/呼吸計測装置。

【請求項8】 センサー(2)を構成する誘電体(21)は、弾性を有する誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21b)によって構成され、該誘電板(21b)には、複数の貫通孔(25)が開設され、一方のシート状導電部材(22a)には、誘電板(21b)に向かって突出する複数の導電性片(26)が形成され、各導電性片(26)が誘電板(21b)の対応する貫通孔(25)へ侵入している請求項1乃至請求項4の何れかに記載の心拍/呼吸計測装置。

【請求項9】 センサー(2)を構成する誘電体(21)は、弾性を有する誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21c)によって構成され、該誘電板(21c)には、複数の貫通孔(25)が開設され、各貫通孔(25)には、両導電部材(22)によって挟圧されるべき弾性部材(27)が収容されている請求項1乃至請求項4の何れかに記載の心拍/呼吸計測装置。

*【請求項10】 センサー(2)を構成する少なくとも何れか一方の導電部材(22)の誘電体(21)との対向面には、粗面加工が施されている請求項1乃至請求項9の何れかに記載の心拍/呼吸計測装置。

【請求項11】 心拍及び/又は呼吸を計測するためのシート状のセンサー(2)であって、一対の導電部材(22)(22)の間に、厚さ方向に弾性変形可能な誘電体(21)を挟み込んで構成され、誘電体(21)の導電部材(22)との対向面には、複数の凹凸が形成され、誘電体(21)と導電部材(22)との間に、前記凹凸による複数の分散した小空間が形成されているシート状センサー。

【請求項12】 心拍及び/又は呼吸を計測するためのシート状のセンサー(2)であって、一対の導電部材(22)(22)の間に、厚さ方向に弾性変形可能な誘電体(21)を挟み込んで構成され、誘電体(21)は、弾性を有する誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21a)によって構成されているシート状センサー。

【請求項13】 心拍及び/又は呼吸を計測するためのシート状のセンサー(2)であって、一対の導電部材(22)(22)の間に、厚さ方向に弾性変形可能な誘電体(21)を挟み込んで構成され、誘電体(21)は、弾性を有する誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21b)によって構成され、該誘電板(21b)には、複数の貫通孔(25)が開設されているシート状センサー。

【請求項14】 心拍及び/又は呼吸を計測するためのシート状のセンサー(2)であって、一対の導電部材(22)(22)の間に、厚さ方向に弾性変形可能な誘電体(21)を挟み込んで構成され、誘電体(21)は、弾性を有する誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21b)によって構成され、該誘電板(21b)には、複数の貫通孔(25)が開設され、一方のシート状導電部材(22a)には、誘電板(21b)に向かって突出する複数の導電性片(26)が形成され、各導電性片(26)が誘電板(21b)の対応する貫通孔(25)へ侵入していることを特徴とするシート状センサー。

【請求項15】 心拍及び/又は呼吸を計測するためのシート状のセンサー(2)であって、一対の導電部材(22)(22)の間に、厚さ方向に弾性変形可能な誘電体(21)を挟み込んで構成され、誘電体(21)は、弾性を有する誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21c)によって構成され、該誘電板(21c)には、複数の貫通孔(25)が開設され、各貫通孔(25)には、両導電部材(22)によって挟圧されるべき弾性部材(27)が収容されているシート状センサー。

【請求項16】 少なくとも何れか一方の導電部材(22)の誘電体(21)との対向面には、粗面加工が施されている請求項11乃至請求項15の何れかに記載のシート状センサー。

【発明の詳細な説明】

【0001】

*50 【発明の属する技術分野】 本発明は、人体の心拍数及び

／又は呼吸数を計測する心拍／呼吸計測装置、並びに該装置に用いるシート状センサーに関するものである。

【0002】

【従来の技術】近年の高齢化に伴って、寝たきりの老人が増加しており、この様な寝たきりの老人の体調を監視する方法として、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診断を行なう方法が注目されている(特許文献1、2参照)。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。

【0003】

【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

【0004】

【発明が解決しようとする課題】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】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計測することが出来る心拍／呼吸計測装置を提供することである。

【0006】

【課題を解決する為の手段】本発明に係る心拍／呼吸計測装置は、人体の上半身によって圧迫されるべきシート状のセンサー(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る。センサー(2)は、一对の導電部材(22)(22)の間に、厚さ方向に弾性変形可能な誘電体(21)を挟み込んで構成される。又、計測回路は、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。

【0007】尚、共振回路(3)は、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。

【0008】上記本発明の心拍／呼吸計測装置において、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センサー(2)が圧迫され、振動力を受けることになる。これによって、センサー(2)を構成する誘電体(21)が弾性変形し、シート状導電部材(22)(22)間の距離が変動することによって、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／又は呼吸の周波数成分が含まれている。共振回路(3)はセンサー(2)を発振用コンデンサとする共振回路であるため、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。

【0009】具体的構成において、センサー(2)を構成する誘電体(21)の導電部材(22)との対向面には、複数の凹凸が形成され、誘電体(21)と導電部材(22)との間に、前記凹凸による複数の分散した小空間が形成されている。該具体的構成によれば、人体の心拍動や呼吸動に伴ってセンサー(2)が振動力を受けると、該振動力によって誘電体(21)と導電部材(22)の間の複数の小空間が収縮、膨張するので、僅かな振動によっても、センサー(2)を構成する一对の導電部材(22)(22)間の距離が変動して、容量変化となって顕れる。この結果、センサー(2)に高い感度を得られることになる。

【0010】又、センサー(2)の他の具体的構成としては、誘電体(21)が弾性変形可能な誘電材料を平板状に成形してなる誘電板(21a)によって構成されているものその他、平板状の誘電板(21b)に複数の貫通孔(25)が開設されているものや、一方のシート状導電部材(22a)に突設した複数の導電性片(26)を誘電板(21b)の対応する貫通孔(25)へ侵入させたものや、平板状の誘電板(21c)に開設されている複数の貫通孔(25)のそれぞれに両導電部材(22)によって挟圧されるべき弾性部材(27)を収容したものを採用することが出来る。これらの具体的構成によれば、人体から受ける心拍動や呼吸動による振動を高い感度で検知することが出来るので、より精度の高い計測値が得られる。

【0011】更に他の具体的構成において、センサー(2)を構成する少なくとも何れか一方の導電部材(22)の誘電体(21)との対向面には、粗面加工が施されている。該具体的構成によれば、導電部材(22)の表面積が増大して、一对の導電部材(22)(22)間に大きな静電容量が得られる。

【0012】

【発明の効果】本発明に係る心拍／呼吸計測装置によれば、センサーは例えば敷き蒲団に設置すればよいので、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。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態につき、図面に沿って具体的に説明する。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3に示す如く、一对のシート状導電部材(22)(22)の間に、厚さ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。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。

【0014】センサー(2)を構成するシート状導電部材(22)は、例えば200mm×500mmの大きさを有する銅箔によって形成されている。シート状誘電体(21)としては、図4に示す如く、厚さ0.2mm程度の樹脂製シート状本体(23)の表面に、高さHが3mm程度の多数の半球状ドーム(24)を形成し、各ドーム(24)の内部に空気を封入したもの(エアキャップ)を採用することが出来る。

【0015】該シート状誘電体(21)を用いたセンサー(2)においては、シート状誘電体(21)とシート状導電部材(22)との間に、シート状誘電体(21)表面の凹凸によって複数の分散した小空間が形成されることになるので、人体の心拍動や呼吸動に伴う振動を受けることによって前記小空間が容易に収縮、膨張し、大きな容量変化が発生する。この結果、センサー(2)に高い感度が得られ、精度の高い計測が可能となる。

【0016】又、シート状誘電体(21)としては、図5に示す如く、例えば厚さ10mmの平板状を呈するウレタン製の誘電板(21b)を採用することが出来る。又、シート状誘電体(21)としては、図6に示す如く、ウレタン製の誘電板(21b)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。

【0017】又、シート状誘電体(21)として、図7の如く複数の貫通孔(25)が開設されたウレタン製の誘電板(21b)を採用すると共に、一方のシート状導電部材(22a)には、切り起こし加工により誘電板(21b)に向かって突出する複数の導電性片(26)を形成して、各導電性片(26)を誘電板(21b)の対応する貫通孔(25)へ侵入させたものを採用することが出来る。

【0018】更に又、図8に示す如く、ウレタン製の誘電板(21c)に複数の貫通孔(25)を開設すると共に、各貫通孔(25)に、両導電部材(22)によって挟圧されるべき弾性部材(27)を収容した構成も採用可能である。

【0019】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振動力を受けることになる。これによって、シート状誘電体(21)が厚さ方向に弾性変形し、シート状導電部材(22)間の距離が変動することによって、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/又は呼吸の周波数成分が含まれている。

【0020】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。

【0021】共振回路(3)は、例えば図5に示すLC型

発振回路によって構成することが出来る。該共振回路(3)において、センサー(2)にはコイルLを接続して、センサー(2)のキャパシタンスとコイルLのインダクタンスによって発振要素を構成している。発振要素からのエネルギーは、コイルLに接続されている直流阻止用のコンデンサC5と抵抗R4を経て、FET1に供給され、これによって発振が維持される。FET1のゲート電位は、電源電圧Vccを抵抗R2と抵抗R4で分圧した値によって決まり、コンデンサC3によって直流成分が阻止された上で、発振要素に供給される。尚、FET1はゲートを2つ有しており、一方のゲートはコイルに供給する電力量を調整するために用いられ、これによって発振電圧の振幅が調整される。

【0022】発振要素の発振電圧は、コンデンサC1によって直流成分がカットされた上、FET2のゲートに供給され、該FET2によって増幅される。FET3はバッファ回路を構成しており、該FET3から出力される発振電圧は、ダイオードD1、D2、コンデンサC7、C10、及び抵抗R12から構成される検波回路によって振幅が検出される。検波回路の出力電圧と、電源電圧Vccを可変抵抗VR1で分圧した電圧とは、オペアンプOPに入力されて、該オペアンプOPの出力がFET1のゲートに入力され、これによって発振電圧の振幅が一定に保たれる。

【0023】尚、オペアンプOPの入力端と出力端に繋がっているコンデンサは、オペアンプの異常発振を防止するものである。又、抵抗R11とFET1のゲートに繋がっているコンデンサは、オペアンプOPの出力が不安定となることを防止するものである。更にコンデンサC2は、電源電圧Vccから供給される電圧を安定させるためのものである。

【0024】この結果、出力端子(32)からは、センサー(2)の静電容量Cvの変動に応じた出力波形Sが得られることになる。尚、上記共振回路(3)において、発振周波数f0は下記数1によって表わされる。

$$\text{【数1】 } f_0 = 1 / (2 \cdot (LCv))$$

【0025】又、共振回路(3)は、例えば図10に示すCR型発振回路によって構成することも可能である。該共振回路(3)において、センサー(2)は、例えば「μPC555」等のタイマーIC(33)に接続されると共に、一对の分圧抵抗R1、R2に接続されている。電源端子Vccには、バイパスコンデンサC1が接続されている。タイマーIC(33)の出力端子OUTには、出力電圧を電源電圧Vccまで変動させるための抵抗R3が接続されている。センサー(2)によって構成されるコンデンサには、抵抗R1、R2を介して充電が行なわれ、タイマーIC(33)の放電端子によって放電が行なわれる。この結果、出力端子(34)からは、センサー(2)の静電容量Cvの変動に応じた出力波形Sが得られることになる。

【0026】尚、上記共振回路(3)において、発振周波

数 f_0 は下記数 2 によって表わされる。

【数 2】 $f_0 = 1.443 / (Cv \cdot (R1 + 2R2))$

【0027】共振回路(3)から出力される矩形波状の電圧信号は、図1の如く演算処理回路(4)へ供給される。

演算処理回路(4)においては、図11に示す如く、先ずステップS1にて、内蔵するカウンタ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、上記数1及び数2から明らかな様に、センサー(2)の容量 Cv 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。次に、ステップS2にて、その発振周波数の変動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、センサー(2)の容量 Cv 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。最後にステップS3では、抽出された心拍の変動成分と呼吸成分から心拍周期及び呼吸周期を求め、これらの周期から心拍数及び呼吸数を算出する。

【0028】図12は、センサー(2)のシート状誘電体(21)として図4に示す凹凸付きのシート(200mm×500mm×3mm)を用いた場合において、共振回路(3)から出力される矩形波状の電圧信号の周波数(発振周波数)のカウント値(センサー値)の変動と、それぞれ専用の計測器で実測した心電データ及び呼吸データとの比較を表わしたものである。図示の如く、センサー値は、心拍データ及び呼吸データの変化に応じて変化していることが明らかである。センサー値の変動には、心電データのピークに応じた心拍動成分と、呼吸データの変動に応じた成分とが含まれている。従って、前記センサー値に対して適当なフィルタ処理を施すことによって、30 正確な心拍数と呼吸数を得ることが出来る。

【0029】図13は、センサー(2)のシート状誘電体(21)として図5に示すウレタン製の誘電板(21a)(200mm×500mm×10mm)を用いた場合において、センサー値の変動と心電データ及び呼吸データの実測値を表わしたものである。図示の如く、センサー値の変動には、心電データのピークに応じた心拍動成分と、呼吸データの変動に応じた成分とが含まれており、図13のグラフを解析すれば、呼吸によるセンサー値の振幅は約0.06%に達し、心拍によるセンサー値の振幅は約0.001%に達している。

【0030】図14は、センサー(2)のシート状誘電体(21)として図6に示す複数の貫通孔(25)が開設されたウレタン製の誘電板(21b)を用いた場合において、センサー値の変動と心電データ及び呼吸データの実測値を表わしたものである。図示の如く、センサー値の変動には、心電データのピークに応じた心拍動成分と、呼吸データの変動に応じた成分とが含まれており、図14のグラフの解析結果によれば、呼吸によるセンサー値の振幅は約0.08%に達し、心拍によるセンサー値の振幅は約0.50

003%に達している。

【0031】これは、ウレタン製の誘電板(21b)に複数の貫通孔(25)が開設されているために、誘電板(21b)が圧縮方向の弾性変形が容易となって、小さな振動にも追従して弾性変形するからである。

【0032】図15は、シート状誘電体(21)と一方のシート状導電部材(22)として、図7に示す如く複数の貫通孔(25)を有する誘電板(21b)と複数の導電性片(26)を有する導電部材(22a)を用いた場合において、センサー値の変動と心電データ及び呼吸データの実測値を表わしたものである。図示の如く、センサー値の変動には、心電データのピークに応じた心拍動成分と、呼吸データの変動に応じた成分とが含まれており、図15のグラフの解析結果によれば、呼吸によるセンサー値の振幅は約0.1%に達し、心拍によるセンサー値の振幅は約0.01%に達している。

【0033】これは、誘電板(21b)の貫通孔(25)に導電部材(22a)の導電性片(26)を落とし込んだ構造により、導電部材(22a)の切り込み部が自由に振動することとなり、これによって人体からの微小な振動を高感度で検出することが出来るからである。尚、導電部材(22a)に切り起こしによる複数の導電性片(26)を形成する効果として、導電部材(22a)が複数の開口を有することによって、導電部材(22a)の通気性が向上するため、人体から発生する汗がセンサー(2)の静電容量に与える影響を防止することが出来る。

【0034】更に図16は、図8に示す如く複数の貫通孔(25)にそれぞれ弾性部材(27)を収容した誘電板(21c)を用いた場合において、センサー値の変動と心電データ及び呼吸データの実測値を表わしたものである。尚、弾性部材(27)としては、心拍動が誘電板(21c)に伝わった振動と同じ共振周波数(8Hz)を有するコイルバネを採用した。図示の如く、センサー値の変動には、心電データのピークに応じた心拍動成分と、呼吸データの変動に応じた成分とが含まれており、図16のグラフの解析結果によれば、呼吸によるセンサー値の振幅は約0.7%に達し、心拍によるセンサー値の振幅は約0.12%に達している。

【0035】これは、心拍動が誘電板(21c)に伝わった振動に共振する弾性部材(27)の採用によって、心拍動による人体の微小な振動を高感度で検出することが出来るからである。

【0036】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。又、本発明に係る心拍/呼吸計測装置においては、ノイズの影響を受け易い大面積のシート状センサー(2)が用いられているが、センサー(2)を含む共振回路(3)の発振周波数の変動を測定しており、発振周波数はノイズの影響を

受けないので、高い測定精度を得ることが出来る。更に、センサー(2)として、図5～図8に示す具体的構造を採用すれば、高い感度で心拍及び呼吸を測定することが出来る。

【0037】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、センサー(2)を構成するシート状導電部材(22)のシート状誘電体(21)との対向面に、エッチングや研磨による粗面加工を施すことによって、シート状導電部材(22)の表面積を増大させることが可能である。これによって、センサー(2)に大きな静電容量を得ることが出来る。又、シート状の導電部材(22)としては、導電性のワイヤを編み込んでメッシュ状とした導電部材を採用することも出来る。該構成によれば、導電部材が通気性を有するため、人体から発生する汗がセンサー(2)の静電容量に与える影響を防止することが出来る。又、図7に示すシート状導電部材(22a)においては、導電部材(22a)の複数箇所を切り起こすことによって、誘電板(21b)に向かって突出する複数の導電性片(26)を形成しているが、切り起こしによらず、導電部材(22a)の裏面に複数の導電性片(26)を取り付けて、各導電性片(26)を誘電板(21b)の対応する貫通孔(25)へ侵入させた構造を採用することも可能である。更に又、誘電体(21)として、弾性変形可能であり且つ粘性を有する誘電材料を採用することも出来る。この様な誘電材料の採用により、信号ノイズとして重畳される高い周波数の振動成分を減衰させることが出来、これによって、より鮮明な心拍・呼吸信号の抽出が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【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】センサーの取付け位置を説明する図である。

【図3】センサーの斜視図である。

【図4】複数のドームを有するシート状誘電体の拡大断面図である。

【図5】平板状の誘電体を用いたセンサーの分解斜視図である。

【図6】誘電体に複数の貫通孔が開設されているセンサーの分解斜視図である。

【図7】導電部材に複数の導電性片が突設されているセンサーの分解斜視図である。

【図8】誘電体の複数の貫通孔にそれぞれ弾性部材が收容されているセンサーの分解斜視図である。

【図9】共振回路の構成例を示す回路図である。

【図10】共振回路の他の構成例を示す回路図である。

【図11】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12】図4のセンサーを採用した場合のセンサー値と心電データ及び呼吸データの実測値との比較を示すグラフである。

【図13】図5のセンサーを採用した場合の同上のグラフである。

【図14】図6のセンサーを採用した場合の同上のグラフである。

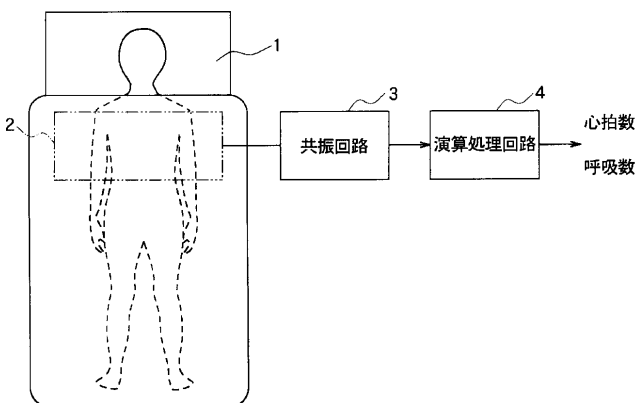
【図15】図7のセンサーを採用した場合の同上のグラフである。

【図16】図8のセンサーを採用した場合の同上のグラフである。

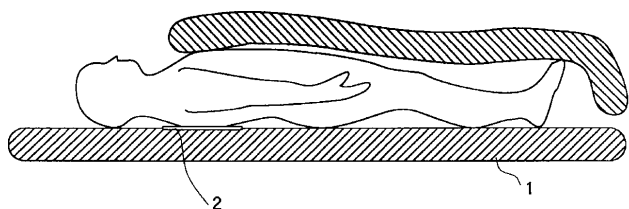
【符号の説明】

- (2) センサー
- (21) シート状誘電体
- (22) シート状導電部材
- (23) シート状本体
- (24) ドーム
- (3) 共振回路
- (4) 演算処理回路

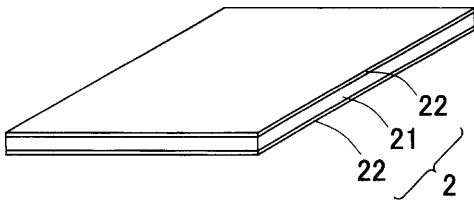
【図1】



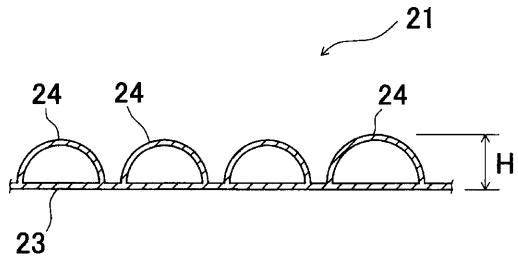
【図2】



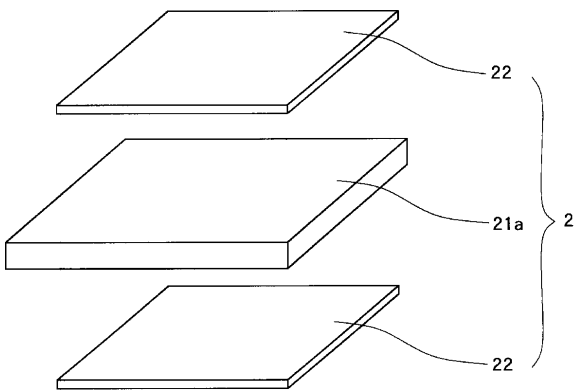
【図3】



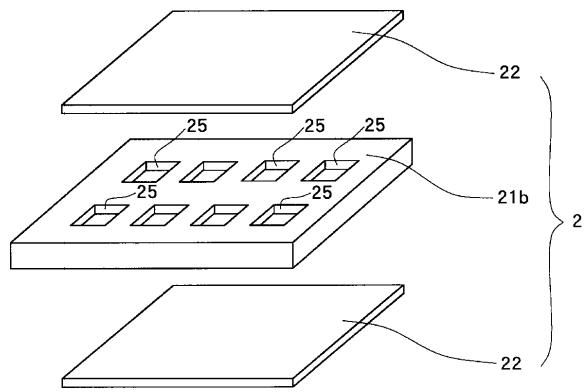
【図4】



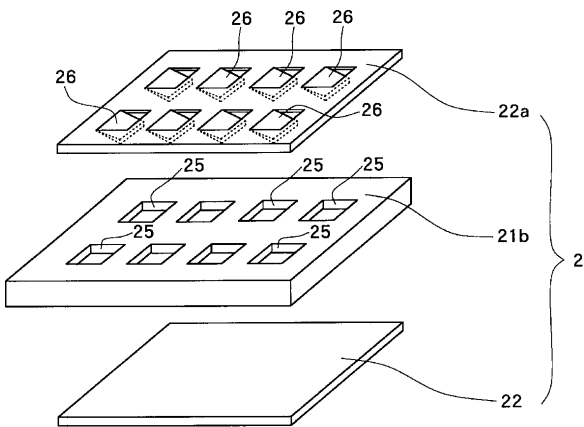
【図5】



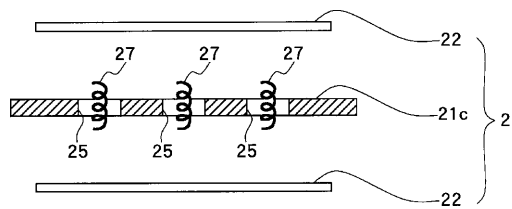
【図6】



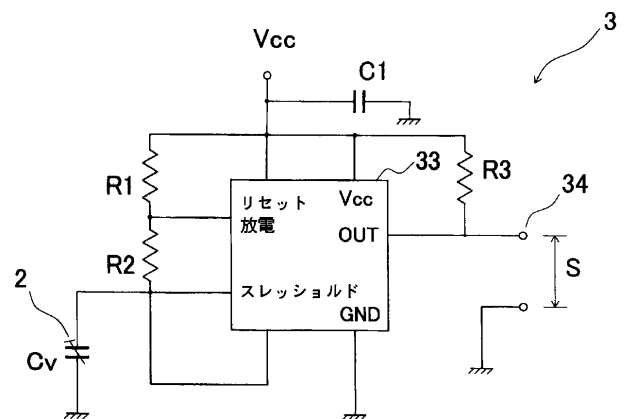
【図7】



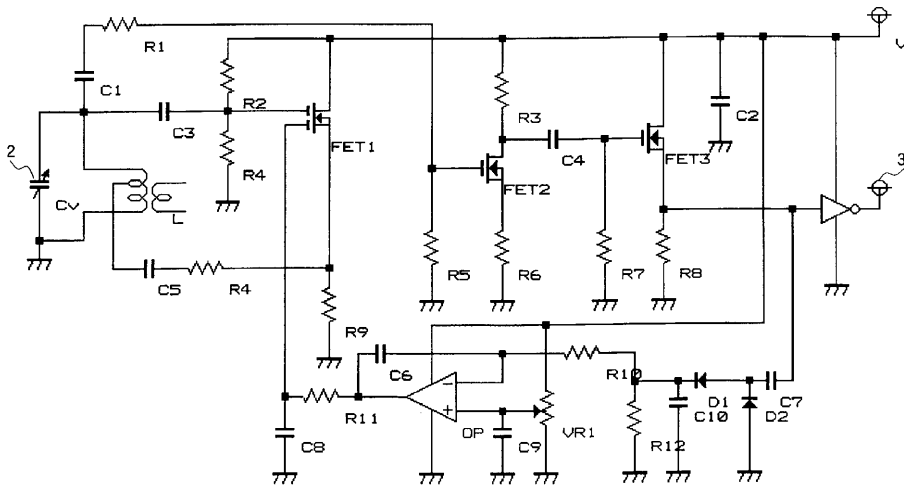
【図8】



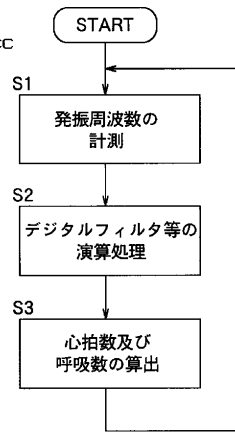
【図10】



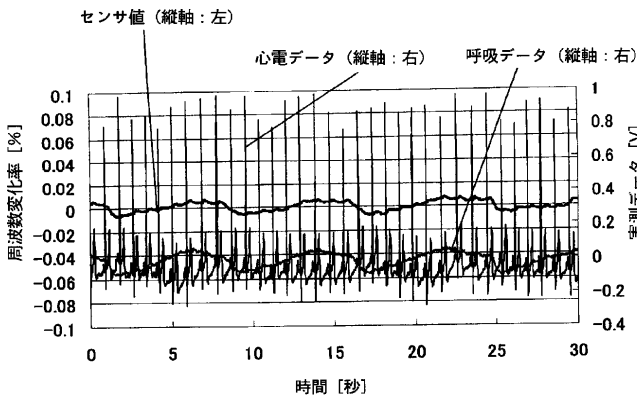
【図9】



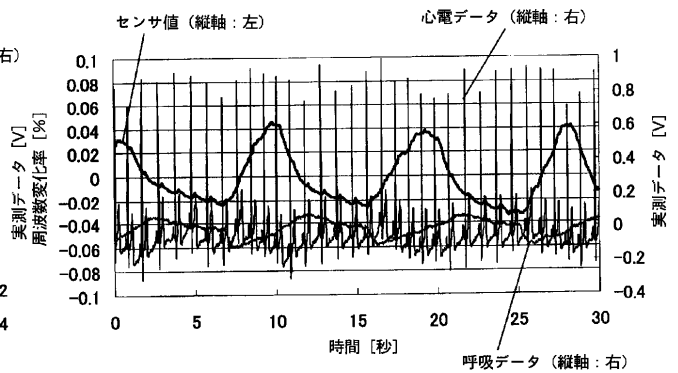
【図11】



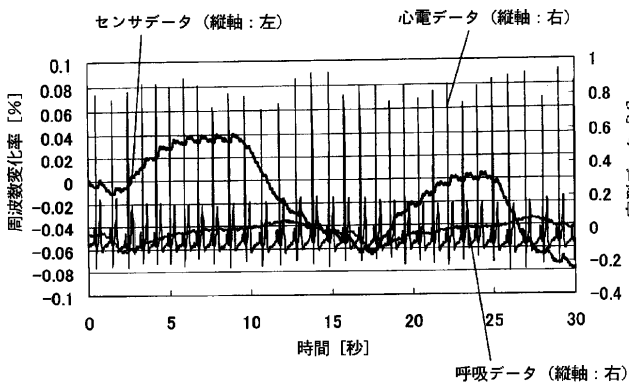
【図12】



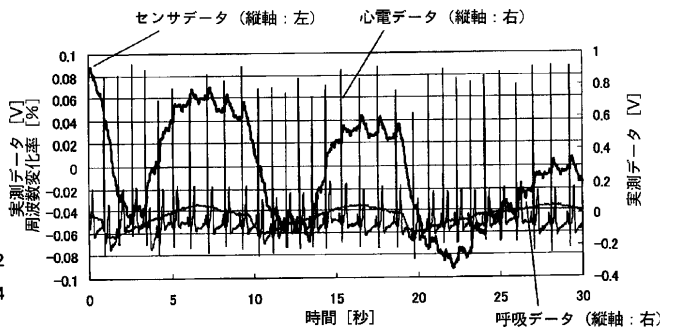
【図13】



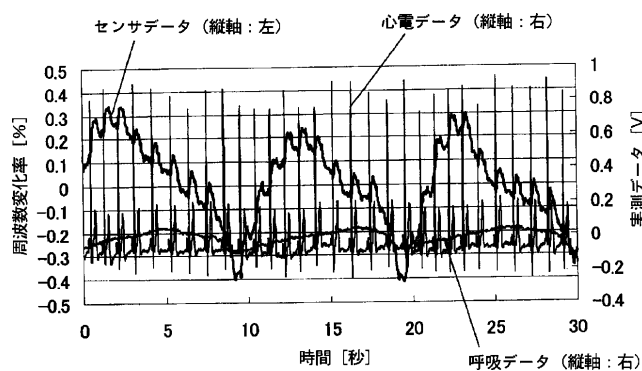
【図14】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷ 識別記号 F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/11

(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

(72)発明者 阪口 明
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 藤原 義久
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) 4C017 AA02 AA14 AB10 AC03 AC20
BC07 BC11 BC16 FF30
4C038 SS08 ST00 SV01 SX01 SX05
VA04 VB32 VB33 VC20

专利名称(译)	心率/呼吸测量装置和用于其的片状传感器		
公开(公告)号	JP2003339652A	公开(公告)日	2003-12-02
申请号	JP2003074550	申请日	2003-03-18
[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	冈田志麻 南浦武史 阪井英隆 藤原義久 阪口明		
发明人	冈田 志麻 南浦 武史 阪井 英隆 藤原 義久 阪口 明		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/0408 A61B5/0492 A61B5/08 A61B5/11		
FI分类号	A61B5/00.101.R A61B5/08 A61B5/02.321.C A61B5/10.310.Z A61B5/04.300.E A61B5/02.711.C A61B5/0245.100.C A61B5/10.310.A A61B5/10.315 A61B5/11 A61B5/113		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA14 4C017/AB10 4C017/AC03 4C017/AC20 4C017/BC07 4C017/BC11 4C017/BC16 4C017/FF30 4C038/SS08 4C038/ST00 4C038/SV01 4C038/SX01 4C038/SX05 4C038/VA04 4C038/VB32 4C038/VB33 4C038/VC20 4C017/AA10 4C017/AB04 4C017/BB12 4C017/BD02 4C017/CC03 4C117/XA01 4C117/XA03 4C117/XB01 4C117/XB02 4C117/XC02 4C117/XC26 4C117/XC30 4C117/XD21 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE30 4C117/XE53 4C117/XE54 4C117/XJ05 4C117/XJ09 4C117/XJ17 4C127/LL04		
优先权	2002075673 2002-03-19 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种心跳/呼吸测量装置，其能够不受约束地测量人体的心率和呼吸率。根据本发明的心跳/呼吸测量装置包括：片状传感器（2），其被人体的上身按压；以及测量电路，用于从传感器的输出测量心率和/或呼吸率。有待完成。传感器2通过将在厚度方向上可弹性变形的片状介电材料夹在一对片状导电构件之间而构成。测量电路使用传感器2作为振荡电容器和谐振电路3的振荡频率的变化来检测谐振电路3，并且基于该变化中包括的心跳和呼吸的频率分量来检测心率和呼吸率。以及用于计算的算术处理电路4。

