

(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2011-15819

(P2011-15819A)

(43) 公開日 平成23年1月27日(2011.1.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 A	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 M	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 B	
A 6 1 B 5/0428 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)		

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2009-162339 (P2009-162339)	(71) 出願人	509193809
(22) 出願日	平成21年7月9日 (2009.7.9)		丸山 信之
			兵庫県明石市朝霧台3776番地の12
		(74) 代理人	100116861
			弁理士 田邊 義博
		(72) 発明者	丸山 信之
			島根県雲南市大東町下阿用4-6
		Fターム(参考)	4C027 AA02 CC01 CC02 GG15 GG18
			KK07
			4C117 XB01 XC02 XD22 XE14 XE23
			XE26 XE57 XG17 XJ17 XJ45
			XR02

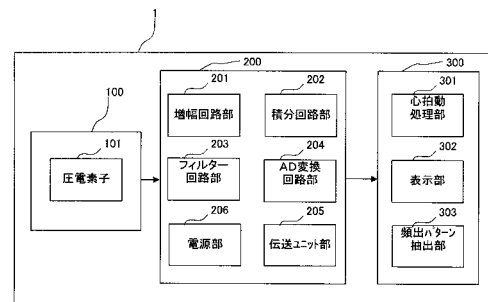
(54) 【発明の名称】 心拍動モニタリング装置および心臓関連パターン抽出方法

(57) 【要約】

【課題】 利用者に負担をかけることなく簡便にかつ長時間にわたって持続的に心臓の動きそのものをモニタリングすること

【解決手段】 利用者の胸位置がくるベッド部分に差し込む平板であって、圧電素子101を挟んで二枚の同形の平板を重ねた平板体102と、圧電素子101の電圧信号を増幅し所定のアルゴリズムに基づいて心拍動データを抽出する出力ボックス200および表示PC300と、を備えたことを特徴とする心拍動モニタリング装置1。心臓の動きに基づき体表に現れる微小な振動を体重により押し当たる広面積の平板102によって効率的に収集し、圧電変換により連続的な信号として取り出すことが可能となる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

利用者の胸位置がくるベッド部分に差し込む平板体であって、圧電素子を挟んで二枚の同形の平板を重ねた平板体と、

圧電素子の電圧信号を増幅し所定のアルゴリズムに基づいて心拍動データを抽出するデータ抽出手段と、

を備えたことを特徴とする心拍動モニタリング装置。

【請求項 2】

データ抽出手段により抽出された心拍動データを時間軸を用いた経時変化としてグラフ化するグラフ化手段を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の心拍動モニタリング装置。

10

【請求項 3】

前記所定のアルゴリズムは、体動に基づく基線変動と大振幅ノイズとを除去するアルゴリズムを含むことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の心拍動モニタリング装置。

【請求項 4】

請求項 1～3 のいずれか一つに記載の心拍動モニタリング装置により得られる心拍動データ、並びに、利用者の生年月日と計測日時、および／または、利用者の体温、および／または、利用者の血液データ、および／または、利用者の既往歴、および／または、気温情報、および／または、湿度情報、および／または、大気圧情報、および／または、風速情報、および／または、月齢情報、および／または、干潮満潮情報、および／または、太陽情報、に基づいてデータマイニング手法を用いて頻出パターン抽出をおこなうことを特徴とする心臓関連パターン抽出方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心拍動モニタリング装置および心臓関連パターン抽出方法に関し、特に、長時間ベッドで過ごす者ないし寝たきりの状態にある者および安静坐位状態にある者の心臓の動きをその者に負荷ないし負担をかけずに長時間モニタリング可能とする技術に関する。

30

【背景技術】

【0002】

心臓は体内に血液を送り出すポンプの役目をしており、ヒトの場合 1 分間に 40 回から 120 回程度、毎回約 1 秒間かけて収縮と拡張を繰り返している。この動きを体外から直接に観察することは困難であるため、従来、心臓の機能評価としては、聴診器を用いた心音聴診、レントゲン撮像、超音波解析、心電図検査などがおこなわれている。

【0003】

しかしながら、レントゲン撮像の場合は放射線量の関係から長時間にわたる動的な観察は困難であり、心電図検査などでもせいぜい数分から特殊な場合でも 1 日程度が限界である。また、基本的に装置をあてがう技術であるので、長時間となるほど被験者の身体的負荷・精神的負担が大きくなるという問題点があった。

40

【0004】

また、聴診は心臓の動きそのものをとらえているのではなく、心臓にある弁の閉まる音と弁の周囲を流れる血液の流れが発する音を聴取しており、心臓の動きの一部分を間接的に把握しているに留まっているという現実がある。

【0005】

また、寝たきりの老人や長期の入院患者などに対しては、夜中の急変等に対応するため、その心臓の動きを含めて生態情報を常に認識しておきたいという潜在的な需要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【0006】

【特許文献1】特開2008-206908

【特許文献2】特開2007-283071

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

すなわち、解決しようとする問題点は、利用者に負担をかけることなく簡便にかつ長時間にわたって持続的に心臓の動きそのものをモニタリングする点である。

【0008】

また、得られた心臓の動きと他の要因との相関関係を把握し、健康状態の把握や疾患予防に資することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

請求項1に記載の心拍動モニタリング装置は、利用者の胸位置がくるベッド部分に差し込む平板体であって、圧電素子を挟んで二枚の同形の平板を重ねた平板体と、圧電素子の電圧信号を増幅し所定のアルゴリズムに基づいて心拍動データを抽出するデータ抽出手段と、を備えたことを最も主要な特徴とする。

【0010】

すなわち、請求項1にかかる発明は、心臓の動きに基づき体表に現れる微小な振動を体重により押し当たる広面積の平板によって効率的に収集し、圧電変換により連続的な信号として取り出すことが可能となる。これにより、適宜増幅処理やノイズ処理をおこない、利用者に負担をかけることなく簡便にかつ長時間にわたって持続的に心臓の動きそのものをモニタリングすることができる。

【0011】

また、請求項2に記載の心拍動モニタリング装置は、請求項1に記載の心拍動モニタリング装置において、データ抽出手段により抽出された心拍動データを時間軸を用いた経時変化としてグラフ化するグラフ化手段を設けたことを主要な特徴とする。

【0012】

すなわち、請求項2にかかる発明は、心臓の状態や経時的变化を簡便に把握することが可能となる。また、不整脈など心拍動に変化があったときなどにも波形観察により簡便に把握可能となる。

【0013】

また、請求項3に記載の心拍動モニタリング装置は、請求項1または2に記載の心拍動モニタリング装置において、前記所定のアルゴリズムは、体動に基づく基線変動と大振幅ノイズとを除去するアルゴリズムを含むことを主要な特徴とする。

【0014】

すなわち、請求項3にかかる発明は、心拍動より大きな信号である呼吸や、咳や体の揺すりなどといった大きな振幅値となる信号を除去し、心拍動データを効率的に抽出する。なお、基線とは、圧電素子から出力される電圧に基づく平均電位を意味する。また、周囲音に基づくノイズや商用電源のノイズが観測される場合には、適宜これを除去するアルゴリズムを採用しても良い。

【0015】

具体的には、次の手法を採用することができる。

得られた圧電変換信号には目的とする心拍動による信号以外に、体動や呼吸による信号と、センサ周囲の音と振動による信号と、商用電源ノイズによる信号と、センサ自身が発するホワイトノイズと、その他の微小信号が存在している。本発明では、目的外の信号を心拍動による信号から分離する方法として、(1)信号の電位振幅差による分離、(2)信号の変化周期による分離、(3)信号の周期性を利用した分離、(4)心拍動を含まない信号成分を別途抽出して圧電信号に逆位相加算をおこなう消去による分離、を挙げることができる。

10

20

30

40

50

【0016】

(1) 電位振幅差による分離としては、次の(A)、(B)の手法を採用することができる。

(A) 予想される心拍動成分より遙かに大きい電位振幅振動を除外するアルゴリズム：具体的には以下の2手法を用いる。

(ア) 入力信号にリミッターをかける

(イ) 増幅出力信号において目的の振幅以上の信号を破棄する。

これらにより除去される信号としては、体動による信号などが挙げられる。

(B) 予想される心拍動成分より遙かに小さい電位振幅振動を除外するアルゴリズム：具体的には、必要十分な電位増幅をおこなった後に低電位成分を破棄する手法を採用する。これにより除去される信号としては、周囲の音や振動による信号によるものその他の微小信号が挙げられる。

10

【0017】

(2) 信号の変化周期による分離として、電位変化周期よりも十分に短い周期を持つ信号成分は差動増幅回路（たとえば、後述の図4に示したU3）よりの出力成分に低域通過濾波器（ローパスフィルタ回路、（たとえば、後述の図4に示したU4）を用いることにより達成する

【0018】

(3) 信号の周期性を利用した分離としては、均一周期を持つノイズ成分の周期の整数倍加算（積分）あるいは同周期の1/2周期後のAD変換値との加算をおこなう手法を用いることができる。これにより除去される信号としては50Hzあるいは60Hzの商用電源より電磁誘導された信号が挙げられる。

20

【0019】

また、請求項4に記載の心臓関連パターン抽出方法は、請求項1～3のいずれか一つに記載の心拍動モニタリング装置により得られる心拍動データ、並びに、利用者の生年月日と計測日時、および／または、利用者の体温、および／または、利用者の血液データ、および／または、利用者の既往歴、および／または、気温情報、および／または、湿度情報、および／または、大気圧情報、および／または、風速情報、および／または、月齢情報、および／または、干潮満潮情報、および／または、太陽情報、に基づいてデータマイニング手法を用いて頻出パターン抽出をおこなうことを最も主要な特徴とする。

30

【0020】

すなわち、請求項4にかかる発明は、得られた心臓の動きとバイタルサインを含めた他の要因との相関関係を把握し、健康状態の把握や疾患予防に資することができる。なお、気温情報、湿度情報、大気圧情報などには、経時的な気温だけでなく、その経時的な変化率や晴れなら晴れの持続時間といった、状態ないし変化の持続時間も含む、ものとする。また、太陽情報とは、黒点数や、太陽フレアの状態や電離層の状態などの情報も含まれるものとする。

【発明の効果】

【0021】

本発明（請求項1）によれば、心臓の動きに基づき体表に現れる微小な振動を体重により押し当たる広面積の平板によって効率的に収集し、圧電変換により連続的な信号として取り出すことができ、これにより、適宜増幅処理やノイズ処理をおこない、利用者に負担をかけることなく簡便にかつ長時間にわたって持続的に心臓の動きそのものをモニタリングすることが可能となる。また、本発明（請求項2）によれば、心臓の状態や経時の変化を簡便に把握することが可能となる。また、本発明（請求項3）によれば、心拍動より大きな信号である呼吸や、咳や体の揺すりなどといった大きな振幅値となる信号を除去し、心拍動データを効率的に抽出できる。また、本発明（請求項4）によれば、得られた心臓の動きと他の要因との相関関係を把握し、健康状態の把握や疾患予防に資することができる。

40

【図面の簡単な説明】

50

【0022】

【図1】心拍動モニタリング装置の外観構成を示した図である。

【図2】センサ板をベッドに差し込んだ使用状態の例を示した図である。

【図3】心拍動モニタリング装置のブロック構成図である。

【図4】回路構成例を示した図である。

【図5】呼吸振動と心拍動とが混合した状態のデータである。

【図6】図5に示したような混合データから、実際にノイズ（呼吸振動）を除去してオシロスコプ画面を示した心拍動データの実例である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

10

以下、本発明の一つの実施の形態を図面を参照しながら詳細に説明する。図1は、本実施の形態の心拍動モニタリング装置の外観構成を示した図である。心拍動モニタリング装置1は、センサ板100と、出力ボックス200と、表示PC300と、を主要な構成とする。

【0024】

センサ板100は、圧電素子101を挟み2枚の平板102を重ねた構成である。圧電素子101からの電圧信号はコード103を介して出力ボックス200に接続されている。

【0025】

センサ板100は、図2に示したように、ベッドBのシーツもしくはベッドパッドPの下に差し込み、利用者の胸部の真下に位置するようにする。利用者の体重がセンサ板100で受け止められる結果、心臓から体表へ伝搬する心拍動が観測可能となる。センサ板100の面積は特に限定されないが、およそ25cm×35cm×4mmの亚克力板を用いることができる。この大きさであれば、ある程度面積が広いので接触面積が広くなり、仰向けであってもうつぶせであっても効率的に心拍動をセンシング可能となる。

20

【0026】

圧電素子101は、センサ板100が受け止める心拍動が観測できるものであれば特に限定されない。一般に、圧電素子101は体動による圧力変化で数ボルトの起電力が、心拍動による圧力変化で数ミリボルトの起電力が得られる。本実施の形態で用いる素子としては特に、心拍動信号（さらに使用の態様によっては心音振動）を好適にセンシングできる共振周波数と起電力を有する素材（たとえば村田製作所社製7BB-20-3）を用いる。

30

【0027】

出力ボックス200は、図3に示したように、増幅回路部201と、積分回路部202と、フィルター回路部203と、AD変換回路部204と、伝送ユニット部205と、電源部206と、を有する。

【0028】

増幅回路部201は、コード103から入力する電気信号を増幅する回路部であり、計測アンプを使用する。計測アンプ回路は市販の部品を用いても良いし、通常のオペレーションアンプを用いても良い。本回路ではたとえば5V単一電源駆動が可能で小型、価格的にも入手しやすいアナログデバイス社製のAD623を使用している。積分回路部202は、平均電圧を一定にし、基線の動揺をおさえるための回路部である。たとえば、咳をした場合など、圧電素子の出力は瞬間的に大きくなるため、このときの基線のぶれをなくしてこれを加味して後段にて適正に心拍動を抽出するために設けている。フィルター回路部203は、目的の周波数成分を抽出するための回路部である。ここで、目的の周波数成分とは2Hz～20Hzを意味する。AD変換回路部204は、アナログ信号をデジタル値に変換する回路部である。サンプリングレートは、たとえば、500Hzとすることができ、分解能は10bitとすることができ、本実施の形態ではEIA232C通信規格によるデータ通信をおこなうため、および微弱な雑音成分を除去する目的で8bitに圧縮して使用している。

40

50

【0029】

図4に回路の構成例を示した。図において、U3が増幅回路部201に、U5が、積分回路部202に、U4がフィルター回路部203（ローパスフィルタ）に、それぞれ相当する。なお、AD回路は適宜outputより後段に設ける。なお、増幅アンプU1は、計測アンプで必要とする入力バイアス電流が大きく、そのままでは圧電素子からの電圧測定ができないため、必要な電流を供給するためのボルテージフォロア回路である。

【0030】

伝送ユニット部205は、USBコネクタを備え、表示PC300へ出力ボックス200を接続し、AD変換回路部204で変換されたデジタル信号を表示PC300側へ送出する。適宜、LANポートを設けるようにして、有線イーサネット通信や無線イーサネット通信をおこなわせるようにすることもできる。LANポートには例えばラントロニクス社製のWi-portやX-portを用いることが出来る。これらを採用すると、機器ID設定確認機能、時計・時間管理機能、警告E-mail送信機能も実現できる。また、プロトコルはTCP/IPプロトコルやUDPプロトコルを用いたネットワーク通信などを採用することができる。なお、イーサネット通信に関しては、電力線送信通信（PLC/BPL）を用いることもできる。

【0031】

電源部206は、出力ボックス200の駆動電力を供給する。出力ボックス200で使用される電力量は小さいので、たとえば、電力量を4.8Vとするとニッケル水素単三乾電池4個でおよそ2日間連続的に駆動することができる。なお、充電回路を内蔵し、USB端子や外部電源から電力供給を受けるようにしてもよい。リチウム電池・リチウムポリマー電池等の容量の大きい二次電池（単セル3.7V）を用いれば、長時間の連続駆動を実現することもできる。さらには複数の電池セルを直列接続することにより7.2V駆動や、11.1V駆動により、より高精度な増幅性能を得ることもできる。

【0032】

表示PC300は、機能的構成として、心拍動処理部301と表示部302と頻出パターン抽出部303と、を有する。

【0033】

心拍動処理部301は、出力ボックス200から経時的に出力されるデータから心拍動のデータを分離抽出する。利用者たとえば寝たきりの患者から体表に現れる振動は、周期的なものとしては呼吸振動と心拍動があり、突発的なものとしては咳と体の揺すりがある。呼吸振動はたとえば、過去100呼吸の平均をとれば心拍動が平準化されるので、その電位の変化を差し引くようにして（基線変化を差し引くようにして）呼吸振動によるノイズを分離除去できる。咳もその回数や強弱に共通点が多いので過去発生したものをを用いて同様に分離除去してもよいが、本実施の形態では、回路の複雑さをなくするためカットするようにしている。体の揺すりは、パターン化しにくい、パターン化しているものであればそのデータに基づいて除去するようにしてもよい（本実施の形態ではカットしている）。

【0034】

なお、急峻な立ち上がり、立ち下がりであっても、サンプリングレートを大きくすることにより曲線を近似して咳部分を分離させるようにしてもよい。

【0035】

図5は、呼吸振動と心拍動との混合データの例である。ここでは、6回大きく振幅が変動しているが、呼吸に基づくものである、基線の変化としてとらえ、これを差し引くようにして心拍動を抽出する。図6は、図5に示したような混合データから、実際にノイズ（呼吸振動）を除去してオシロスコープ画面を示した心拍動データの実例である。図示した波形から明らかなように、心音ではなく心臓の実際の振動が現れていることが確認できる。

【0036】

なお、各振動成分の圧電素子の出力電圧とその周波数を列挙する。括弧内は、検出・フ

10

20

30

40

50

ィルタリング法を示している。

- ・呼吸性動揺：0.1 V～数V、0.1 Hz～0.3 Hz (LPF)
- ・いびき：数十mV～数百mV、100 Hz～200 Hz
- ・心拍動：1 mV～数mV、約10 (LPF/ITG)
- ・周辺音：数十μV～数百μV
- ・心音：数μV、100 Hz～400 Hz (BPF/HF)

【0037】

また、波形解析に際しては、単純域値判定法のほか、フーリエ変換解析、ウェーブレット解析、自己組織化マッピング、ベイジアンネットワーク等の人工神経ネットワーク解析を単独あるいは併用して解析してもよい。なお、解析に際しては適宜デジタルフィルタリング処理も含まれるものとする。

10

【0038】

表示部302は、縦軸に時間を横軸に心拍動の強さを表示する。表示の仕方は限定されないが、たとえば、心拍数の動的表示のように、現在のデータをリアルタイムに表示していき、過去の心拍動の強弱は画面上で左（または右）に全体が流れていくようにしてもよい。また、所定の閾値より心拍動が小さくなった場合や不整脈が生じたと見られる場合は、適宜警告を発するようにしてもよい。

【0039】

頻出パターン抽出部303は、心拍動データ、並びに、利用者の体温、および／または、利用者の血液データ（γGTP、総コレステロール、総タンパクなど）、および／または、利用者の既往歴（過去に発生した不整脈、発熱、嘔吐など）、および／または、気温、および／または、大気圧、および／または、湿度、および／または、月齢、に基づいてデータマイニング手法を用いて、相関関係がある頻出パターンを抽出する。このパターンは個人によって異なる。たとえば、気温と大気圧と心拍動データに相関がある場合があり、気温が夜に15℃以上でその日の朝の気温が5℃以下であって大気圧が970 hPaを下回る場合に不整脈が発生する、といった例を挙げることができる。このような相関関係をデータマイニングにより抽出する。なお、用いるデータは上記に限定されず、生年月日や、満潮・干潮の日時、騒音の経時変化などを追加して採用してもよい。

20

【0040】

このようなデータは、適宜利用者へフィードバックして、健康状態の把握や疾患予防に役立てることができる。

30

【産業上の利用可能性】

【0041】

本発明は、上記の例に限定されず、たとえば、椅子の背もたれ部や座面に設置して計測をおこなうようにしてもよい。また、他の医療機器や一般民生機器と連動して、利用者の身体状態の診断・治療・健康管理をおこなうようにしてもよい。

【符号の説明】

【0042】

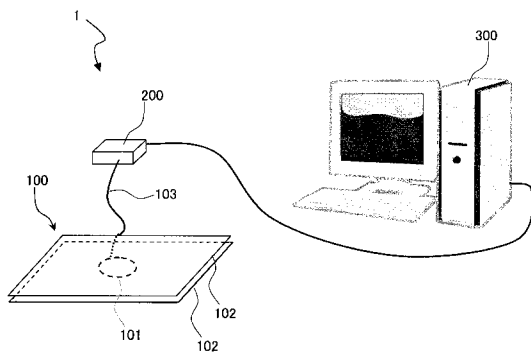
- 1 心拍動モニタリング装置
- 100 センサ板
- 101 圧電素子
- 102 平板
- 103 コード
- 200 出力ボックス
- 201 増幅回路部
- 202 積分回路部
- 203 フィルター回路部
- 204 AD変換回路部
- 205 伝送ユニット部
- 206 電源部

40

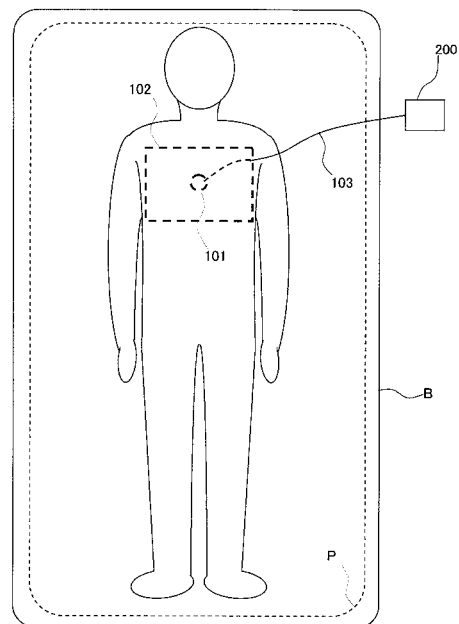
50

- 300 表示PC
- 301 心拍動処理部
- 302 表示部
- 303 頻出パターン抽出部

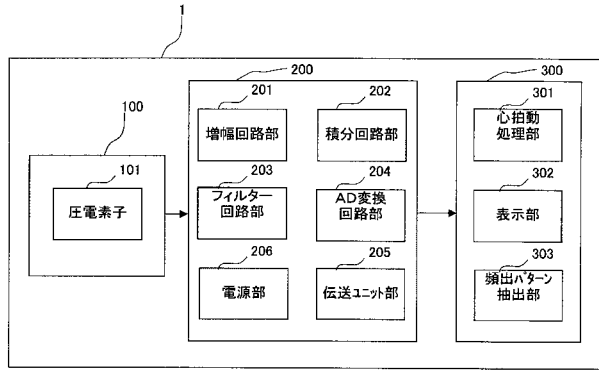
【図1】



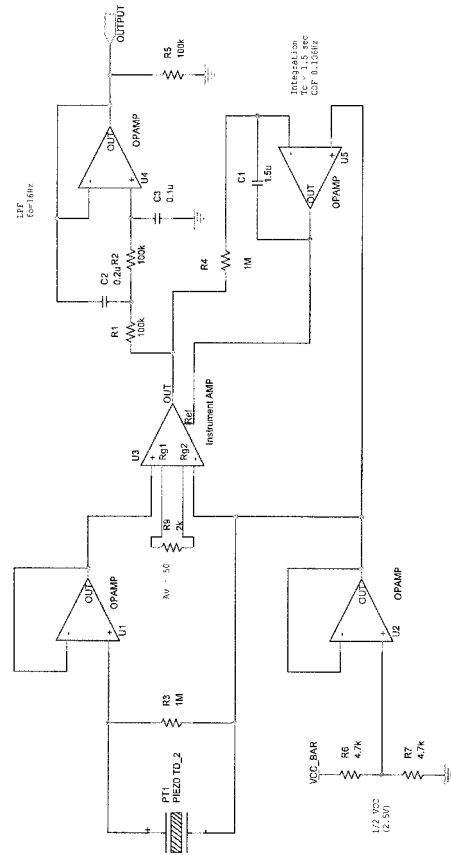
【図2】



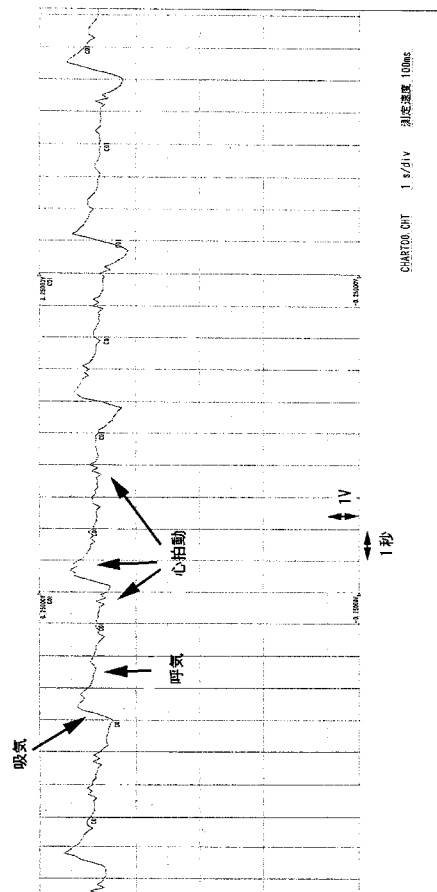
【図 3】



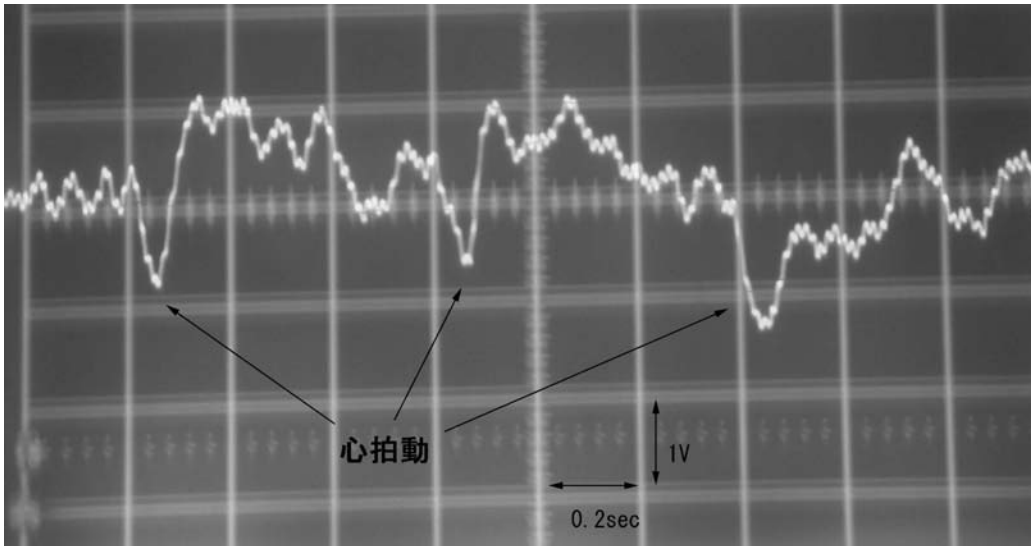
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	心跳监测装置和心脏相关模式提取方法		
公开(公告)号	JP2011015819A	公开(公告)日	2011-01-27
申请号	JP2009162339	申请日	2009-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	丸山信行		
申请(专利权)人(译)	丸山信行		
[标]发明人	丸山信之		
发明人	丸山 信之		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0428 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/04.310.A A61B5/04.300.M A61B5/04.310.B A61B5/00.101.R		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/CC01 4C027/CC02 4C027/GG15 4C027/GG18 4C027/KK07 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XD22 4C117/XE14 4C117/XE23 4C117/XE26 4C117/XE57 4C117/XG17 4C117/XJ17 4C117/XJ45 4C117/XR02 4C127/AA02 4C127/CC01 4C127/CC02 4C127/GG15 4C127/GG18 4C127/KK07 4C127/LL13		
代理人(译)	田边弘		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不给用户带来负担的情况下，长时间地连续监测心脏本身的运动 平板插入放置使用者胸部位置的床部分，平板包括两个夹着压电元件101的相同形状的平板，用于放大压电元件101的电压信号的电压传感器输出盒200和显示PC300用于根据心跳监测装置1的算法提取心跳数据。通过由体重按压的大面积平板102，可以基于心脏的运动有效地收集出现在体表上的小振动，并通过压电转换作为连续信号取出。点域

