

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3815448号

(P3815448)

(45) 発行日 平成18年8月30日(2006.8.30)

(24) 登録日 平成18年6月16日(2006.6.16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O A

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

A 6 1 B 5/10 3 1 O A

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2003-75838 (P2003-75838)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成15年3月19日(2003.3.19)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開2004-283228 (P2004-283228A)		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(43) 公開日	平成16年10月14日(2004.10.14)	(74) 代理人	100091823
審査請求日	平成17年2月28日(2005.2.28)		弁理士 榑淵 昌之
		(74) 代理人	100101775
			弁理士 榑淵 一江
		(72) 発明者	小須田 司
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
		(72) 発明者	川船 豊
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 情報収集装置および脈拍計

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

人体に装着して脈拍に関する情報を収集する情報収集装置において、  
装着部位の生体表面の形状変化に伴って発生する体動成分を検出し第1体動検出信号を出力する第1体動検出部と、

前記人体の動きに伴って発生する体動成分を検出し第2体動検出信号を出力する第2体動検出部と、

脈波成分を検出し脈波検出信号を出力する脈波検出部と、  
を備え、

前記人体の動きが検出される場合には、前記第2体動検出信号に基づいて前記脈波検出信号から体動成分を除去し、 10

前記人体の動きが検出されない場合には、前記第1体動検出信号に基づいて前記脈波検出信号から体動成分を除去する、

ことを特徴とする情報収集装置。

## 【請求項2】

請求項1記載の情報収集装置において、

前記生体表面は、手首の表面であることを特徴とする情報収集装置。

## 【請求項3】

請求項1または請求項2記載の情報収集装置において、

前記第1体動検出部は、圧力センサ、荷重センサあるいは変位センサのいずれかを備え 20

たことを特徴とする情報収集装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の情報収集装置において、  
前記第 2 体動検出部は、加速度センサを備えたことを特徴とする情報収集装置。

【請求項 5】

請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の情報収集装置において、  
前記脈波検出部は、脈波センサを備え、  
前記脈波センサの近傍に前記体動検出部の検出位置を配置したことを特徴とする情報収集装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の情報収集装置において、  
前記脈波検出部は、脈波センサを備え、  
前記脈波センサに対し、装着部位の背面側あるいは同一面側であって前記脈波センサの検出位置を通る同一軸上近傍に前記第 1 体動検出部および前記第 2 体動検出部の検出位置を配置したことを特徴とする情報収集装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の情報収集装置から収集した情報を受信する受信部と、  
受信した情報に含まれる前記第 1 体動検出信号、前記第 2 体動検出信号および脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、  
を備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 8】

請求項 7 記載の脈拍計において、  
収集した情報を外部に送信する送信部を備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 9】

請求項 7 または請求項 8 記載の脈拍計において、  
前記脈拍数算出部は、前記体動検出信号を周波数分析し第 1 周波数分析データを生成する第 1 周波数分析部と、  
前記脈波検出信号を周波数分析し、第 2 周波数分析データを生成する第 2 周波数分析部と、  
前記第 2 周波数分析データに対する前記第 1 周波数分析データの減算処理を行う除去処理部を備えたことを特徴とする脈拍計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は、情報収集装置および脈拍計に係り、特に人体の一部に装着して歩行中あるいは走行中の脈拍を測定するために用いられる情報収集装置および脈拍計に関する。

【従来の技術】

従来より、人体の一部に装着して歩行中あるいは走行中の脈拍を測定する脈波計が知られている。

例えば、特許文献 1 には、腕時計型の脈拍計が開示されている。

上記特許文献 1 に開示されている脈拍計は、加速度センサにより検出した体動信号の周波数分析結果に基づいて体動信号の高調波成分のすべてに相当する周波数成分を脈波信号の周波数分析結果から除去し、体動信号の高調波成分が除去された脈波信号の周波数分析結果のなかから最大のパワーを有する周波数成分を抽出し、当該抽出した周波数成分に基づいて脈拍数を算出するという構成を採っていた。

【0002】

【特許文献 1】

特許第 2816944 号公報

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

上記従来の脈拍計においては、体動成分の検出を加速度センサにより行っていたため、加速度が小さい動作については脈波信号への影響が大きい場合でも検出できず、正しい脈波成分を抽出することができないという不具合があった。

腕時計型の脈拍形においてこのような加速度が小さい動作としては、手を握ったり開いたりする動作がある。手を握ったり開いたりする動作を行うと、手首の直径は数ミリオーダーで変化することとなる。

この影響は、脈波成分には大きく現れるが、体動成分には現れない。このため、脈波成分を正確に抽出することができず、正しい脈拍を計測することができない場合が生じるという問題点があった。

そこで、本発明の目的は、加速度が小さい体動成分が発生した場合でも、確実に脈波成分から体動成分を確実に除去して正確に脈拍数算出を行うための情報収集装置および脈拍計を提供することにある。

#### 【0005】

##### 【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、人体に装着して脈拍に関する情報を収集する情報収集装置において、装着部位の生体表面の形状変化に伴って発生する体動成分を検出し第1体動検出信号を出力する第1体動検出部と、前記人体の動きに伴って発生する体動成分を検出し第2体動検出信号を出力する第2体動検出部と、脈波成分を検出し脈波検出信号を出力する脈波検出部と、を備え、前記人体の動きが検出される場合には、前記第2体動検出信号に基づいて前記脈波検出信号から体動成分を除去し、前記人体の動きが検出されない場合には、前記第1体動検出信号に基づいて前記脈波検出信号から体動成分を除去する、ことを特徴としている。

上記構成によれば、第1体動検出部は、装着部位の生体表面の形状変化に伴って発生する体動成分を検出し第1体動検出信号を出力する。

第2体動検出部、前記人体の動きに伴って発生する体動成分を検出し第2体動検出信号を出力する。

脈波検出部は、脈波成分を検出し脈波検出信号を出力する。

そして、情報収集装置は、前記人体の動きが検出される場合には、前記第2体動検出信号に基づいて前記脈波検出信号から体動成分を除去し、前記人体の動きが検出されない場合には、前記第1体動検出信号に基づいて前記脈波検出信号から体動成分を除去する。

#### 【0006】

これらの場合において、前記生体表面は、手首の表面であるようにしてもよい。

また、前記第1体動検出部は、圧力センサ、荷重センサあるいは変位センサのいずれかを備えるようにしてもよい。

さらに、前記第2体動検出部は、加速度センサを備えるようにしてもよい。

さらにまた、前記脈波検出部は、脈波センサを備え、前記脈波センサの近傍に前記体動検出部の検出位置を配置するようにしてもよい。

また、前記脈波検出部は、脈波センサを備え、前記脈波センサに対し、装着部位の背面側あるいは同一面側であって前記脈波センサの検出位置を通る同一軸上近傍に前記第1体動検出部および前記第2体動検出部の検出位置を配置するようにしてもよい。

#### 【0007】

また、脈拍計は、上述した情報収集装置から収集した情報を受信する受信部と、受信した情報に含まれる前記第1体動検出信号、前記第2体動検出信号および脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、を備えたことを特徴としている。

上記構成によれば、受信部は、上述した情報収集装置から収集した情報を受信する。

これにより、脈拍数算出部は、受信した情報に含まれる前記第1体動検出信号、前記第2体動検出信号および脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する。

#### 【0008】

この場合において、収集した情報を外部に送信する送信部を備えるようにしてもよい。

また、前記脈拍数算出部は、前記体動検出信号を周波数分析し第1周波数分析データを

10

20

30

40

50

生成する第1周波数分析部と、前記脈波検出信号を周波数分析し、第2周波数分析データを生成する第2周波数分析部と、前記第2周波数分析データに対する前記第1周波数分析データの減算処理を行う除去処理部を備えるようにしてもよい。

#### 【0012】

##### 【発明の実施の形態】

次に本発明の好適な実施の形態について図面を参照して説明する。

#### [1] 第1実施形態

図1は、第1実施形態の脈拍測定システムの概要構成図である。

脈拍測定システム10は、大別すると、ユーザの腕に装着されるセンサモジュール11と、PDA(Personal Digital Assistant)、携帯電話などとして構成されるとともに、センサモジュール11と無線を介して接続される携帯装置12と、を備えている。

10

図2はセンサモジュールの装着状態説明図である。

センサモジュール11は、サポータ15により手首に密着するように装着される。サポータ15は、伸縮性を有し、手首を挿入することにより、手首にフィットしてセンサモジュール11を手首の手の甲側に密着させる(図1参照)。

図3は、センサモジュールおよび携帯装置の概要構成ブロック図である。

センサモジュール11は、大別すると、脈波センサ21と、脈波信号増幅回路22と、体動センサ23と、体動信号増幅回路24と、A/D変換回路27と、無線送信回路28と、を備えている。

#### 【0013】

脈波センサ21は、LED(Light Emitting Diode)およびPD(Photo Detector)を備えており、血管内を流れる血液の心拍による脈流に対応する脈波検出信号を脈波信号増幅回路22に出力する。

脈波信号増幅回路22は、入力された脈波検出信号を所定の増幅率で増幅して増幅脈波信号としてA/D変換回路27に出力する。

体動センサ23は、センサモジュール11の装着部位の形状変化、具体的には、手を握ったり開いたりすることによる手首径の変化を検出するためのセンサであり、体動検出信号を体動信号増幅回路24に出力する。この場合において、体動センサは、荷重センサ、圧力センサあるいは変位センサなどで構成することが可能であるが、以下の説明においては、荷重センサを用いる場合を例とする。

20

30

#### 【0014】

体動信号増幅回路24は、入力された体動検出信号を所定の増幅率で増幅して増幅体動信号としてA/D変換回路27に出力する。

A/D変換回路27は、入力された増幅脈波信号をアナログ/デジタル変換して脈波検出データとして無線送信回路28に出力する。またA/D変換回路27は、入力された増幅体動信号をアナログ/デジタル変換して体動検出データとして無線送信回路28に出力する。

無線送信回路28は、入力された脈波検出データおよび体動検出データに基づいて搬送波を変調し、携帯装置12側に送信する。

#### 【0015】

ここで、センサモジュール11の機械的構成について説明する。

図4は、センサモジュール11の概略断面図である。

センサモジュール11は、図4中、下側をユーザの腕に密着させるようになっている。このため、センサモジュール11のケーシング11Aの下側には、カバーガラス30に保護された状態で脈波センサ21を構成するLED31およびPD32が第1基板33に載置されている。そして第1基板33は、ケーシング11Aに支持されている。第1基板33の上部側には、無線送信回路28および各種回路素子34、35、電池支え36、37が載置されている。

第1基板33には、フレキシブル配線板38を介して第2基板39が接続されている。この第2基板39は、ケーシング11Aに支持されている。

40

50

第2基板39の下部側には、各種回路素子40、41が載置されている。

さらに電池支え36、37に支持されて電源42が当接されている。

また、ケーシング11Aの上部側には、体動センサ23が支持されており、この体動センサ23は、電氣的に第2基板39に接続されている。

#### 【0016】

次に携帯装置12の構成について説明する。

一方、携帯装置12は、図3に示すように、大別すると、無線受信回路51と、MPU52と、RAM53と、ROM54と、表示装置55と、操作部56と、を備えている。

無線受信回路51は、センサモジュール11の無線送信回路28から送信された脈波検出データおよび体動検出データを受信し、MPU52に出力する。

MPU52は、携帯装置12を制御する。

RAM53は、各種データを一時的に格納する。

ROM54は、MPU52の用いる各種制御プログラムなどをあらかじめ記憶している。

表示装置55は、液晶ディスプレイなどを備え、MPU52の制御下で脈拍数データなどの各種データを表示する。

操作部56は、操作ボタンなどの操作子を備え、データの入力やコマンドの入力などを行う。

#### 【0017】

次に脈波検出データおよび体動検出データを受信したMPUにおける脈拍数算出処理について説明する。

図5は、MPU52が受信した脈波検出データの周波数分析結果の説明図である。

また、図6はMPU52が受信した体動検出データの周波数分析結果の説明図である。

まず、MPU52は、無線受信回路51を介して脈波検出データおよび体動検出データを受信すると、順次RAM53に格納する。

続いてMPU52は、RAM53に所定数のデータが格納されると、RAM53に格納した脈波検出データおよび体動検出データをそれぞれ順次読み出し、FFTを施して周波数分析を行う。

#### 【0018】

図7は、周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の体動検出データとの差である差データの説明図である。

MPU52は、周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の体動検出データとを比較し、同一の周波数成分の差を求めて差データを生成する。

図8は、差データの周波数分析結果の説明図である。

これにより、得られた差データとしての周波数分析結果は、実質的に脈波センサの出力信号(脈波成分+体動成分)から、例えば、手を握ったり開いたりする動作による手首の変形(手首の径の増減)に起因する体動成分を除去したもの、すなわち、主として脈波成分に対応する脈波データとなる。

さらにMPU52は、得られた脈波データから最大の周波数成分を脈拍スペクトルとして、その周波数から脈拍数を算出する。

そしてMPU52は、表示装置55に脈拍数を表示することとなる。

以上の説明のように、本第1実施形態によれば、手を握ったり開いたりする動作による手首の変形(手首の径の増減)に代表される装着部位の変形に起因して発生する体動成分を確実に検出して把握できる。このため、装着部位の変形に起因する体動成分を確実に除去でき、正確な脈波成分検出、ひいては、正確な脈拍数の測定が行える。

#### 【0019】

##### [1.1] 第1変形例

以上の説明においては、脈波検出データから体動検出データを周波数分析(FFT)を行う前に差し引いて差データを算出する構成としていたが、本第1変形例は、脈波検出データおよび体動検出データを周波数分析を行ってから、差データを算出する場合の変形例である。以下、第1変形例について説明する。

10

20

30

40

50

本第1変形例においては、MPU52は、RAM53に格納した脈波検出データおよび体動検出データのそれぞれについて周波数分析（FFT）を行う。

次にMPU52は、周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の体動検出データとの差である差データを求める。

そして得られた差データから脈波の高調波成分を抽出し、その周波数から脈拍数を算出することとなる。

#### 【0020】

次により具体的な脈拍数算出処理について説明する。

図9は、脈波検出データの周波数分析結果の説明図である。

また、図10は体動検出データの周波数分析結果の説明図である。

10

まず、MPU52は、RAM53に格納した脈波検出データおよび体動検出データをそれぞれ順次読み出し、FFTを施して周波数分析を行う。

図11は、周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の体動検出データとの差である差データの説明図である。

次にMPU52は、周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の体動検出データとを比較し、同一の周波数成分の差を求めて差データを生成する。

#### 【0021】

これにより、得られた差データとしての周波数分析結果は、実質的に脈波センサの出力信号（脈波成分+体動成分）から、例えば、手を握ったり開いたりする動作による手首の変形（手首の径の増減）に起因する体動成分を除去したものの、すなわち、主として脈波成分 20

に対応する脈波データとなる。

さらにMPU52は、得られた脈波データから最大の周波数成分を脈拍スペクトルとして、その周波数から脈拍数を算出する。

そしてMPU52は、表示装置55に脈拍数を表示することとなる。

以上の説明のように、本第1変形例によっても、手を握ったり開いたりする動作による手首の変形（手首の径の増減）に代表される装着部位の変形に起因して発生する体動成分を確実に検出して把握できる。このため、体動成分を確実に除去でき、正確な脈波成分検出、ひいては、正確な脈拍数の測定が行える。

#### 【0022】

##### [1.2]第2変形例

30

以上の説明においては、MPUの内部処理として脈波検出データから体動検出データを周波数分析（FFT）を行う前あるいは行った後に差し引いて差データを算出する構成としていたが、本第2変形例は、適応フィルタを用いて脈波検出データから体動成分を除去する場合の変形例である。

図12に適応フィルタの一例の概要構成ブロック図を示す。

適応フィルタ60は、大別するとフィルタ係数生成部61と、合成部62と、を備えている。

フィルタ係数生成部61は、体動成分除去部として機能しており、合成部62が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数 $h$ を生成する。そして入力された体動成分検出信号として機能する体動検出データ（ $=k(n)$ ）に適応フィルタ係数 $h$  40

を適用して体動除去データ（ $=h \cdot k(n)$ ）を生成して合成部62に出力する。

#### 【0023】

合成部62は、除去処理部として機能しており、前回抽出した脈波検出データ（ $=$ 脈波成分+体動成分）と体動除去データを合成し、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去（減算）して、脈波成分を抽出する。

次に本第2変形例におけるより具体的な脈拍数算出処理について説明する。

図13は、脈波検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。

また、図14は図13の脈波検出データに対応する体動検出データを同一の時間軸で時系列順に並べてグラフ化したものである。

まず、MPU52は、RAM53に格納した脈波検出データおよび体動検出データを順次 50

読み出し、あるサンプリングタイミングにおける脈波検出データを合成部 6 2 に出力する。

【 0 0 2 4 】

また、M P U 5 2 は、各脈波検出データに対応する圧力検出データをフィルタ係数生成部 6 1 に出力する。

これによりフィルタ係数生成部 3 1 は、合成部 6 2 が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数  $h$  を生成する。そして入力された体動成分検出信号として機能する圧力検出データ ( $= k(n)$ ) に適応フィルタ係数  $h$  を適用して体動除去データ ( $= h \cdot k(n)$ ) を合成部 6 2 に出力する。

これにより合成部 6 2 は、今回の脈波データと体動除去データとを合成して、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去 (減算) して、脈波成分を抽出して差データ ( $=$  フィルタ適用後のデータ) を出力する。

10

【 0 0 2 5 】

図 1 5 は、図 1 3 の脈波検出データおよび図 1 4 の体動検出データに対して適応フィルタを適用して得られた差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

次に M P U 5 2 は、差データに対し F F T を施す。

図 1 6 は、図 1 5 の差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

これにより、得られた周波数分析結果は、実質的に脈波センサの出力信号 (脈波成分 + 体動成分) から、手を握ったり開いたりする動作による手首の変形 (手首の径の増減) に代表される装着部位の変形に起因して発生する体動成分を除去したもの、すなわち、主として脈波成分に対応する脈波データとなる。

20

さらに M P U 5 2 は、主として脈波成分を含む、得られた脈波データから最大の周波数成分を脈拍スペクトルとして、その周波数から脈拍数を算出する。

そして M P U 5 2 は、表示装置 5 5 に脈拍数を表示することとなる。

以上の説明のように、本第 2 変形例によっても、手を握ったり開いたりする動作による手首の変形 (手首の径の増減) に代表される装着部位の変形に起因して発生する体動成分を確実に検出して把握できる。このため、体動成分を確実に除去でき、正確な脈波成分検出、ひいては、正確な脈拍数の測定が行える。

【 0 0 2 6 】

[ 2 ] 第 2 実施形態

30

図 1 7 は、第 2 実施形態のセンサモジュールおよび携帯装置の概要構成ブロック図である。図 1 7 において、図 3 の第 1 実施形態と同様の部分には同一の符号を付している。

センサモジュール 1 1 は、大別すると、脈波センサ 2 1 と、脈波信号増幅回路 2 2 と、第 1 体動センサ 2 3 と、第 1 体動信号増幅回路 2 4 と、第 2 体動センサ 2 5 と、第 2 体動信号増幅回路 2 6 と、A / D 変換回路 2 7 と、無線送信回路 2 8 と、を備えている。

脈波センサ 2 1 は、L E D (Light Emitting Diode) および P D (Photo Detector) を備えており、血管内を流れる血液の心拍による脈流に対応する脈波検出信号を脈波信号増幅回路 2 2 に出力する。

【 0 0 2 7 】

脈波信号増幅回路 2 2 は、入力された脈波検出信号を所定の増幅率で増幅して増幅脈波信号として A / D 変換回路 2 7 に出力する。

40

第 1 体動センサ 2 3 は、センサモジュール 1 1 の装着部位の形状変化、具体的には、手を握ったり開いたりすることによる手首径の変化を検出するためのセンサであり、第 1 体動検出信号を第 1 体動信号増幅回路 2 4 に出力する。この場合において、第 1 体動センサは、荷重センサ、圧力センサあるいは変位センサなどで構成することが可能であるが、以下の説明においては、荷重センサを用いる場合を例とする。

第 1 体動信号増幅回路 2 4 は、入力された第 1 体動検出信号を所定の増幅率で増幅して第 1 増幅体動信号として A / D 変換回路 2 7 に出力する。

第 2 体動センサ 2 5 は、ユーザの腕振りなどの腕の動きに伴って発生する体動成分を検出するためのセンサであり、第 2 体動検出信号を第 2 体動信号増幅回路 2 6 に出力する。

50

## 【0028】

第2体動信号増幅回路26は、入力された第2体動検出信号を所定の増幅率で増幅して第2体動信号としてA/D変換回路27に出力する。

A/D変換回路27は、入力された増幅脈波信号をアナログ/デジタル変換して脈波検出データとして無線送信回路28に出力する。またA/D変換回路27は、増幅された第1体動信号をアナログ/デジタル変換して第1体動検出データとして無線送信回路28に出力する。さらにA/D変換回路27は、増幅された第2体動信号をアナログ/デジタル変換して第2体動検出データとして無線送信回路28に出力する。

## 【0029】

無線送信回路28は、入力された脈波検出データ、第1体動検出データあるいは第2体動検出データに基づいて搬送波を変調し、携帯装置12側に送信する。

図18は、センサモジュールの概略断面図である。図18において、図4と同様の部分には同一の符号を付すものとする。

センサモジュール11Xは、図18中、下側をユーザの腕に密着させるようになっている。このため、センサモジュール11Xのケーシング11Aの下側には、カバーガラス30に保護された状態で脈波センサ21を構成するLED31およびPD32が第1基板33に載置されている。そして第1基板33は、ケーシング11Aに支持されている。第1基板33の上部側には、第2体動センサ25として機能する加速度センサ、各種回路素子34、35および電池支え36、37が載置されている。

## 【0030】

第1基板33には、フレキシブル配線板38を介して第2基板39が接続されている。この第2基板39は、ケーシング11Aに支持されている。

第2基板39の上部側には、無線送信回路28および各種回路素子40、41が載置されている。

さらに電池支え36、37に支持されて電源42が当接されている。

また、ケーシング11Aの上部側には、第1体動センサ23が支持されており、この第1体動センサ23は、導通部材43、44を介して電氣的に第2基板39に接続されている。

## 【0031】

本第2実施形態では、適応フィルタを用いて脈波検出データから体動成分を除去している。

図19は適応フィルタの一例の概要構成ブロック図である。

適応フィルタ70は、大別するとフィルタ係数制御部71と、第1適応フィルタ係数生成部72と、第2適応フィルタ係数生成部73と、合成部74と、を備えている。

ここで、フィルタ係数制御部71、第1適応フィルタ係数生成部72および第2適応フィルタ係数生成部73は体動成分除去部として機能している。

フィルタ係数制御部71は、合成部74が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数 $h$ を生成して第1適応フィルタ係数生成部72および第2適応フィルタ係数生成部73に適応フィルタ係数 $h$ を出力する。

## 【0032】

これにより、第1適応フィルタ係数生成部72は体動センサ23が出力した体動検出信号(第1体動検出信号)をA/D変換することにより得られる第1体動検出データに適応フィルタ係数 $h$ を適用して第1体動除去データを生成して合成部74に出力する。

一方、第2適応フィルタ係数生成部73は加速度センサ45が出力した体動検出信号(第2体動検出信号)をA/D変換することにより得られる第2体動検出データに適応フィルタ係数 $h$ を適用して第2体動除去データを生成して合成部74に出力する。

合成部74は、除去処理部として機能しており、脈波検出データ(=脈波成分+体動成分)、第1体動除去データおよび第2体動除去データを合成し、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去(減算)して、脈波成分を抽出する。そして、第1実施形態の第2変形例と同様の処理により脈拍数の算出表示を行う。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 3 3 】

## [ 2 . 1 ] 変形例

次に第 2 実施形態の変形例について説明する。

本変形例は、上記第 2 実施形態が脈波検出データ (= 脈波成分 + 体動成分)、第 1 体動検出データおよび第 2 体動検出データの全てを用いて脈波成分を抽出していたのに対し、本第 1 変形例は、装着部の形状変化に起因する体動成分に相当する第 1 体動検出データの影響は安静時には大きい、運動 (歩行、走行) 時には小さく、逆に第 2 体動検出データの影響は安静時には小さい、運動 (歩行、走行) 時には大きいことを利用する変形例である。

大きな体動がない場合、すなわち、安静時には、脈波検出データおよび第 1 体動検出データを用いて脈波成分を抽出する。一方、大きな体動がある場合、すなわち、運動時には、脈波検出データおよび第 2 体動検出データを用いて脈波成分を抽出する。

10

## 【 0 0 3 4 】

従って、適応フィルタ係数生成部を一つ設けるだけでよいので、装置構成および処理が簡略化されるのである。

図 20 は適応フィルタの一例の概要構成ブロック図である。

適応フィルタ 80 は、大別すると、体動有無判定部 81 と、データ切換部 82 と、フィルタ係数生成部 83 と、合成部 84 と、を備えている。

体動有無判定部 81 は、第 2 体動検出データに基づいて大きな体動があるか否かを判別し、切換信号をデータ切換部 82 に出力する。

20

この結果、大きな体動がないと判別された場合には、切換信号によりデータ切換部 82 は、第 1 体動検出データ側に切り替わる。

従って、フィルタ係数生成部 83 は、合成部 84 が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数  $h$  を生成する。そして入力された体動成分検出信号として機能する第 1 体動検出データ (=  $k(n)$ ) に適応フィルタ係数  $h$  を適用して第 1 体動除去データ (=  $h \cdot k(n)$ ) を生成して合成部 84 に出力する。

## 【 0 0 3 5 】

合成部 84 は、除去処理部として機能しており、前回抽出した脈波検出データ (= 脈波成分 + 体動成分) と第 1 体動除去データを合成し、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去 (減算) して、脈波成分を抽出する。

30

一方、体動有無判定部 81 により、大きな体動があると判別された場合には、切換信号によりデータ切換部 82 は、第 2 体動検出データ側に切り替わる。

従ってフィルタ係数生成部 83 は、合成部 84 が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数  $h$  を生成する。そして入力された体動成分検出信号として機能する第 2 体動検出データ (=  $k(n)$ ) に適応フィルタ係数  $h$  を適用して第 2 体動除去データ (=  $h \cdot k(n)$ ) を生成して合成部 84 に出力する。

合成部 84 は、除去処理部として機能しており、前回抽出した脈波検出データ (= 脈波成分 + 体動成分) と第 2 体動除去データを合成し、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去 (減算) して、脈波成分を抽出する。

以上の説明のように本第 2 実施形態の変形例によれば、装置構成を簡略化し、処理を簡素化して確実に脈波成分を抽出することができる。この結果、正確に脈拍数を検出することができる。

40

## 【 0 0 3 6 】

## [ 3 ] 応用例

次に本発明の脈拍測定システムの応用例を説明する。

図 21 は、脈拍測定システムの応用例の説明図である。

図 21 に示すように、ユーザが自宅にいる場合には、腕にセンサモジュール 11 を装着するとともに、自宅内に携帯装置 12 と同様の構成を有し、電話回線などのネットワークを介して脈拍数データの送信先である病院などと接続されている据え置き装置 12A を動作状態としておく。

50

これによりセンサモジュール 1 1 により検出された脈波検出データおよび体動検出データは、無線送信回路 2 8 を介して、据え置き装置 1 2 A の無線受信回路を介して受信され、病院側にネットワークを介して通知される。

【 0 0 3 7 】

また、ユーザが外出している場合には、腕にセンサモジュール 1 1 を装着するとともに、携帯装置 1 2 を携帯する。

これによりセンサモジュール 1 1 により検出された脈波検出データおよび体動検出データは、無線送信回路 2 8 を介して、携帯装置 1 2 の無線受信回路 5 1 を介して受信され、脈拍数データが R A M 5 3 内に格納される。

その後、形態装置 1 2 を据え置き装置に図示しない通信インターフェースを介して据え置き装置 1 2 A に接続することにより電話回線などのネットワークを介して脈拍数データが病院側に通知される。

【 0 0 3 8 】

[ 4 ] 実施形態の変形例

[ 4 . 1 ] 第 1 変形例

以上の説明においては、センサモジュールの電源として電池を用いる場合について説明したが、電池に代えて小型の発電装置を用いるようにすることも可能である。

図 2 2 は、発電装置の構成を示す平面図、図 2 3 は図 2 2 の発電装置の概略側断面図である。

発電装置 9 0 は、発電機構部 9 0 a、電圧制御回路 9 0 b 及びコンデンサ 9 0 c から構成されている。

発電機構部 9 0 a は、ユーザの手の振りなどによる回転錘 9 1 の回転によって発電を行うように構成されている。

即ち、図 2 2 および図 2 3 に示すように、発電機構部 9 0 a は、ベース 9 2 及びカバー 9 3 からなるケースを備え、このケース内にはベース 9 2 に固定された回転軸 9 1 a を中心として回転する回転錘 9 1 が設けられている。この回転錘 9 1 は、その重心が回転軸 9 1 a 位置から大きくずれた位置となるような形状をなしている。さらに、回転錘 9 1 には歯車 9 1 b が固定されており、回転錘 9 1 の回転と共に歯車 9 1 b も回転するようになっている。

【 0 0 3 9 】

また、上記ケース内には、歯車 9 1 b の回転に伴って回転する中間車 9 4、及びこの中間車の回転に伴って回転する発電ロータ 9 5 が設けられている。これらの歯車 9 1 b、中間車 9 4 によって一般に輪列機構と称される回転運動伝達機構が形成されている。

発電ロータ 9 5 は、その回転軸と、この回転軸に直交する方向に N 極と S 極を有し回転軸に固定された永久磁石とから構成されている。さらに、発電ロータ 9 5 を両端部に間に挟むように略 C 字型の高透磁率材からなるステータ 9 6 が配置され、このステータ 9 6 の中央部分に導線が巻回されてコイル 9 7 が形成されている。

また、ベース 9 2 と回転錘 9 1 との間には回転錘 9 1 の回転を支持するベアリング 9 8 が配置されている。

また、ベース 9 2 の回転軸 9 1 a の周囲の空き領域には、電圧制御回路 9 0 b 及びコンデンサ 9 0 c が配置されている。

【 0 0 4 0 】

上述した発電機構部 9 0 a では、次のようにして発電が行われる。即ち、ユーザの腕の振りなどにより回転錘 9 1 が回転すると、この回転運動が発電ロータ 9 5 に伝達されて発電ロータ 9 5 が回転する。

発電ロータ 9 5 が回転すると、発電ロータ 9 5 の永久磁石が回転し、永久磁石の両磁極は回転に伴ってステータ 9 6 の両端部と交互に対向し、対向した瞬間に永久磁石の N 極から発せられた磁束はステータ 9 6 内を通過して S 極に至る。これにより、コイル 9 7 の巻回軸に沿って瞬時に磁束が通過する。また、コイル 9 7 内を通過する磁束は、発電ロータ 9 5 の回転に同期して反転する。これにより、コイル 9 7 にはレンツの法則に基づく誘導起電

10

20

30

40

50

力が発生して発電が行われ、コイル 97 の両端からは回転錘 91 の回転に伴って交流電力が出力される。

電圧制御回路 90b は、図 24 に示すように、リミッタ回路 101、ダイオード 102、コンデンサ 103 及び昇圧回路 104 から構成されている。

リミッタ回路 101 は、コイル 97 に並列に接続され、所定の上限值を超えてコイル 97 の誘起電流が出力されないようにしている。これにより、大きな誘起電流が発生した場合も、後段に接続された回路の破壊等が防止される。

#### 【0041】

ダイオード 102 とコンデンサ 103 は直列接続されて、この直列回路がリミッタ回路 101 に並列接続されている。このダイオード 102 によってコイル 97 に発生した誘起電流は整流され、コンデンサ 103 に一時的に蓄積される。

昇圧回路 104 は、周知のように入力電圧を所定倍して出力する回路で、その入力側はコンデンサ 103 の両端に接続されている。これにより、コンデンサ 103 に蓄積された電圧が、昇圧回路 104 によって昇圧されて出力される。

昇圧回路 104 の出力側にはコンデンサ 90c が並列接続され、昇圧回路 74 から出力された電力はコンデンサ 90c に蓄積される。

また、コンデンサ 90c には、図示しない二次電池が接続されているので、昇圧回路 104 の出力によって二次電池も充電され、これらコンデンサ 90c 及び二次電池に蓄積された電気エネルギーが電源として供給される。

#### 【0042】

従って、センサモジュール 11 は、ユーザが装着している際の運動エネルギーを利用して発電された電力によって駆動するので、半永久的な使用が可能になり、従来のような電池交換を行う必要がない。

また、センサモジュール 11 では、発電装置 90 と二次電池を併用することにより、非発電状態においても、機能を十分に発揮することができる。さらに、二次電池は発電装置 90 によって充電されるので、発電された電気エネルギーのうちセンサモジュールで消費できない分の電気エネルギーを有効に利用することができる。

また、発電装置 90 は、従来例の圧電素子を用いた発電装置に見られるようなクラックによる故障が生ずることなく、長時間安定した発電が可能となり、信頼性及び耐久性に優れている。

また、ステータ 46 に代えて、図 25 に示すように、発電ロータ 45 が挿入される略円形状の開口部 96a を有した一体形状のステータ 96A を用いても良い。

さらに上記構成をピッチ計あるいは歩数計に採用することにより、電池交換の必要がなく、半永久的に使用が可能なピッチ計あるいは歩数計を構成することも可能である。

#### 【0043】

##### [4.2] 第2変形例

以上の説明においては、図 2 に示したように、センサモジュール 11 内に脈波検出センサおよび体動検出センサを設けていたが、図 26 に示すように、センサモジュール 11 内には脈波検出センサのみを設け、手首（装着部位）を介して対称な位置、すなわち、手首を介して同一軸 AX 上に体動検出センサ 23（25）を設けるように構成することも可能である。

#### 【0044】

##### [4.3] 第3変形例

以上の説明においては、制御用プログラムが制御部 5 の ROM 310 内にあらかじめ記憶されている場合について説明したが、各種磁気ディスク、光ディスク、メモリカードなどの記録媒体に制御用プログラムをあらかじめ記録し、これらの記録媒体から読み込み、インストールするように構成することも可能である。また、インターネット、LAN などのネットワークを介して制御用プログラムをダウンロードし、インストールして実行するように構成することも可能である。

#### 【0045】

## 【発明の効果】

本発明によれば脈波センサと体動センサそれぞれの周波数分析結果から脈波成分を抽出するに際し、加速度が小さい体動成分が発生した場合でも、確実に脈波成分から体動成分を確実に除去して正確に脈拍数算出を行え、脈拍検出精度を向上させることができる。

## 【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 実施形態の脈拍測定システムの概要構成図である。

【図 2】センサモジュールの装着状態説明図である。

【図 3】センサモジュールおよび携帯装置の概要構成ブロック図である。

【図 4】センサモジュールの概略断面図である。

【図 5】M P U が受信した脈波検出データの周波数分析結果の説明図である。

10

【図 6】M P U が受信した体動検出データの周波数分析結果の説明図である。

【図 7】周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の体動検出データとの差である差データの説明図である。

【図 8】図 8 は、差データの周波数分析結果の説明図である。

【図 9】脈波検出データの周波数分析結果の説明図である。

【図 10】体動検出データの周波数分析結果の説明図である。

【図 11】周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の体動検出データとの差である差データの説明図である。

【図 12】適応フィルタの一例の概要構成ブロック図である。

【図 13】脈波検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。

20

【図 14】図 13 の脈波検出データに対応する体動検出データを同一の時間軸で時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図 15】図 13 の脈波検出データおよび図 14 の体動検出データに対して適応フィルタを適用して得られた差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図 16】図 15 の差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

【図 17】第 2 実施形態のセンサモジュールおよび携帯装置の概要構成ブロック図である。

【図 18】センサモジュールの概略断面図である。

【図 19】適応フィルタの一例の概要構成ブロック図である。

【図 20】適応フィルタの一例の概要構成ブロック図である。

30

【図 21】脈拍測定システムの応用例の説明図である。

【図 22】発電装置の構成を示す平面図である。

【図 23】図 22 における矢視方向に見た発電装置の概略側断面図である。

【図 24】電圧制御回路の概要構成図である。

【図 25】ロータの変形例の説明図である。

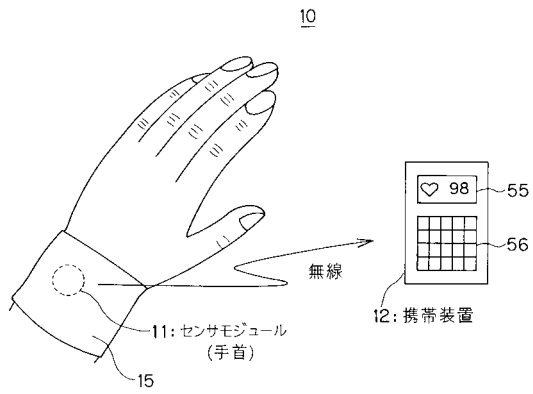
【図 26】手首を介して同一軸上に体動検出センサを設けた場合の説明図である。

## 【符号の説明】

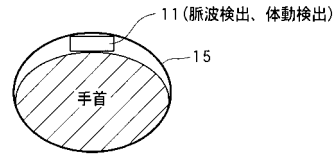
1 0 ... 脈拍測定システム、 1 1 ... センサモジュール、 1 2 ... 携帯装置、 1 5 ... サポータ、  
2 1 ... 脈波センサ、 2 2 ... 脈波信号増幅回路、 2 3 ... 体動センサ、 2 4 ... 体動信号増幅回  
路、 2 5 ... 体動センサ、 2 6 ... 体動信号増幅回路、 2 7 ... A / D 変換回路、 2 8 ... 無線送  
信回路、 4 5 ... 加速度センサ、 5 1 ... 無線受信回路、 5 2 ... M P U、 5 3 ... R A M、 5 4  
... R O M、 5 5 ... 表示装置、 5 6 ... 操作部。

40

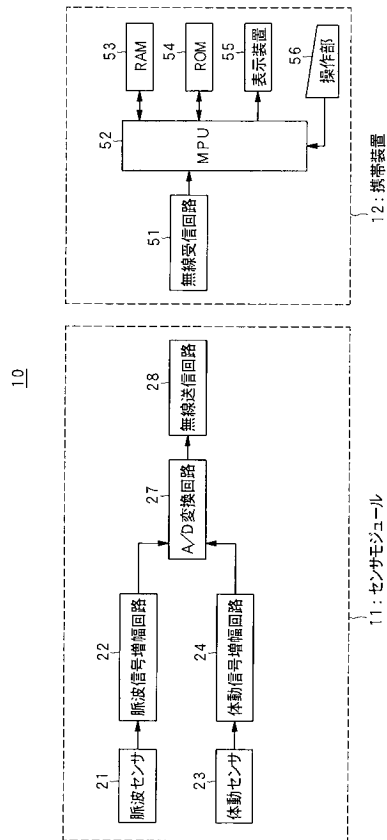
【 図 1 】



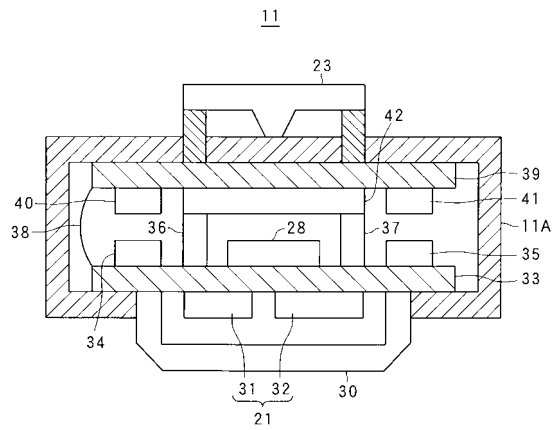
【 図 2 】



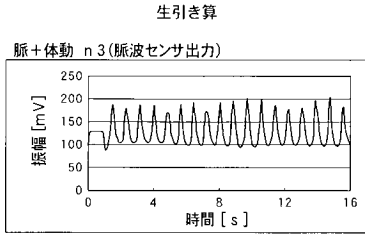
【 図 3 】



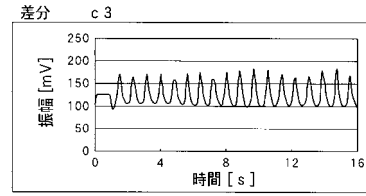
【 図 4 】



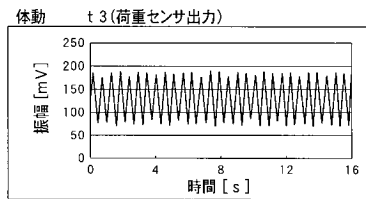
【 図 5 】



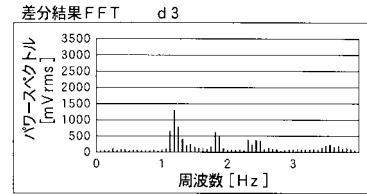
【 図 7 】



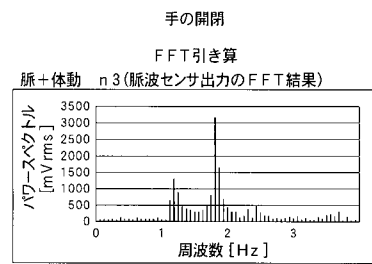
【 図 6 】



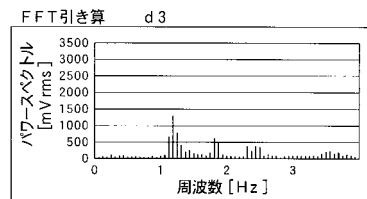
【 図 8 】



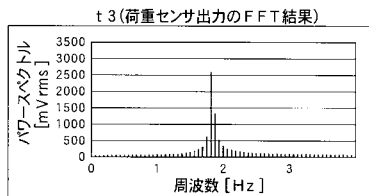
【 図 9 】



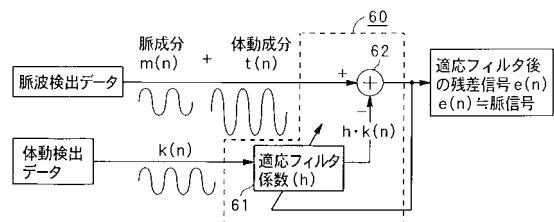
【 図 1 1 】



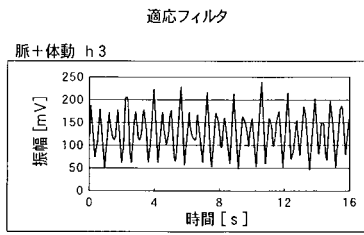
【 図 1 0 】



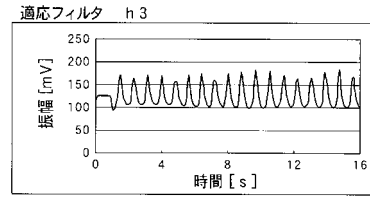
【 図 1 2 】



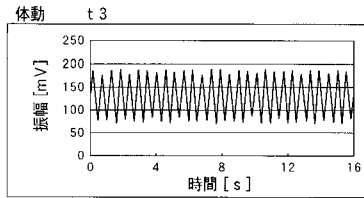
【 図 1 3 】



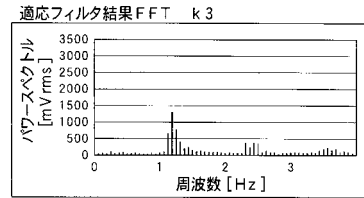
【 図 1 5 】



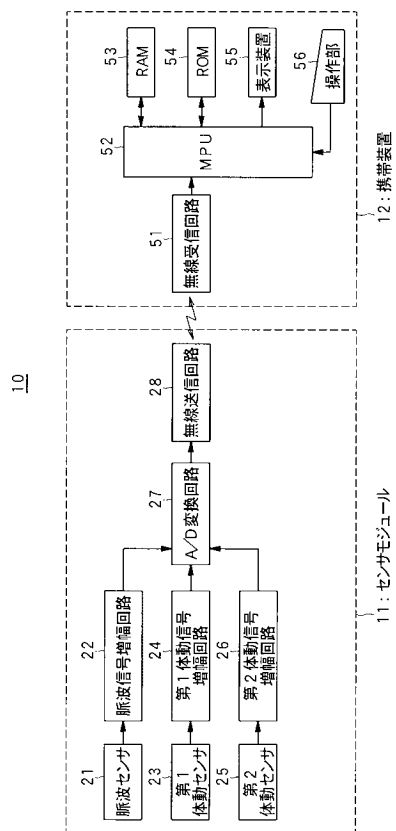
【 図 1 4 】



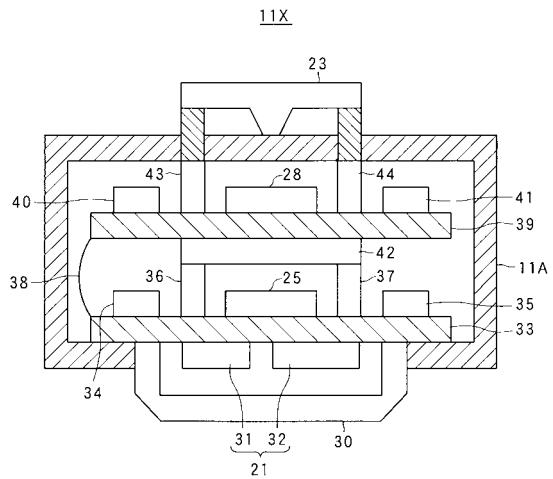
【 図 1 6 】



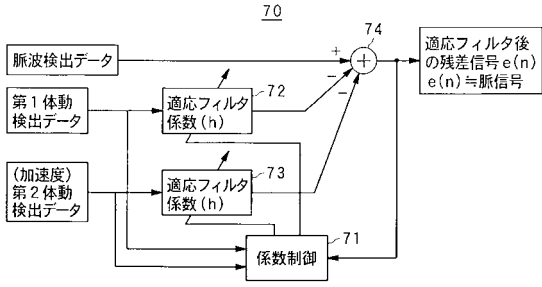
【 図 1 7 】



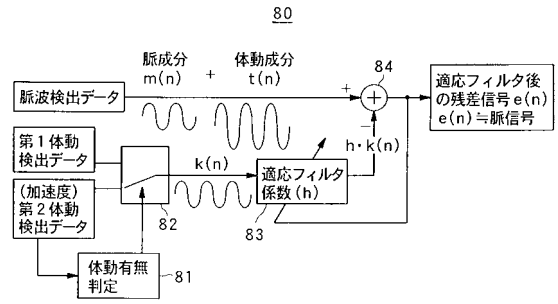
【 図 1 8 】



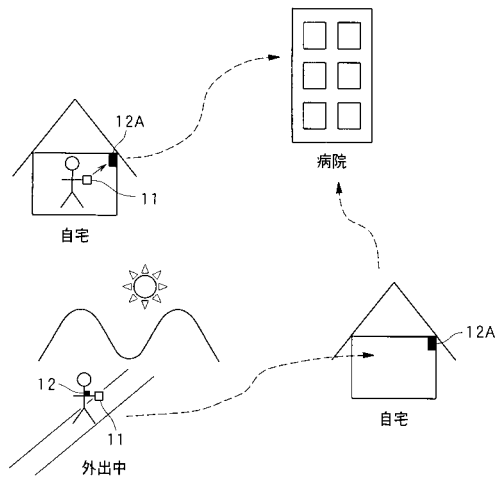
【 図 1 9 】



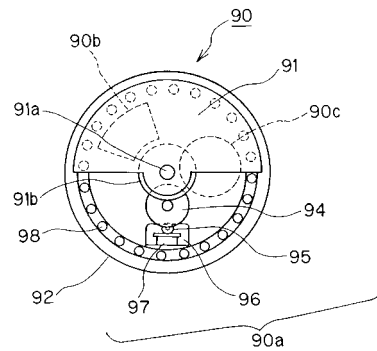
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】

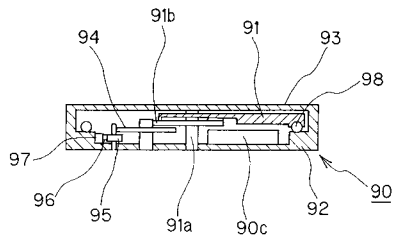


【 図 2 2 】

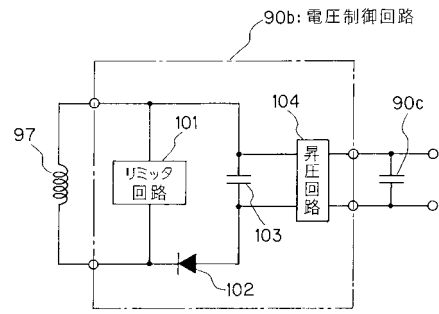




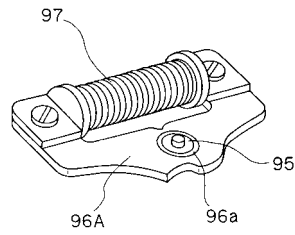
【図 2 3】



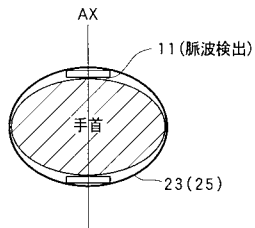
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 座光寺 誠  
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
- (72)発明者 長尾 昭一  
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 実開平03-015502(JP,U)  
特表平07-503648(JP,A)  
特表平05-506802(JP,A)  
特開2000-051164(JP,A)  
特開2002-191580(JP,A)  
米国特許出願公開第2004/236233(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0245

A61B 5/11