

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3584143号

(P3584143)

(45) 発行日 平成16年11月4日(2004.11.4)

(24) 登録日 平成16年8月6日(2004.8.6)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/0245

F I

A 6 1 B 5/02 3 2 2

A 6 1 B 5/02 3 1 O H

請求項の数 4 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願平9-63487	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成9年3月17日(1997.3.17)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開平10-258038		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(43) 公開日	平成10年9月29日(1998.9.29)	(74) 代理人	100104798
審査請求日	平成13年9月19日(2001.9.19)		弁理士 山下 智典
		(74) 代理人	100098084
			弁理士 川▲崎▼ 研二
		(73) 特許権者	000002325
			セイコーインスツルメンツ株式会社
			千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地
		(74) 代理人	100098084
			弁理士 川▲崎▼ 研二
		(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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波検出装置および脈拍計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脈波を検出し脈波信号を出力する脈波検出用センサと、
 前記脈波検出用センサから出力される脈波信号をフィルタリングして出力する可変特性のフィルタであって、脈波信号の通過レベルが基準周波数から脈波の基本波の下限周波数および上限周波数にかけて緩やかに低くなるよう構成されたフィルタと、
 前記フィルタでフィルタリングされた脈波信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出手段と、
 前記脈拍数算出手段で算出された脈拍数に基づいて、前記基準周波数を設定することで前記フィルタの特性を設定する特性設定手段と
 を具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 2】

前記脈波検出用センサから出力される脈波信号を一時格納してから前記フィルタへ出力するバッファと、
 前記バッファに一時格納された脈波信号からインパルスノイズを検出するインパルスノイズ検出手段とを具備し、
 前記特性設定手段は、前記インパルスノイズ検出手段の検出結果をも加味して前記フィルタの特性を設定すること
 を特徴とする請求項 1 記載の脈波検出装置。

【請求項 3】

10

20

前記特性設定手段は、前記フィルタに設定する特性を前記脈拍数算出手段で算出された脈拍数の変動状況に応じて変更する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の脈波検出装置。

【請求項 4】

請求項 1、2 または 3 に記載の脈波検出装置を備え、

前記脈拍数算出手段で算出された脈拍数を告知する告知手段を具備することを特徴とする脈拍計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

10

この発明は、脈波を検出する脈波検出装置、および当該脈波検出装置を用いた脈拍計に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、脈波を検出して脈拍数を算出・告知する脈拍計が市販されている。この種の脈拍計は、人体の被測定部位に近接配置された脈波検出用センサからの出力信号（脈波信号）を用いて脈拍数を算出する。脈拍数の算出方法としては、以下に述べる矩形波処理による方法および周波数分析による方法が知られている。

【0003】

（A）矩形波処理による方法

20

矩形波処理による方法では、脈波信号を矩形波に変換し、この矩形波の周期を測定して脈拍数（周期の逆数に比例）を算出する。すなわち、脈波信号のレベルの変動をそのまま時間領域で調べることによって脈拍数を算出しており、少ない演算量かつ小規模な回路構成で脈拍数を算出することができるという特徴がある。

【0004】

（B）周波数分析による方法

周波数分析による方法では、脈波信号を周波数解析し、その結果として得られるスペクトルにおける最大レベルのスペクトルを抽出し、当該スペクトルの周波数から脈拍数を算出する。すなわち、脈波信号に対して周波数領域でのレベル比較を行って脈拍数を算出している。なお、周波数解析方法としては、通常、FFT が採用される。

30

【0005】

ところで、脈波検出用センサの出力には脈波成分以外のノイズが重畳することがある。ここで重畳するノイズは、定常ノイズとは限らないので、入力段にアナログフィルタを設けただけでは、その影響を十分に取り除くことができない。そこで、本出願人は、以下に述べるノイズの影響を低減する処理 ▲1 ▼～▲3 ▼を提案している。

【0006】

▲1 ▼インパルスノイズ消去処理

ここでいうインパルスノイズとは、突発的に発生するノイズの総称であり、このインパルスノイズが重畳した脈波信号の一例を図 11 に示す。なお、図 11（a）には時間領域における脈波信号が、図 11（b）には当該脈波信号に FFT 処理を施して得られるスペクトルが示されている。図から明らかなように、インパルスノイズが重畳したために、図 11（a）中の期間 $t_1 \sim t_2$ において脈波信号が異常に変化し、図 11（b）においては、脈波の基本波を表すスペクトル SP よりも高レベルのスペクトルが存在している。前述したように、周波数分析による方法では、最も高レベルのスペクトルに基づいて脈拍数を算出するので、図に示すようなインパルスノイズが重畳した脈波信号に対して周波数分析を行っても正確な脈拍数を算出することはできない。

40

【0007】

そこで、本出願人は、上述したインパルスノイズの発生原因となる事象の有無を監視し、その監視結果に基づいて、インパルスノイズが重畳するおそれがある場合には、脈波信号中のインパルスノイズを含む区間（例えば図 11（a）中の期間 $t_1 \sim t_2$ ）にダミー信

50

号を挿入した後に周波数分析を行う装置を提案している（詳しくは、特願平 7 - 2 7 3 2 3 8 号の特許願に添付した明細書および図面参照）。この装置によれば、例えば、図 1 2 (a) に示すように、インパルスノイズが重畳していた期間 $t_1 \sim t_2$ に値が 0 のダミー信号が挿入されるので、図 1 2 (b) に示すように、FFT 処理の結果として得られるスペクトルにおいて、脈波の基本波を表すスペクトル S P が最も高レベルのスペクトルとなる。なお、図 1 2 から明らかなように、上述した装置は周波数分析を前提としている。

【 0 0 0 8 】

▲ 2 ▼ ウィンドウ処理

通常、脈波（脈拍数）の変化は連続的であり、前回の検出値から大きくずれる可能性は低い。このことを利用して、前回の検出値に一定の係数を掛けて今回の検出値の適正な範囲（ウィンドウ）を設定し、範囲外の検出値が得られた場合にはこれをノイズによる異常値として除去する処理がウィンドウ処理である。なお、脈拍数に対するウィンドウの追従性が悪いと、図 1 3 に示すように、運動開始時（ t_1 ）などの脈拍数が急激に変化し得るときには追従できず、その結果、検出値が正常値であっても異常値として除去されてしまうという現象が発生する。しかも、この現象は、ウィンドウが正しく補正されるまで継続する。そこで、本出願人はウィンドウの追従性を向上させる技術を提案している（詳しくは、特願平 8 - 2 4 5 1 1 号の特許願に添付した明細書および図面参照）。

【 0 0 0 9 】

▲ 3 ▼ 体動成分除去処理

前述したように、脈波検出用センサは、通常、使用者の被測定部位に近接配置されるので、使用者が運動している場合には、その体動成分が脈波信号に重畳してしまう。ここで、このような体動成分が重畳した脈波信号に FFT 処理を施して得られるスペクトルを図 1 4 (a) に例示する。この図に示す例では、図中左側のスペクトル群が脈波成分、右側のスペクトル群が体動成分であり、いずれの群のスペクトルも同等程度のレベルとなっている。もちろん、図 1 4 (a) は一例にすぎず、場合によっては、体動成分のスペクトル中に最も高レベルのスペクトルが存在することも有り得る。したがって、体動成分が重畳した脈波信号に対して周波数分析を行っても正確な脈拍数を算出することはできない。

【 0 0 1 0 】

そこで、本出願人は、体動検出用センサを設け、図 1 4 (a) に示すスペクトルから、当該体動検出用センサの出力信号（体動信号）に FFT 処理を施して得たスペクトル（図 1 4 (b) ）を減算し、図 1 4 (c) に示すような脈波成分のみからなるスペクトルを得た後に、最も高レベルのスペクトルを選択する装置を提案している（詳しくは、特開平 7 - 2 7 3 2 3 8 号公報参照）。この装置によれば、図から明らかなように、選択されるスペクトルは、脈波の基本波を表すスペクトル S P となる。なお、スペクトルの減算を行うことから明らかなように、上述した装置は周波数分析を前提としている。

【 0 0 1 1 】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、▲ 1 ▼ のインパルスノイズ除去処理では、インパルスノイズの発生原因となる事象、例えば、腕時計型に適用した場合にはバックライトの点灯やアラームの鳴鐘などを予め設定しておき、設定された事象発生時に脈波信号にダミー信号を挿入している。しかしながら、一般的なインパルスノイズは自装置の内部状態に無関係に発生することもあり、それらの全ての事象を検出することは極めて困難である。一方、事象の発生に関わらずにダミー信号を挿入するようにすれば、インパルスノイズを完全に除去することができるが、本来の脈波成分も全て除去されてしまう。すなわち、▲ 1 ▼ の処理だけでは本来の脈波成分への影響を最小に抑制しつつ全てのインパルスノイズを除去することは困難である。

【 0 0 1 2 】

また、▲ 2 ▼ のウィンドウ処理では、ウィンドウ外の検出値は除去されるので、ウィンドウの変化が脈拍の変化に追従できない場合（例えば不整脈が発生した場合）には、正当な検出値が異常値として除去されてしまう。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

さらに、▲ 3 ▼の体動成分除去処理では、スペクトルの減算を行うようにしているが、実際には脈波検出用センサの出力中の体動成分（図 1 4（a）中右側）と、体動検出用センサの出力中の体動成分（図 1 4（b））とが完全には一致しないことがあり、このような場合には、前者から後者を減算しても体動成分を完全に除去することはできない。

【 0 0 1 4 】

この発明はこのような背景の下になされたもので、脈波波形からノイズ成分を適切に除去した脈波信号を得ることができる脈波検出装置を提供することを第 1 の目的とし、当該脈波検出装置を用いて脈拍数を高い精度で求めることができる脈拍計を提供することを第 2 の目的としている。

10

【 0 0 1 5 】

【課題を解決するための手段】

上述した課題を解決するために、請求項 1 記載の発明は、脈波を検出し脈波信号を出力する脈波検出用センサと、前記脈波検出用センサから出力される脈波信号をフィルタリングして出力する可変特性のフィルタであって、脈波信号の通過レベルが基準周波数から脈波の基本波の下限周波数および上限周波数にかけて緩やかに低くなるよう構成されたフィルタと、前記フィルタでフィルタリングされた脈波信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出手段と、前記脈拍数算出手段で算出された脈拍数に基づいて、前記基準周波数を設定することで前記フィルタの特性を設定する特性設定手段とを具備することを特徴としている。

20

【 0 0 1 7 】

さらに、請求項 2 記載の脈波検出装置は、請求項 1 記載のものにおいて、前記脈波センサから出力される脈波信号を一時格納してから前記フィルタへ出力するバッファと、前記バッファに一時格納された脈波信号からインパルスノイズを検出するインパルスノイズ検出手段とを具備し、前記特性設定手段は、前記インパルスノイズ検出手段の検出結果をも加味して前記フィルタの特性を設定することを特徴としている。

【 0 0 1 9 】

さらに、請求項 3 記載の脈波検出装置は、請求項 1 または 2 記載のものにおいて、前記特性設定手段は、前記フィルタに設定する特性を前記脈拍数算出手段で算出された脈拍数の変動状況に応じて変更することを特徴としている。

30

【 0 0 2 0 】

さらに、請求項 4 記載の脈拍計は、請求項 1、2 または 3 記載の脈波検出装置を備え、前記脈拍数算出手段で算出された脈拍数を告知する告知手段を具備することを特徴としている。

【 0 0 2 1 】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して、この発明の実施形態について説明する。なお、本実施形態による脈拍計は、一般的なデジタル腕時計としての機能を備えており、時計モードと脈拍計モードとを切り替えて使用される。

【 0 0 2 2 】

A：実施形態の構成

A - 1：全体構成

図 1 は同脈拍計の装着態様を示す図であり、腕時計構造を有する装置本体 1 0 と、この装置本体 1 0 に接続されるケーブル 2 0 と、このケーブル 2 0 の先端側に設けられた脈波検出用センサユニット（脈波検出用センサ）3 0 とから大略構成されている。装置本体 1 0 には、腕時計における 1 2 時方向から腕に巻きついてその 6 時方向で固定されるリストバンド 1 2 が設けられ、このリストバンド 1 2 によって、装置本体 1 0 は、腕に着脱自在になっている。脈波検出用センサユニット 3 0 は、センサ固定用バンド 4 0 によって外光を遮光されながら人差し指の根元に装着されている。脈波検出用センサユニット 3 0 を指の根元に装着する理由としては、ケーブル 2 0 の短縮化による運動時の障害除去と外気の影

40

50

響の低減が挙げられる。

【0023】

A - 2 : 脈拍計本体の構成

図2は、本脈拍計の装置本体をリストバンドやケーブルなどを外した状態で示す平面図、図3は、本脈拍計を3時の方向から眺めた側面図である。図2において、装置本体10は、樹脂製の時計ケース11（本体ケース）を備えており、この時計ケース11の表面側には、現在時刻や日付に加えて、脈拍数などの脈波情報などを表示する液晶表示装置13（表示装置）が構成されている。この液晶表示装置13には、表示面の左上側に位置する第1のセグメント表示領域131、右上側に位置する第2のセグメント表示領域132、右下側に位置する第3のセグメント表示領域133、及び左下側に位置するドット表示領域134が設けられており、ドット表示領域134には各種の情報をグラフィック表示することができる。

10

【0024】

時計ケース11の内部には、脈波検出用センサユニット30による検出結果（脈波信号）に基づいて脈拍数の変化などを液晶表示装置13で表示するために、この表示装置に対する制御や検出信号に対する信号処理などを行う制御部5が設けられている。制御部5には、計時回路も構成されているため、通常時刻、ラップタイム、スプリットタイムなども液晶表示装置13に表示可能である。また、時計ケース11の外周部及び表面部には、時刻合わせ、モードの切換、ラップタイムや脈波情報の計測を開始する旨の外部操作などを行うためのボタンスイッチ111～117が設けられている。

20

【0025】

腕装着型脈波計測装置1の電源は、時計ケース11に内蔵されているボタン形の電池59であり、ケーブル20は、電池59から脈波検出用センサユニット30に電力を供給するとともに、脈波検出用センサユニット30の検出結果を時計ケース11の制御部5に入力している。なお、脈拍計1では、手首の屈曲の自由度の確保と転倒時における手の甲の保護のために、装置本体10の大型化の方向を3時及び9時の方向とし、さらに腕時計における9時の方向に大きな張出部分101を有するよう構成し、加えてリストバンド12を3時の方向側に偏った位置で接続するようにしている。

【0026】

また、時計ケース11の内部において、電池59に対して9時の方向には、ブザー用（報知音発生用）の扁平な圧電素子58が配置されている。電池59は、圧電素子58に比較して重いため、装置本体10の重心位置は、3時の方向に偏るが、この偏った側にリストバンド12を接続して装着状態を安定化している。さらに、電池59と圧電素子58とを面方向に配置したことによって本体10の薄型化を、裏面部119に電池蓋118を設けたことによって電池59の交換の容易化を実現している。

30

【0027】

A - 3 : 脈拍計本体の腕への装着構造

図3において、時計ケース11の12時の方向には、リストバンド12の端部に取り付けられた止め軸121を保持するための連結部105が形成されている。時計ケース11の6時の方向には、腕に巻かれたリストバンド12が長さ方向の途中位置で折り返されるとともに、この途中位置を保持するための留め具122が取り付けられる受け部106が形成されている。

40

【0028】

装置本体10の6時の方向において、裏面部119から受け部106に至る部分は、時計ケース11と一体に成形されて裏面部119に対して約115°の角度をなす回転止め部108になっている。すなわち、リストバンド12によって装置本体10を左の手首L（腕）の上面部L1（手の甲の側）に位置するように装着したとき、時計ケース11の裏面部119は、手首Lの上面部L1に密着する一方、回転止め部108は、橈骨Rのある側面部L2に当接する。この状態で、本体10の裏面部119は、橈骨Rと尺骨Uを跨ぐ感じにある一方、回転止め部108と裏面部119との屈曲部分109から回転止め部10

50

8 にかけては、橈骨 R に当接する感じになる。このように、回転止め部 108 と裏面部 119 とは、約 115° という解剖学的に理想的な角度をなしているため、本体 10 を矢印 A の方向に、また、装置本体 10 を矢印 B の方向に回そうとしても、本体 10 はそれ以上不必要にずれない。また、裏面部 119 及び回転止め部 108 によって腕の回りの片側 2 力所で装置本体 10 の回転を規制するだけであるため、腕が細くても、裏面部 119 及び回転止め部 108 は確実に腕に接するので、回転止め効果が確実に得られる一方、腕が太くても窮屈な感じがしない。

【0029】

A - 4 : 脈波検出用センサユニットの構成

図 4 は、本実施形態における脈波検出用センサユニットの断面図である。図 4 において、
脈波検出用センサユニット 30 は、そのケース体としてのセンサ枠 36 の裏側に蓋 302
が被されることによって、内側に部品収納空間 300 が構成されている。部品収納空間 300 の内部には、回路基板 35 が配置されている。回路基板 35 には、LED 31、フォトトランジスタ 32、その他の電子部品が実装されている。脈波検出用センサユニット 30 には、ブッシュ 393 によってケーブル 20 の端部が固定され、ケーブル 20 の各配線は、各回路基板 35 のパターン上にはんだ付けされている。ここで、脈波検出用センサユニット 30 は、ケーブル 20 が指の根元割から装置本体 10 の側に引き出されるようにして指に取り付けられる。従って、LED 31 及びフォトトランジスタ 32 は、指の長さ方向に沿って配列されることになり、そのうち、LED 31 は指の先端側に位置し、フォトトランジスタ 32 は指の根元の方に位置するので、外光がフォトトランジスタ 32 に届き
10
20
難くなっている。

【0030】

脈波検出用センサユニット 30 では、センサ枠 36 の上面部分（実質的な脈波信号検出部）にガラス板からなる透光板 34 によって光透過窓が形成され、この透光板 34 に対して、LED 31 及びフォトトランジスタ 32 は、それぞれ発光面及び受光面を透光板 34 の方に向けている。このため、透光板 34 の外側表面 341（指表面との接触面 / センサ面）に指表面を密着させると、LED 31 は、指表面の側に向けて光を発することになり、フォトトランジスタ 32 は、LED 31 が発した光のうち指の側から反射してくる光を受光することになる。ここで、透光板 34 の外側表面 341 と指表面との密着性を高めるために、透光板 34 の外側表面 341 は、その周囲部分 361 から突出するよう構成されて
30
いる。

【0031】

本実施形態では、LED 31 として、InGaN 系（インジウム - ガリウム - 窒素系）の青色 LED を用いており、その発光スペクトルは、 450 nm に発光ピークを有し、その発光波長領域は、 350 nm から 600 nm までの範囲にある。かかる発光特性を有する LED 31 に対応させて、本実施形態では、フォトトランジスタ 32 として、GaAsP 系（ガリウム - 砒素 - リン系）のフォトトランジスタを用いており、その素子自身の受光波長領域は、主要感度領域が 300 nm から 600 nm までの範囲にあって、 300 nm 以下にも感度領域がある。

【0032】

このように構成した脈波検出用センサユニット 30 を、センサ固定用バンド 40 によって指の根元に装着し、この状態で、LED 31 から指に向けて光を照射すると、この光が血管に届いて血液中のヘモグロビンによって光の一部が吸収され、一部が反射する。指（血管）から反射してきた光は、フォトトランジスタ 32 によって受光され、その受光量変化が血圧変化（血液の脈波）に対応する。すなわち、血量が多いときには、反射光が弱くなる一方、血圧が少なくなると、反射光が強くなるので、反射光強度の変化を検出すれば、脈拍数などを計測することができる。

【0033】

本実施形態では、発光波長領域が 350 nm から 600 nm までの範囲にある LED 31 と、受光波長領域が 300 nm から 600 nm までの範囲のフォトトランジスタ 32 とを
40
50

用いてあり、その重なり領域である約300nmから約600nmまでの波長領域、すなわち、約700nm以下の波長領域における検出結果に基づいて脈波情報を表示する。かかる脈波検出用センサユニット30を用いれば、外光が指の露出部分にあたっても、外光に含まれる光のうち波長領域が700nm以下の光は、指を導光体としてフォトランジスタ32（受光部）にまで到達しない。外光に含まれる波長領域が700nm以下の光は、指を透過しにくい傾向にあるため、外光がセンサ固定用バンド40で覆われていない指の部分に照射されても、指を通してフォトランジスタ32まで届かないからである。また、血液中のヘモグロビンは、波長が300nmから700nmまでの光に対する吸光係数が大きいので、約700nm以下の波長領域の光を利用することにより、S/N比の高い脈波信号を得ることができる。

10

【0034】

A-5：脈拍計本体と脈波検出用センサユニットとの接続構造

図1及び図3に示したように、本体10の6時の方向において、回転止め部108として延設されている部分の表面側には、コネクタ部70が構成され、そこには、ケーブル20の端部に構成されたコネクタピース80を着脱できるようになっている。従って、コネクタピース80をコネクタ部70から外せば、脈波計1を通常の腕時計やストップウォッチとして用いることができる（この際には所定のコネクタカバーを装着してコネクタ部70を保護する）。

【0035】

A-6：制御部の構成

20

次に、本脈拍計1の制御部5の構成について説明するが、時計機能に関する部分については周知であるので、当該部分を除いた脈拍計機能に関する部分についてのみ説明する。

【0036】

図5は、本脈拍計の本体内部に構成されている制御部5の要部の構成を示すブロック図であり、この図に示すように、脈拍計の本体内部には加速度センサなどの体動検出用センサ101が設けられており、制御部5は、当該体動検出用センサ101の検出結果（体動信号）と脈波検出用センサユニット30の検出結果（脈波信号）に基づいて、脈拍数と運動のピッチとを求めるための構成を備えている。

【0037】

制御部5において、501は脈波検出用センサユニット30の検出結果（脈波信号）を増幅して出力する脈波信号増幅回路、502は脈波信号増幅回路501の出力（アナログ電圧信号）を所定ビットのデジタル信号（例えば、-127～127）に変換して出力するA/D変換器、503はA/D変換器502の出力を一時格納して出力するバッファである。なお、バッファ503の容量は、後段の周波数分析での検出時間（例えば16秒）に対応して適宜設定されるものであり、ここでは、4秒相当の検出値を格納可能であるものとする。なお、バッファ503上の4秒相当の検出値は、後述するインパルスノイズの検出処理の終了後すぐに出力されるので、この4秒が装置全体の遅延時間に影響を与えることはほとんどない。

30

【0038】

505はインパルスノイズ検出手段であり、バッファ503に格納されている検出値がインパルスノイズによる影響を受けているか否かを判定し、判定結果を出力する。上記判定の手法は任意であるが、ここでは、バッファ503上の全検出値数に対する所定の範囲外の検出値の割合が所定のしきい値を超過した場合に“1”を、それ以外の場合に“0”を判定結果として出力するものとする。

40

【0039】

506～508は第1～第3のデジタルフィルタであり、バッファ503から出力される脈波信号に対して、順に、インパルスノイズの除去処理、疑似ウィンドウ処理、体動成分除去処理を施す。各デジタルフィルタとしては、例えばFIRフィルタが好適に用いられる。なお、各デジタルフィルタの処理の内容については後に詳述する。また、509は第3のデジタルフィルタ508から出力される脈波信号に対して周波数解析（例えばFFT

50

処理)を施し、その結果(スペクトル)を出力する周波数解析部であり、図示を略すが、デジタルフィルタ508からの脈波信号を所定の検出時間(例えば16秒)だけ記憶可能な記憶手段を備えている。

【0040】

一方、510は体動検出用センサ101の検出結果(体動信号)を増幅して出力する体動信号増幅回路、511は体動信号増幅回路510の出力(アナログ電圧信号)を所定ビットのデジタル信号(例えば、-127~127)に変換して出力するA/D変換器、512はA/D変換器511の出力を一時格納して出力するバッファであり、バッファ503と同一の容量を有する。

【0041】

513は周波数解析部509と同一構成の周波数解析部であり、バッファ512から出力される体動信号に対して周波数解析(例えばFFT処理)を施し、その結果(スペクトル)を出力する。なお、通常、各周波数解析部509、513の記憶手段は同一のメモリ(例えばRAM)上に設けられる。

【0042】

514は脈波信号増幅回路501からの脈波信号を矩形波に変換して出力する脈波矩形波処理手段、515は体動信号増幅回路510からの体動信号の振幅が所定値(例えば50[mV])を超過した場合に体動検出信号を出力する体動信号検出手段、516は各周波数解析部509、513の出力結果から脈拍に対応する周波数および体動のピッチに対応する周波数を抽出して出力する脈波・体動成分抽出手段、517は脈波矩形波処理手段514からの矩形波信号と、脈波・体動成分抽出手段516からの各周波数とを入力し、脈拍数およびピッチの算出のための信号を出力する演算方法切替手段であり、体動信号検出手段515からの体動検出信号に基づいて、後段へ出力する信号を切り替える。なお、体動のピッチに対する周波数(体動の基本波の周波数)を求める処理については、動作の説明において詳述する。

【0043】

演算方法切替手段517は、体動信号検出手段515から体動無し信号を受け取ると、脈波矩形波処理手段514からの矩形波信号と脈波・体動成分抽出手段516で抽出された体動のピッチに対応した周波数とを後段へ出力するとともに、A/D変換器502、バッファ503、インパルスノイズ検出手段505、第1~第3のデジタルフィルタ506~508、周波数解析部509の動作を停止させる。一方、体動信号検出手段515から体動有り信号を受け取ると、A/D変換器502、バッファ503、インパルスノイズ検出手段505、第1~第3のデジタルフィルタ506~508、周波数解析部509の動作を開始させ、演算方法切替手段517は、以後、脈波・体動成分抽出手段516からの各周波数を後段へ出力する。

【0044】

また、518は演算方法切替手段517を介して供給される脈波の基本波の周波数または矩形波信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出手段、519は演算方法切替手段517を介して供給される体動の基本波の周波数に基づいて体動のピッチを算出するピッチ算出手段であり、それぞれ、算出した脈拍数/ピッチを液晶表示装置13へ供給する。なお、周波数からの脈拍数/ピッチの算出は、周波数に定数“60”を乗算することで実現され、矩形波信号からの脈拍数/ピッチの算出は、矩形波の周期を測定し、測定値の逆数に定数“60”を乗算することで実現される。

【0045】

また、520は脈拍数算出手段518での算出結果(脈拍数)に基づいて第1のデジタルフィルタ506に設定する係数を算出して出力する第1の係数算出手段(特性設定手段)であり、第1のデジタルフィルタ506の特性は、インパルスノイズ検出手段505の判定結果が“1”の場合、すなわちインパルスノイズが検出された場合にのみ第1の係数算出手段520で算出された係数で表される特性となり、その他の場合にはスルー(全領域通過)となる。なお、第1の係数算出手段520が出力する係数には、基準となる周波数

10

20

30

40

50

(基準周波数) f_{b1} と遮断周波数 f_l , f_h とが含まれており、基準周波数 f_{b1} は直前に検出された脈拍数に基づいて算出され、遮断周波数 f_l , f_h は、脈拍数の変動に応じて設定される。例えば、脈拍数の変動が大きく、脈拍推移の安定度が低い場合には基準周波数 f_{b1} との間隔が広くなるように、脈拍数の変動が小さく、脈拍推移の安定度が高い場合には基準周波数 f_{b1} との間隔が狭くなるように遮断周波数 f_l , f_h が設定される。なお、基準周波数 f_{b1} との間隔が一定となるように遮断周波数 f_l , f_h を設定する態様も考えられる。

【0046】

ここで、第1の係数算出手段520が出力する係数値で特定される第1のデジタルフィルタの特性の一例を図6(a)に示す。この図に示すように、インパルスノイズ検出手段505においてインパルスノイズが検出された時に第1のデジタルフィルタ506に設定される特性は、基準周波数 f_{b1} の通過レベルが最も高い山型となる。すなわち、第1のデジタルフィルタ506に入力された信号は、周波数領域において、基準周波数 f_{b1} 近傍では減衰率が低く、基準周波数 f_{b1} から遠ざかるにつれて減衰率が増大し、ある程度以上遠ざかって遮断周波数 f_l , f_h を超えると遮断される。

10

【0047】

なお、本実施形態においては、基準周波数 f_{b1} が2.3 [Hz] の場合、すなわち直前までの脈拍数が140 [拍/分] 程度の場合には、インパルスノイズ検出時における第1のデジタルフィルタ506の出力値が、5標本点の重み付け平均値

$$X_N = (-X_N - X_{N+1} + 4X_{N+2} - X_{N+3} - X_{N+4}) / 8$$

20

($N = 0, 1, 2, 3, 4, \dots, N-1$)

となるよう設定されている。

【0048】

521は脈拍数算出手段518での算出結果(脈拍数)に基づいて第2のデジタルフィルタ507に設定する係数を算出して出力する第2の係数算出手段(特性設定手段)であり、第2のデジタルフィルタ507の特性は、例外なく、第2の係数算出手段521で算出された係数で表される特性となる。ここで、第2の係数算出手段521が出力する係数値で特定される第2のデジタルフィルタ507の特性の一例を図6(b)に示す。この図に示すように、第2のデジタルフィルタ507に設定される特性は、基準周波数 f_{b1} の減衰率が最も低く、裾野に向かって緩やかに減衰率が増大していく山型となる。

30

【0049】

また、第2の係数算出手段521は、最新の脈拍数を所定の数だけ記憶する記憶手段を備え、当該記憶手段に記憶した脈拍数の変動に応じた係数を第2のデジタルフィルタ507へ供給し、特性の稜線の傾きを変化させる。例えば、脈拍数の変動が小さい場合には上記稜線の傾きを急にし、同変動が大きい場合には上記稜線の傾きを緩やかにする。このようにすることによって、脈波信号中から脈波成分を大幅に低減してしまうといった事態を回避しつつ、脈波成分以外のノイズ成分を低減することができる。

【0050】

522はピッチ算出手段519での算出結果(ピッチ)に基づいて第3のデジタルフィルタ508に設定する係数を算出して出力する第3の係数算出手段(特性設定手段)であり、第3のデジタルフィルタ508の特性は、例外なく、第3の係数算出手段522で算出された係数で表される特性となる。ここで、第3の係数算出手段522が出力する係数値で特定される第3のデジタルフィルタ508の特性の一例を図6(c)に示す。この図に示すように、第3のデジタルフィルタ508に設定される特性は、基準周波数 f_{b2} (体動の基本波の周波数) の倍周波数においてくびれた特性、すなわち基準周波数 f_{b2} の倍周波数の成分(体動成分)を遮断する特性となる。

40

【0051】

また、第3の係数算出手段522は、最新のピッチを所定の数だけ記憶する記憶手段を備え、当該記憶手段に記憶したピッチの変動に応じた係数を第3のデジタルフィルタ508へ供給し、くびれの強弱を変化させる。例えば、ピッチの変動が小さい場合には、上記く

50

びれを強くし、基本周波数 f_b の倍周波数の成分を大幅に減衰させ、同変動が大きい場合には、上記くびれを弱くし、基本周波数 f_b の倍周波数の成分であってもあまり減衰しないようにする。このようにすることによって、脈波信号中から脈波成分を大幅に低減してしまうといった事態を回避しつつ、脈波成分以外のノイズ成分（体動成分）を大幅に低減することができる。

【0052】

なお、本実施形態において、液晶表示装置 13 は、脈拍数およびピッチを所定の領域に数値表示するが、数値に応じた絵文字や、脈拍数およびピッチの変動の様子を表すグラフ等を表示するようにしてもよい。また、第3のデジタルフィルタ 508 から出力される脈波信号で表される波形（脈波波形）をスコープ表示するようにしてもよい。

10

【0053】

また、上述の説明において機能的に示した構成要素は、実際には CPU、ROM、RAM などの回路要素によってソフトウェア的に実現されているが、実現手法は適宜設計事項であるので、いずれの構成要素がどの回路要素によって実現されているか等の説明は省略する。なお、省スペース化および低コスト化の観点から、時計モードおよび脈拍計モードにおいて極力、上記回路要素を兼用するよう設計することが望ましい。

【0054】

B：実施形態の動作

次に、上述した実施形態の動作について説明するが、時計としての動作については周知であるので、その説明を省略する。なお、所定のボタンを押下することにより、時計モードと脈拍計モードとが切り替わる。

20

【0055】

B-1：演算方法切替動作

図7は脈拍計モードの基本的処理の流れを示すフローチャートであり、図5、図7に示すように、脈拍計モードでは、脈波検出用センサユニット 30 および体動検出用センサ 101 は、常時、脈波信号および体動信号を出力する。体動検出用センサ 101 から出力された体動信号は、体動信号増幅回路 510 によって増幅され、体動信号検出手段 515 へ供給される。その結果、脈拍数の演算方法の切り替え基準となる体動検出信号が体動信号検出手段 515 から演算方法切替手段 517 へ供給される。演算方法切替手段 517 では、体動信号検出手段 515 から供給された体動検出信号に基づいて脈拍数の演算方法（周波数分析方法／矩形波処理方法）を切り替える（ステップ S401, 402）。

30

【0056】

具体的には、例えば、体動信号検出手段 515 から体動検出信号が供給されている場合、および体動検出信号が供給されていない時間が所定時間未満である場合には「体動有り」と判定し、脈波・体動成分抽出手段 516 からの出力をそのまま後段の脈拍数算出手段 518 およびピッチ算出手段 519 へ供給することによって、演算方法を周波数分析方法に切り替える。逆に、上記体動検出信号が供給されていない時間が所定時間以上となった場合には「体動無し」と判定し、脈波矩形波処理手段 514 からの矩形波信号および脈波・体動成分抽出手段 516 からの体動のピッチに対する周波数を後段の脈拍数算出手段 518 およびピッチ算出手段 519 へ供給することによって、演算方法を矩形波処理方法に切り替える。なお、省電力の観点から、各方法において不要な回路要素の動作あるいは同回路要素への給電は停止される。

40

【0057】

B-2：矩形波処理方法

演算方法が矩形波処理方法である場合には、前述したように、脈波検出用センサユニット 30 によって検出された脈波信号は、脈波信号増幅回路 501 によって増幅され、脈波矩形波処理手段 514 によって矩形波信号に変換され、演算方法切替手段 517 を介して脈拍数算出手段 518 へ供給される。一方、体動検出用センサ 101 によって検出された体動信号は、体動信号増幅回路 510 によって増幅され、A/D変換器 511 でデジタル信号に変換され、バッファ 512 に一時格納される。バッファ 512 から出力された体動信

50

号は周波数解析部 5 1 3 で周波数解析処理（例えば検出時間が 1 6 秒の F F T 処理）を施され、当該周波数解析結果から脈波・体動成分抽出手段 5 1 6 によって体動の基本波の周波数が抽出される。

【 0 0 5 8 】

ここで、上記各周波数解析結果（スペクトル）から、脈波・体動成分抽出手段 5 1 6 が脈波および体動の基本波の周波数を求める処理について、図 8 を参照して説明する。

図 8 は体動信号の周波数解析結果の一例を示す図であり、この図に示すように、一般には、体動の基本波（腕の振りの基本波）の周波数成分よりも、体動の第 2 高調波の周波数成分の方が高レベルとなる。体動の基本波は、腕の振り出し、引き戻しを一周期とする振り子運動に相当し、通常走行において腕の振りを滑らかな振り子運動にするのは難しいので、この成分のレベルは低めとなるが、体動の第 2 高調波成分は、右足をステップした時と左足をステップした時に均等に発生する上下動や、腕の振り出し、引き戻しのそれぞれの瞬間に加わる加速度に相当しているため、この成分のレベルは高めとなるからである。

【 0 0 5 9 】

したがって、体動の第 2 高調波成分の方が特徴的に得易いということになる。ところで、通常走行では、2 ~ 4 [H z] の範囲であれば、走行ペースの速い遅いを考えても第 2 高調波が出現する領域をカバーすることができる。したがって、この領域に限定した上で特徴的な第 2 高調波成分を抽出することで検出精度を上げることができる。

【 0 0 6 0 】

そこで、本実施形態では、まず、体動信号の周波数分析結果から最も高レベルのスペクトルの周波数（ f_s ）を求め、次に、 f_s の 1 / 2 の周波数領域に、所定のしきい値以上のレベルのスペクトルが存在するか否かを判定する。「存在する」と判定した場合には、 f_s を体動の第 2 高調波の周波数とし、 $f_s / 2$ を体動の基本波の周波数として特定する。なお、「存在しない」と判定した場合には、 f_s を第 3 高調波の周波数と仮定し、 $f_s / 3$ の周波数領域に所定のしきい値以上のレベルのスペクトルが存在するか否かを判定し、存在する場合には $f_s / 3$ を体動の基本波の周波数として特定し、存在しない場合には f_s を体動の基本波の周波数として特定する。なお、第 3 高調波まで考慮するのは、体動の基本波の存在し得る範囲として、2 ~ 4 [H z] の範囲を想定しているためである。こうして特定された体動の基本波の周波数は演算方法切替手段 5 1 7 を介してピッチ算出手段 5 1 9 へ供給される。以上が図 7 のステップ S 4 0 7 の処理である。

【 0 0 6 1 】

脈拍数算出手段 5 1 8 では、脈波・体動成分抽出手段 5 1 6 を介して供給された矩形波信号の周期（波間値）を求め、この周期の逆数（周波数）に 6 0 を乗じた値を脈拍数とし、ピッチ算出手段 5 1 9 では、脈波・体動成分抽出手段 5 1 6 を介して供給された周波数に 6 0 を乗じた値をピッチとする（ステップ S 4 0 8）。なお、脈拍数算出手段 5 1 8 は算出した脈拍数を係数算出手段 5 2 0、5 2 1 へ、ピッチ算出手段 5 1 9 は算出したピッチを係数算出手段 5 2 2 へ供給するよう構成されているが、矩形波処理方法が選択されている間は、この供給処理は停止される（もちろん、いかなる場合にも供給処理を続行する態様としてもよい）。各算出手段 5 1 8、5 1 9 で算出された脈波数およびピッチは液晶表示装置 1 3 へ供給されて表示され、使用者に視認される（ステップ S 4 0 9）。もちろん、脈拍数やピッチを音声で知らせるなど、視覚以外の感覚に訴えて告知する態様としてもよい。

【 0 0 6 2 】

B - 3 : 周波数分析方法

一方、演算方法が周波数分析方法である場合には、脈波検出用センサユニット 3 0 によって検出された脈波信号は、脈波信号増幅回路 5 0 1 によって増幅され、A / D 変換器 5 0 2 でデジタル信号（例えば - 1 2 7 ~ 1 2 7 の整数値をとる）に変換され（ステップ S 4 0 3）、バッファ 5 0 3 に一時格納される。なお、体動信号については前述の「B - 2 : 矩形波処理方法」における処理と同一の処理が行われ、体動の基本波の周波数が得られるので、その説明を省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

次に、バッファ 5 0 3 に一時格納された脈波信号に対して、第 1 ～ 第 3 のデジタルフィルタ 5 0 6 ～ 5 0 8 によってフィルタ処理が施され、当該脈波信号中のノイズ成分が低減または除去される（ステップ S 4 0 4）。以下、このフィルタ処理について順に説明する。バッファ 5 0 3 に格納された検出値（例えば 4 秒間分の脈波信号）がインパルスノイズによる影響を受けていない場合、具体的には、バッファ 5 0 3 上の全検出値数に対する所定の範囲外の検出値の割合が所定のしきい値以下の場合には、インパルスノイズ検出手段 5 0 5 から、インパルスノイズが検出されなかった旨の信号（例えば、値が“ 0 ”の信号）が、バッファ 5 0 3 から第 1 のデジタルフィルタ 5 0 6 へ上記検出値が出力されるタイミングで出力される。第 1 のデジタルフィルタ 5 0 6 には、直前に算出された脈拍数に基づいて第 1 の係数算出手段 5 2 0 によって算出された係数が供給されているが、インパルスノイズ検出手段 5 0 5 からインパルスノイズが検出されなかった旨の信号が供給されているので、その特性は全領域スルーとなる。したがって、脈波信号はそのまま第 2 のデジタルフィルタ 5 0 7 へ供給される。

10

【 0 0 6 4 】

一方、バッファ 5 0 3 に格納された検出値がインパルスノイズによる影響を受けている場合、具体的には、バッファ 5 0 3 上の全検出値数に対する所定の範囲外の検出値の割合が所定のしきい値を超えている場合には、インパルスノイズ検出手段 5 0 5 から、インパルスノイズが検出された旨の信号（例えば、値が“ 1 ”の信号）が、バッファ 5 0 3 から第 1 のデジタルフィルタ 5 0 6 へ上記検出値が出力されるタイミングで出力される。この場合には、第 1 のデジタルフィルタ 5 0 6 の特性は、図 6（a）に示すような特性となり、予想される脈波の周波数成分以外の成分は減衰または遮断される。

20

【 0 0 6 5 】

ここで、第 1 のデジタルフィルタ 5 0 6 によるフィルタ処理前の脈波信号の波形の例を図 9（a）に、その FFT 処理結果を図 9（b）に、同脈波信号に第 1 のデジタルフィルタ 5 0 6 によるフィルタ処理を施した後の脈波信号の波形の例を図 10（a）に、その FFT 処理結果を図 10（b）に示す。これらの図に示すように、第 1 のデジタルフィルタ 5 0 6 により、低周波成分（インパルスノイズ）が大幅に減衰される。すなわち、第 1 のデジタルフィルタ 5 0 6 によって、脈波信号中のインパルスノイズ成分が大幅に低減または除去される。

30

【 0 0 6 6 】

第 2 のデジタルフィルタ 5 0 7 には、直前に算出された脈拍数に基づいて第 2 の係数算出手段 5 2 1 によって算出された係数が供給されており、その特性は図 6（b）に示すようなものになっている。すなわち、脈波の周波数から離れるにつれて減衰の程度が増すような特性となっている。したがって、インパルスノイズ以外のノイズ成分もここで減衰される。ところで、安静時のように脈拍数が急激には変化しない場合には、予想される脈波の周波数から僅かでも離れた周波数もノイズ成分と考えられる。

【 0 0 6 7 】

また、運動開始時のように脈拍が急激に変動するような場合には、予想される脈波の周波数からある程度離れた周波数も本来の脈波成分を含んでいる可能性がある。そこで、第 2 の係数算出手段 5 2 1 は、脈拍数の変化が小さい場合には図 6（b）の稜線の傾きを急にし、脈拍数の変化が大きい場合には同傾きを緩やかにして本来の脈波成分をあまり減衰させずに、ノイズ成分を減衰させるようにしている。

40

【 0 0 6 8 】

第 3 のデジタルフィルタ 5 0 8 には、直前に算出されたピッチに基づいて第 3 の係数算出手段 5 2 2 によって算出された係数が供給されており、その特性は図 6（c）に示すようなものになっている。前述したように、基準周波数 f_b は体動の基本波の周波数であるので、第 3 のデジタルフィルタ 5 0 8 によって、脈波信号中の体動の基本波成分および高調波成分が減衰される。なお、第 2 の係数算出手段 5 2 1 が第 2 のデジタルフィルタ 5 0 7 に対して行うのと同様に、第 3 の係数算出手段 5 2 2 は、ピッチの変化が小さい場合に

50

は図6(c)のくびれを強くし、ピッチの変化が大きい場合には同くびれを弱くするので、ピッチが急激には変化しない場合には、体動成分が大幅に減衰・除去され、運動開始時のようにピッチが急激に変動するような場合には、前回のピッチと今回のピッチが大幅に異なる可能性があるので、体動成分の減衰は小幅に留められる。

こうして整形された脈波信号は、周波数解析部509によって所定の周波数解析処理(本実施形態では検出時間が16秒のFFT処理)を施される(ステップS405)。

【0069】

次に、上記各周波数解析結果(スペクトル)から、脈波・体動成分抽出手段516が脈波および体動の基本波の周波数を特定する(ステップS406)。ここで、脈波の基本波の周波数を求める処理について説明する。

10

脈波・体動成分抽出手段516は、まず、脈波信号の周波数解析結果からレベルの高い順にスペクトルを選択し、逐次、選択したスペクトルの周波数と体動の基本波の周波数(例えば $f_s/2$ または $f_s/3$)および高調波の周波数(例えば f_s)を比較し、一致しない場合に当該スペクトルの周波数を脈波の基本波の周波数として特定する。こうして特定された脈波の基本波の周波数は演算方法切替手段517を介して脈拍数算出手段518へ供給される。

【0070】

なお、原理的には、第3のデジタルフィルタ508によって、脈波信号中の体動の基本波および高調波の成分は大幅に減衰あるいは除去されているので、単に、脈波信号の周波数解析結果において最も高レベルのスペクトルの周波数を脈波の基本波の周波数として特定するようにしてもよい。ただし、この場合、ピッチが急激に変化するような状況下では、第3のデジタルフィルタによる体動の基本波および高調波の成分の減衰量は小幅にとどまるので、残留している体動成分のスペクトルを脈波の基本波のスペクトルとして選択してしまう可能性がある。よって、ピッチの変化の程度に応じて処理を変えるのが望ましい。

20

【0071】

次に、脈波の基本波の周波数が供給された脈拍数算出手段518では、当該周波数から脈拍数が算出され、この脈拍数が液晶表示装置13、第1の係数算出手段520、および第2の係数算出手段521へ供給される。また、体動の基本波の周波数が供給されたピッチ算出手段519では、当該周波数からピッチが算出され、このピッチが液晶表示装置13および第3の係数算出手段522へ供給される(ステップS408)。なお、脈拍数算出手段518から第1の係数算出手段520および第2の係数算出手段521へ供給する値、ピッチ算出手段519から第3の係数算出手段522へ供給される値を、演算方法切替手段517を介して供給される各周波数とし、各係数算出手段520~522を、当該各周波数に基づいて係数を算出するように設計してもよい。

30

なお、液晶表示装置13に供給された脈拍数およびピッチは、対応する領域に表示され、使用者に告知される(ステップS409)。

【0072】

以上説明したように、本実施形態によれば、第1~第3のデジタルフィルタ506~508によって脈波信号中のノイズ成分を減衰または除去することができるので、後段の周波数分析による脈拍数の検出処理の精度を向上させることができる。また、脈波信号自体を整形するので、例えば、脈波波形自体を表示するような態様にあっては、より正確な脈波波形を表示することもできる。

40

【0073】

しかも、第1のデジタルフィルタにあっては、インパルスノイズが発生していないときには、全領域スルーとなるので、インパルスノイズが重畳していない脈波信号をフィルタリングせずに済む。さらに、フィルタリングによって主に減衰または除去されるのはインパルスノイズ成分であるので、インパルスノイズの重畳部分における本来の脈波成分を大幅に減衰または除去してしまう虞がない。

【0074】

また、第2のデジタルフィルタにあっては、除去される周波数成分は存在せず、あくまで

50

も減衰にとどめているので、脈拍数が突発的に変化しても、本来の脈波成分を除去してしまう虞がない。さらに、第3のデジタルフィルタによって体動の基本波および高調波の周波数成分が大幅に減衰または除去されるので、後段の処理を軽減することができる。また、第2および第3のデジタルフィルタにあっては、脈拍数またはピッチの変化の程度に応じて特性を変更することができるので、より精度の高い脈波波形、脈拍数を得ることができる。

【0075】

D：変形例

なお、上記実施形態では、第1～第3のデジタルフィルタを同時に使用しているが、いずれか1つまたは2つをのみを使用する態様としてもよい。また、第2および第3のデジタルフィルタを合成し、1つのフィルタとして実現するようにしてもよい。さらに、バッファおよびインパルスノイズ検出手段を省略し、第1のデジタルフィルタによるフィルタリングを全ての脈波信号に対して施すような態様も考えられる。この場合には、第1～第3のデジタルフィルタを1つのフィルタとして実現可能である。また、実装態様は、ネックレスや眼鏡など、腕時計に限定されるものではない。もちろん、脈拍計単独の装置としてもよいし、脈波を検出するための装置としてもよい。

【0076】

【発明の効果】

以上説明したように、この発明によれば、脈波検出用センサから出力される脈波信号をフィルタリングして出力する可変特性のフィルタに、フィルタリング後の脈波信号に基づいて算出された脈拍数に基づいた特性、あるいは体動検出用センサから出力される体動信号に基づいて算出された体動のピッチに基づいた特性を設定することにより、脈波信号中のノイズ成分を低減することができる。したがって、より高い精度で脈波を検出することができる。

【0077】

さらに、インパルスノイズ検出手段がインパルスノイズを検出した脈波信号に対して選択的に上記フィルタリングを行うことにより、本来の脈波成分を大幅に低減または除去することなく、インパルスノイズ成分を低減または除去することができる。また、通過レベルが基準周波数（前回の脈拍数に応じた周波数）から脈波の基本波の下限周波数および上限周波数にかけて緩やかに低くなるように上記フィルタの特性を設定することにより、本来の脈波成分を大幅に低減または除去することなく、ノイズ成分を全体的に低減することができる。さらに、上記フィルタに設定する特性を脈拍数またはピッチの変動状況に応じて変更することにより、より高い精度で脈波を検出することができる。また、検出した脈波に基づいた脈拍数を告知することにより、高い精度で脈拍数を測定する脈拍計を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態による脈拍計の装着態様を示す図である。

【図2】同脈拍計の装置本体をリストバンドやケーブルなどを外した状態で示す平面図である。

【図3】同脈拍計を3時の方向から眺めた側面図である。

【図4】同脈拍計の脈波検出用センサユニット30の断面図である。

【図5】同脈拍計の本体内部に構成されている制御部5の要部の構成を示すブロック図である。

【図6】同脈拍計におけるデジタルフィルタの特性例を示す図であり、(a)は第1のデジタルフィルタの特性、(b)は第2のデジタルフィルタの特性、(c)は第3のデジタルフィルタの特性を示す。

【図7】同脈拍計の基本的処理の流れを示すフローチャートである。

【図8】同脈拍計において、体動の基本波の周波数を求める処理を説明するための図である。

【図9】(a)は同脈拍計の第1のデジタルフィルタによるフィルタ処理前の脈波信号の

10

20

30

40

50

波形の例を、(b)は(a)のFFT処理結果を示す図である。

【図10】(a)は図9(a)の信号を第1のデジタルフィルタによってフィルタ処理した後の脈波信号の波形の例を、(b)は(a)のFFT処理結果を示す図である。

【図11】インパルスノイズが重畳した脈波信号の一例を示す図であり、(a)は時間領域における脈波信号を、(b)は(a)の脈波信号にFFT処理を施して得られるスペクトルを示す。

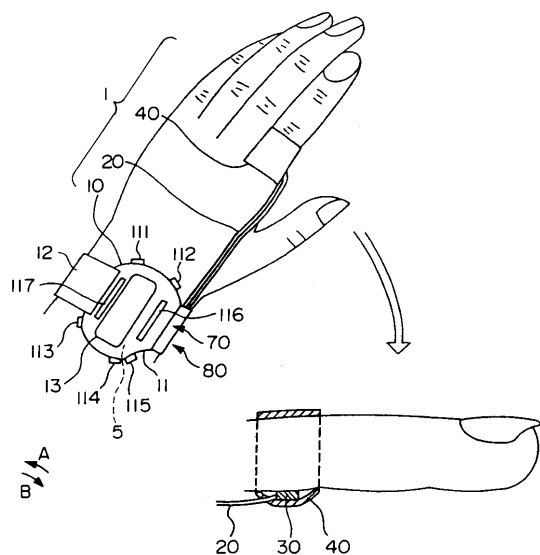
【図12】従来のインパルスノイズ消去処理について説明するための図であり、(a)は時間領域における脈波信号を、(b)は(a)の脈波信号にFFT処理を施して得られるスペクトルを示す。

【図13】従来のウィンドウ処理について説明するための図である。

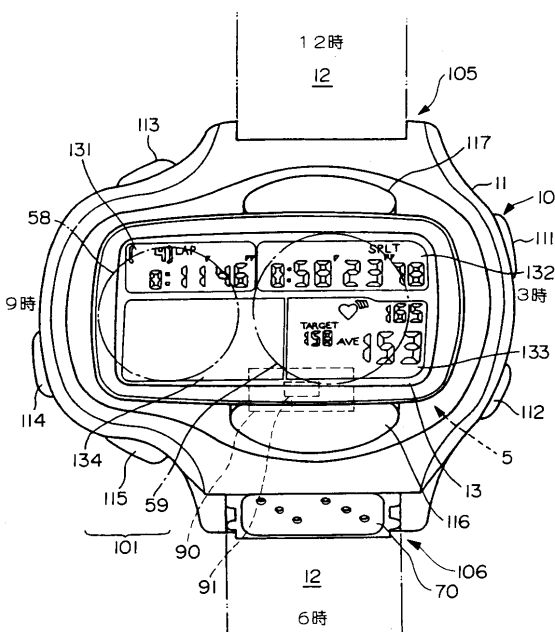
10

【図14】従来の体動成分除去処理について説明するための図であり、(a)は体動成分が重畳した脈波信号にFFT処理を施して得られるスペクトルを、(b)は体動信号にFFT処理を施して得たスペクトルを、(c)は(a)から(b)を減算した結果のスペクトルを示す。

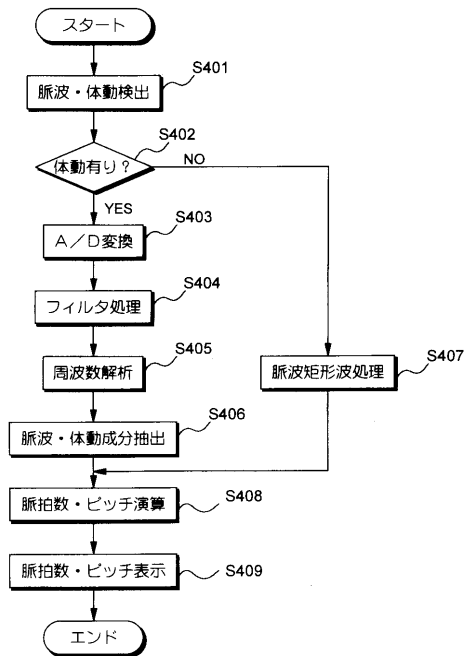
【図1】



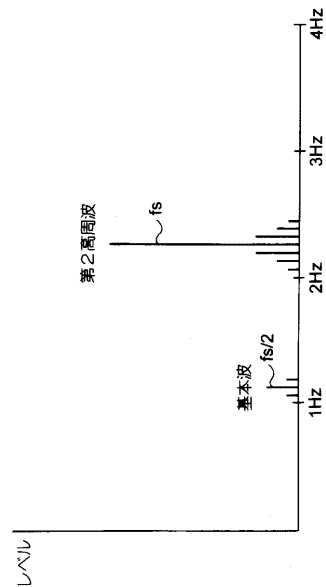
【図2】



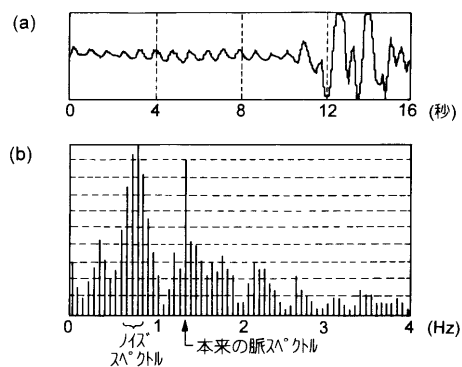
【図 7】



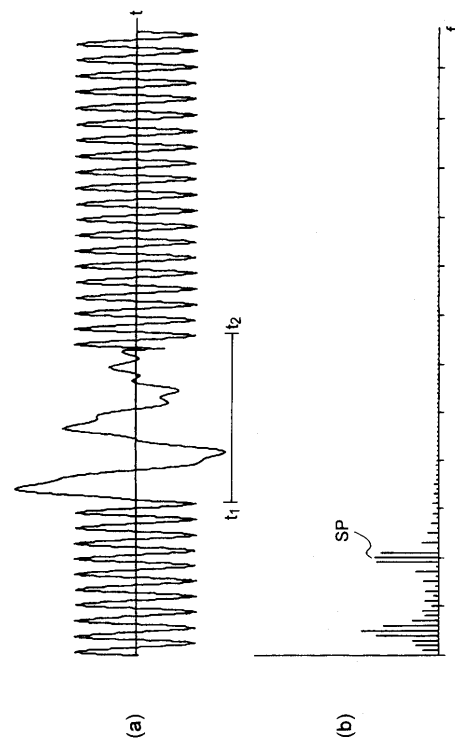
【図 8】



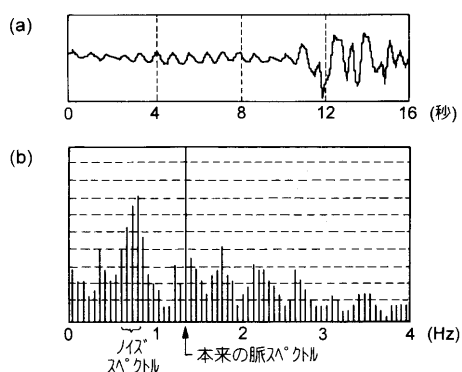
【図 9】



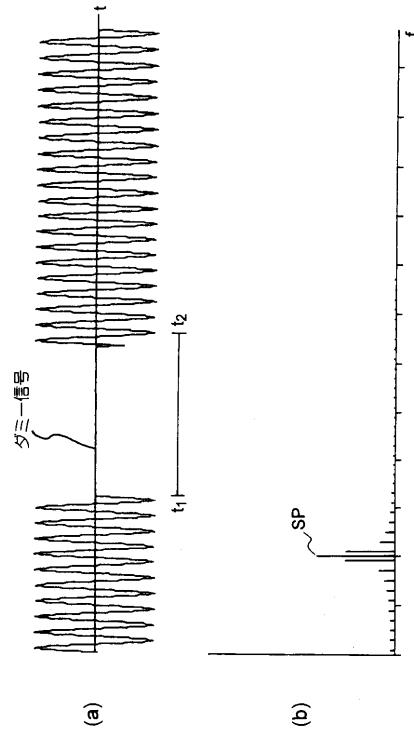
【図 11】



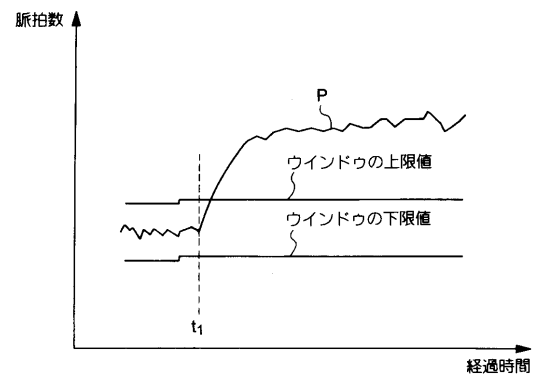
【図 10】



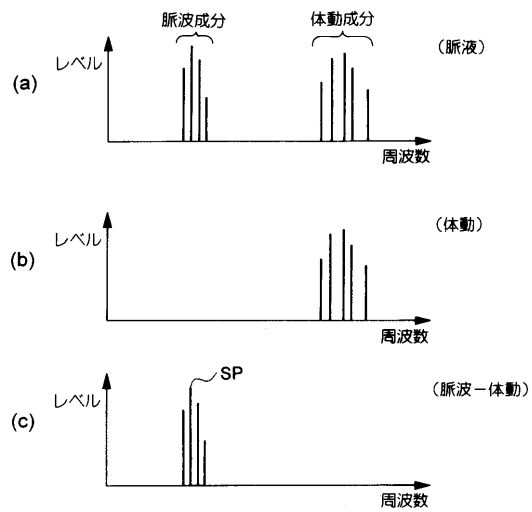
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 中村 千秋

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セイコー電子工業株式会社内

審査官 小原 博生

- (56)参考文献 特開平07-299044(JP,A)
特開平03-131226(JP,A)
特開平08-275934(JP,A)
特公平03-075169(JP,B2)
実開昭58-025102(JP,U)
特開平01-288230(JP,A)
特開平06-245912(JP,A)
特開平09-068580(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 5/02-5/0295