

(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2019-13479
(P2019-13479A)

(43) 公開日 平成31年1月31日(2019.1.31)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/113 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 5	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2017-133376 (P2017-133376)	(71) 出願人	504133110 国立大学法人電気通信大学 東京都調布市調布ケ丘一丁目5番地1
(22) 出願日	平成29年7月7日(2017.7.7)	(74) 代理人	110000925 特許業務法人信友国際特許事務所
		(72) 発明者	孫 光績 東京都調布市調布ケ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内
		(72) 発明者	石橋 孝一郎 東京都調布市調布ケ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内
		(72) 発明者	楊 小鳳 東京都調布市調布ケ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内
		Fターム(参考)	4C038 VA04 VB01 VB32 VB33 VC20

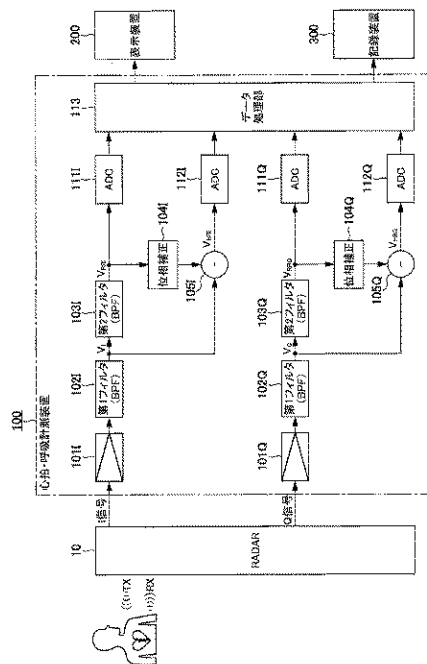
(54) 【発明の名称】 心拍・呼吸計測システム及び心拍・呼吸計測方法

(57) 【要約】

【課題】心拍及び呼吸の非接触での計測が、簡単且つ低消費電力な構成でほぼリアルタイムに行えるようにする

【解決手段】ドップラーレーダーの受信信号から、心拍成分が含まれる周波数帯域と呼吸成分が含まれる周波数帯域を抽出する第1フィルタと、第1フィルタで抽出された心拍成分及び呼吸成分から、呼吸成分が含まれる周波数帯域を抽出し、心拍成分が含まれる周波数帯域を除去する第2フィルタと、第1フィルタで抽出された心拍成分及び呼吸成分から、第2フィルタで抽出された周波数成分を減算して、心拍成分を抽出する減算器とを備える。そして、第2フィルタで抽出された呼吸成分が含まれる信号と、減算器で抽出された心拍成分が含まれる信号とを解析して、被験者の心拍及び呼吸の計測結果を得る。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者に照射した電波の反射波を受信するドップラーレーダーと、
 前記ドップラーレーダーの受信信号から、心拍成分が含まれる周波数帯域と呼吸成分が含まれる周波数帯域を抽出する第 1 フィルタと、
 前記第 1 フィルタで抽出された心拍成分及び呼吸成分から、呼吸成分が含まれる周波数帯域を抽出し、心拍成分が含まれる周波数帯域を除去する第 2 フィルタと、
 前記第 1 フィルタで抽出された心拍成分及び呼吸成分から、前記第 2 フィルタで抽出された周波数成分を減算して、心拍成分を抽出する減算器と、
 前記第 2 フィルタで抽出された呼吸成分が含まれる信号をデジタル変換すると共に、前記減算器で抽出された心拍成分が含まれる信号をデジタル変換するデジタル変換器と、
 前記デジタル変換器により変換された信号を解析して、前記被験者の心拍及び呼吸の計測結果を得るデータ処理部と、を備える
 心拍・呼吸計測システム。

10

【請求項 2】

前記データ処理部は、呼吸に対応して変動する電圧波形の谷を検出して 1 呼吸期間を検出し、さらに 1 呼吸期間の吸気期間と呼気期間を検出し、
 前記吸気期間に検出された 1 心拍の平均期間と、前記呼気期間に検出された 1 心拍の平均期間とを比較して、前記吸気期間に検出された 1 心拍の平均期間が、前記呼気期間に検出された 1 心拍の平均期間よりも短いとき、該当する 1 呼吸期間に検出された心拍が、適正な計測結果と判断する
 請求項 1 に記載の心拍・呼吸計測システム。

20

【請求項 3】

前記第 1 フィルタは、心拍成分と呼吸成分が含まれる周波数帯域よりも低域と高域を除去するバンドパスフィルタであり、
 前記第 2 フィルタは、呼吸成分が含まれる周波数帯域よりも高域を除去するローパスフィルタ、又は呼吸成分が含まれる周波数帯域よりも低域と高域を除去するバンドパスフィルタである
 請求項 1 に記載の心拍・呼吸計測システム。

【請求項 4】

前記第 1 フィルタは、約 0.1 Hz から約 3.1 Hz の帯域を抽出するフィルタであり、
 前記第 2 フィルタは、約 0.4 Hz よりも下の帯域を通過させるフィルタである
 請求項 3 に記載の心拍・呼吸計測システム。

30

【請求項 5】

被験者に照射した電波の反射波をドップラーレーダーで得、得られた受信信号から、心拍成分が含まれる周波数帯域と呼吸成分が含まれる周波数帯域とを抽出する第 1 のフィルタ処理と、
 前記第 1 のフィルタ処理で抽出された心拍成分及び呼吸成分から、呼吸成分が含まれる周波数帯域を抽出し、心拍成分が含まれる周波数帯域を除去する第 2 のフィルタ処理と、
 前記第 1 のフィルタ処理で抽出された心拍成分及び呼吸成分から、前記第 2 のフィルタ処理で抽出された周波数成分を減算して、心拍成分を抽出する減算処理と、
 前記第 2 のフィルタ処理で抽出された信号をデジタル変換すると共に、前記減算処理で抽出された信号をデジタル変換するデジタル変換処理と、
 前記デジタル変換処理により変換された信号を解析して、前記被験者の心拍及び呼吸の計測結果を得るデータ処理と、を含む
 心拍・呼吸計測方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、非接触で被験者の心拍及び呼吸を計測する心拍・呼吸計測システム、及び心拍・呼吸計測方法に関する。

【 背景技術 】**【 0 0 0 2 】**

従来、レーダーを使って、被験者と非接触な状態で、心拍や呼吸を計測する装置が提案されている。

例えば特許文献 1 には、マイクロ波を被験者に照射し、その反射波を使って呼吸数や心拍数を計測する計測装置が記載されている。

特許文献 1 に記載の技術は、被験者に触れない状態で呼吸数や心拍数を計測することで、被験者への負担を極めて少なくして、被験者の状態を診断することができる。つまり、被験者にとっては、無意識で呼吸数や心拍数を計測することができるので、被験者を診断する用途を拡張することが可能になる。例えば、高齢者が居住する施設において、ベッドで寝ている被験者の呼吸数や心拍数を、非接触で常時計測することができれば、睡眠障害や心臓の異常などを適切に検知できるようになる。

【 先行技術文献 】**【 特許文献 】****【 0 0 0 3 】**

【 特許文献 1 】特開 2 0 0 9 - 1 7 2 1 7 6 号公報

【 発明の概要 】**【 発明が解決しようとする課題 】****【 0 0 0 4 】**

従来のレーダーを使った呼吸数や心拍数の計測装置は、被験者から反射した信号を、高速フーリエ変換 (F F T) を行って周波数成分ごとに分離し、呼吸に相当する周波数成分と心拍に相当する周波数成分を取得していた。つまり、それぞれの周波数成分から呼吸数や心拍数を得るようにしていた。 F F T を使うと、目的とする周波数成分を的確に抽出することができるので、計測精度の向上からは好ましいが、 F F T の演算を実行する回路は構成が複雑になるという問題があった。そのため、計測装置が複雑化かつ大型化し、消費電力が増大するという問題を抱えていた。

【 0 0 0 5 】

F F T を使って演算処理を行う従来型の計測装置では、小型化や低消費電力化には限界があった。また、 F F T の演算を行うためには、それぞれの周波数成分について複数の波長の成分が必要であるため、計測される呼吸数や心拍数は、被験者のリアルタイムの状態を即座に示した値とは言えない。

具体的には、呼吸数の正常値は毎分十数回前後であり、例えば毎分 1 0 回の呼吸であると仮定すると、1呼吸が 6 秒であり、その 1 呼吸 6 秒の信号を F F T の演算を行うために複数波長分取得するためには数十秒の計測信号を取得する必要がある。

【 0 0 0 6 】

したがって、 F F T の演算を行う計測装置では、例えば 1 回の呼吸に相当する短時間の計測信号から、呼吸の周期を即座に検出することは困難であった。

これに対し、非接触で呼吸数や心拍数を計測する装置とすることで、装置の小型化と低消費電力化を図ることができれば、一般家庭で心拍や呼吸を日常的に計測できるようになる点で、計測装置の用途が広がる可能性がある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、心拍及び呼吸の非接触での計測を、簡単かつ低消費電力な構成でほぼリアルタイムに行うことができるようにすることを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】**【 0 0 0 8 】**

本発明の心拍・呼吸計測システムは、被験者に照射した電波の反射波を受信するドップラーレーダーと、ドップラーレーダーの受信信号から、心拍成分が含まれる周波数帯域と

10

20

30

40

50

呼吸成分が含まれる周波数帯域を抽出する第1フィルタと、第1フィルタで抽出された心拍成分及び呼吸成分から、呼吸成分が含まれる周波数帯域を抽出し、心拍成分が含まれる周波数帯域を除去する第2フィルタと、第1フィルタで抽出された心拍成分及び呼吸成分から、第2フィルタで抽出された周波数成分を減算して、心拍成分を抽出する減算器と、第2フィルタで抽出された呼吸成分が含まれる信号をデジタル変換すると共に、減算器で抽出された心拍成分が含まれる信号をデジタル変換するデジタル変換器と、デジタル変換器により変換された信号を解析して、被験者の心拍及び呼吸の計測結果を得るデータ処理部と、を備えることを特徴とする。

【0009】

また、本発明の心拍・呼吸計測方法は、被験者に照射した電波の反射波をドップラレーダーで得、得られた受信信号から、心拍成分が含まれる周波数帯域と呼吸成分が含まれる周波数帯域とを抽出する第1のフィルタ処理と、第1のフィルタ処理で抽出された心拍成分及び呼吸成分から、呼吸成分が含まれる周波数帯域を抽出し、心拍成分が含まれる周波数帯域を除去する第2のフィルタ処理と、第1のフィルタ処理で抽出された心拍成分及び呼吸成分から、第2のフィルタ処理で抽出された周波数成分を減算して、心拍成分を抽出する減算処理と、第2のフィルタ処理で抽出された信号をデジタル変換すると共に、減算処理で抽出された信号をデジタル変換するデジタル変換処理と、デジタル変換処理により変換された信号を解析して、前記被験者の心拍及び呼吸の計測結果を得るデータ処理と、を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、被験者の呼吸と心拍に伴う微細な動きを捉え、非接触で心拍数と呼吸数を迅速且つ的確に計測することができる、小型かつ安価なシステムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の一実施の形態例による心拍・呼吸計測システムの全体構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の一実施の形態例によるドップラレーダーの構成図である。

【図3】本発明の一実施の形態例による心拍・呼吸計測装置のアナログ信号処理部の回路図である。

【図4】本発明の一実施の形態例による各フィルタの通過帯域の例を示す特性図である。

【図5】本発明の一実施の形態例による第1バンドパスフィルタの出力波形 V_I と、第2バンドパスフィルタの出力波形（呼吸成分の信号） V_{RR1} の例を示す波形図である。

【図6】本発明の一実施の形態例による呼吸成分の信号 V_{RR1} 、 V_{RRQ} の波形と、吸気及び呼気の判別状態の例を示す波形図である。

【図7】本発明の一実施の形態例による第1バンドパスフィルタの出力波形 V_I に含まれる心拍成分の例を示す波形図である。

【図8】本発明の一実施の形態例による減算器の出力波形（心拍成分の信号） V_{HR1} の例を示す波形図である。

【図9】本発明の一実施の形態例による心拍及び呼吸の検出処理例を示すフローチャートである。

【図10】本発明の一実施の形態例による呼気期間及び吸気期間と各期間での心拍の検出状態の例を示す波形図である。

【図11】本発明の他の実施の形態例による心拍・呼吸計測システムの全体構成を示すブロック図である。

【図12】図11の例による各フィルタの通過帯域の例を示す特性図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の一実施の形態例（以下、「本例」と称する。）を、図1～図10を参照

10

20

30

40

50

して説明する。

[1 . 心拍・呼吸計測システムの全体構成]

図 1 は、本例の心拍・呼吸計測システムの全体構成を示すブロック図である。

本例のシステムは、心拍・呼吸計測装置 100 と、表示装置 200 と、記録装置 300 で構成される。心拍・呼吸計測装置 100 には、ドップラーレーダー 10 が接続され、ドップラーレーダー 10 で得た受信信号から、心拍・呼吸計測装置 100 によって被験者の心拍数及び呼吸数が計測される。

【 0013 】

ドップラーレーダー 10 は、被験者に対して所定の周波数帯の送信信号 T_x を送信し、被験者で反射した信号を受信信号 R_x として取得する。受信信号 R_x は、心拍・呼吸計測装置 100 に供給される。この場合、受信信号 R_x は、実数成分 (I 信号) と虚数成分 (Q 信号) とを含む。ドップラーレーダー 10 の構成例については後述する (図 2) 。

10

【 0014 】

心拍・呼吸計測装置 100 は、ドップラーレーダー 10 から得られた I 信号と Q 信号とを、それぞれ別々にアナログ信号処理して、呼吸成分が含まれた呼吸信号 $V_{RR I}$ 、 $V_{RR Q}$ と、心拍成分が含まれた心拍信号 $V_{HR I}$ 、 $V_{HR Q}$ とを得る。なお、正常な成人の 1 分間の呼吸数の基準値は 12 ~ 16 回前後であり、1 分間の心拍数の基準値は 50 ~ 90 回である。本明細書で述べる呼吸成分や心拍成分としては、これらの基準となる範囲からある程度の幅を持たせた周波数範囲として、異常がある場合の呼吸数や心拍数を検出するようにしている。

20

I 信号の処理系と Q 信号の処理系は同一の構成であり、図 1 において、I 信号を処理する処理部については、符号の末尾に「 I 」を付加し、Q 信号を処理する処理部については、符号の末尾に「 Q 」を付加して示す。ここでは I 信号を処理する構成を説明するが、Q 信号も同様に処理される。

【 0015 】

ドップラーレーダー 10 から供給された I 信号は、増幅器 101 I により増幅された後、第 1 フィルタ 102 I に供給される。第 1 フィルタ 102 I は、I 信号から呼吸成分と心拍成分が含まれる周波数帯域を抽出する第 2 フィルタ処理を行うバンドパスフィルタである。この第 1 フィルタ 102 I において、呼吸成分と心拍成分が含まれる周波数帯域よりも低域の帯域と高域の帯域が除去される。第 1 フィルタ 102 I の具体例としては、例えば 0 . 159 Hz から 3 . 18 Hz までの帯域を抽出するバンドパスフィルタとする。

30

【 0016 】

第 1 フィルタ 102 I の出力信号 V_I は、第 2 フィルタ 103 I に供給される。第 2 フィルタ 103 I は、出力信号 V_I から呼吸成分が含まれる帯域を抽出する第 2 フィルタ処理を行うバンドパスフィルタである。この第 2 フィルタ 103 I により、呼吸成分が含まれる周波数帯域よりも低域の帯域と高域の帯域が除去される。第 2 フィルタ 103 I の具体例としては、例えば 0 . 159 Hz から 0 . 221 Hz までの帯域を抽出するバンドパスフィルタとする。

この第 2 フィルタ 103 I により、呼吸成分を含む信号である呼吸信号 $V_{RR I}$ が得られる。第 2 フィルタ 103 I が出力する呼吸信号 $V_{RR I}$ は、アナログ / デジタル変換器 111 I に供給され、デジタル変換処理が行われる。そして、デジタル変換されたデータがデータ処理部 113 に供給される。

40

【 0017 】

また、第 1 フィルタ 102 I の出力信号 V_I は、減算器 105 I に供給される。そして、この減算器 105 I で、出力信号 V_I から呼吸信号 $V_{RR I}$ が減算される減算処理が行われ、心拍成分が含まれる信号である心拍信号 $V_{HR I}$ が得られる。この場合、第 2 フィルタ 103 I が出力する呼吸信号 $V_{RR I}$ は、位相補正器 104 I により第 2 フィルタ 103 I による位相変化が補正された上で、減算器 105 I に供給される。

減算器 105 I で得られた心拍信号 $V_{HR I}$ は、アナログ / デジタル変換器 112 I でデジタルデータに変換され、データ処理部 113 に供給される。説明は省略するが、Q 信

50

号についても I 信号と同様な処理が行われる。

【 0 0 1 8 】

このようにして得られた呼吸信号 V_{RRI} , V_{RRQ} 及び心拍信号 V_{HRI} , V_{HRQ} は、それぞれ別のアナログ/デジタル変換器 1 1 1 I , 1 1 1 Q , 1 1 2 I , 1 1 2 Q によりデジタルデータに変換され、データ処理部 1 1 3 に供給される。なお、図 1 では 4 つのアナログ/デジタル変換器 1 1 1 I , 1 1 1 Q , 1 1 2 I , 1 1 2 Q をそれぞれ別の変換器として構成したが、例えば 1 つのアナログ/デジタル変換器を使って、4 つの信号 V_{RRI} , V_{RRQ} , V_{HRI} , V_{HRQ} をデジタルデータに変換するようにしてもよい。

【 0 0 1 9 】

データ処理部 1 1 3 は、デジタルデータに変換された呼吸信号 V_{RRI} , V_{RRQ} 及び心拍信号 V_{HRI} , V_{HRQ} の解析処理を行い、呼吸数及び心拍数を計測する。データ処理部 1 1 3 で行われる解析処理の詳細については後述する。

データ処理部 1 1 3 における解析結果として得られた呼吸数及び心拍数は、心拍・呼吸計測装置 1 0 0 に接続された表示装置 2 0 0 に表示される。また、心拍・呼吸計測装置 1 0 0 には記録装置 3 0 0 が接続され、この記録装置 3 0 0 に解析結果としての呼吸数及び心拍数が記録される。

なお、図 1 では表示装置 2 0 0 や記録装置 3 0 0 は、心拍・呼吸計測装置 1 0 0 に直接接続するようにしたが、例えば心拍・呼吸計測装置 1 0 0 が無線伝送部を備えて、その無線伝送部から無線伝送された呼吸数や心拍数の情報を、外部の装置が表示又は記録するようにしてもよい。

【 0 0 2 0 】

[2 . ドップラーレーダーの構成]

図 2 は、ドップラーレーダー 1 0 の構成例を示す。

ドップラーレーダー 1 0 は、発振器 1 1 を備える。発振器 1 1 は、例えば 2 4 G H z の信号を発振する。この発振器 1 1 が出力する発振信号は、分波器 1 2 を介して送信アンテナ 1 3 に供給され、被験者に対して送信信号 T_x が送信される。そして、被験者の体表面で反射した反射波としての受信信号 R_x が受信アンテナ 1 4 によって受信される。

【 0 0 2 1 】

受信アンテナ 1 4 で得た受信信号 R_x は、第 1 ミキサ 1 5 に直接供給されると共に、 $/ 2$ 移相器 1 7 により $/ 2 (9 0 ^{\circ})$ シフトした信号が第 2 ミキサ 1 8 に供給される。そして、発振器 1 1 からの発振信号が、分波器 1 2 及び 1 6 を介して第 1 ミキサ 1 5 及び第 2 ミキサ 1 8 に供給され、それぞれのミキサ 1 5 , 1 8 でドップラー出力が得られる。第 1 ミキサ 1 5 で得られるドップラー出力が、I 信号になり、第 2 ミキサ 1 8 で得られるドップラー出力が、Q 信号になる。

【 0 0 2 2 】

発明者らが実験した結果では、呼吸による体動の変位は 4 ~ 1 2 m m であり、心拍による体動の変位は 0 . 2 ~ 0 . 5 m m であった。ドップラーレーダー 1 0 は、非接触でこれらの呼吸及び心拍による体動の変位を検出する装置である。すなわち、ドップラーレーダー 1 0 から被験者の体表面までの距離を d_0 としたとき、呼吸や心拍による体動の変位での距離 d_0 が変動し、その距離 d_0 の変動を受信信号から検出する処理が行われる。

なお、ドップラーレーダー 1 0 として 2 4 G H z 帯を使用するのは一例であり、その他の周波数帯の信号を送信するドップラーレーダーとしてもよい。例えば、1 0 G H z 帯を使用したドップラーレーダーとすることもできる。

【 0 0 2 3 】

[3 . 心拍・呼吸計測装置のフィルタ構成及び特性]

図 3 は、心拍・呼吸計測装置の I 信号を処理する第 1 フィルタ (バンドパスフィルタ) 1 0 2 I 及び第 2 フィルタ (バンドパスフィルタ) 1 0 3 I の構成を示す回路図である。Q 信号を処理する第 1 フィルタ 1 0 2 Q 及び第 2 フィルタ 1 0 3 Q についても、図 3 に示す第 1 フィルタ 1 0 2 I 及び第 2 フィルタ 1 0 3 I と同じ構成である。

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

バンドパスフィルタである第1フィルタ102Iの入力端子102aには、コンデンサC1と抵抗器R1の直列回路を介して、演算増幅器121の-側入力端が接続される。また、演算増幅器121の-側入力端は、抵抗器R2とコンデンサC3の並列回路を介して接地電位部に接続される。

また、演算増幅器121の+側入力端と出力端との間に、抵抗器R4が接続され、演算増幅器121の+側入力端と接地電位部との間に、抵抗器R3が接続されている。演算増幅器121の出力端に得られる信号は、端子102bから第1フィルタ102Iの出力信号として取り出されると共に、第2フィルタ103Iに供給される。

【0025】

バンドパスフィルタである第2フィルタ103Iは、第1フィルタ102Iと接続された入力部に、コンデンサC4と抵抗器R5の直列回路を介して演算増幅器122の-側入力端が接続される。また、演算増幅器122の-側入力端は、抵抗器R6とコンデンサC5の並列回路を介して接地電位部に接続される。

また、演算増幅器122の+側入力端と出力端との間に、抵抗器R8が接続され、演算増幅器122の+側入力端と接地電位部との間に、抵抗器R7が接続される。そして、演算増幅器122の出力端に得られる信号が、端子103aから第2フィルタ103Iの出力信号として取り出される。

【0026】

図4は、第1フィルタ102I及び第2フィルタ103Iの通過特性を示す図である。図4において、横軸は周波数[Hz]、縦軸は減衰量[dB]を示す。

ここでは、バンドパスフィルタである第1フィルタ102Iは、通過帯域Faの下限周波数 f_{L1} を0.159Hzとし、通過帯域の上限周波数 f_{H1} を3.18Hzとしている。第1フィルタ102Iの下限周波数 f_{L1} は、コンデンサC1と抵抗器R1との定数により決まり、上限周波数 f_{H1} は、コンデンサC3と抵抗器R2との定数により決まる。

【0027】

また、バンドパスフィルタである第2フィルタ103Iは、通過帯域Fbの下限周波数 f_{L2} を0.159Hzとし、通過帯域の上限周波数 f_{H2} を0.221Hzとしている。第2フィルタ103Iの下限周波数 f_{L2} は、コンデンサC4と抵抗器R5との定数により決まり、上限周波数 f_{H2} は、コンデンサC5と抵抗器R6との定数により決まる。

図4に示す特性Fcは、2つのフィルタ102I及び103Iを通過した総合特性である。この2つのフィルタ102I及び103Iを通過した信号として、呼吸信号 V_{RRI} 、 V_{RRQ} を得る。なお、図4に示す帯域Drは、呼吸成分が含まれる帯域であり、帯域Dhは、心拍成分が含まれる帯域である。

【0028】

[4. 検出される信号の例]

図5は、第1フィルタ102Iの出力信号 V_I と、呼吸信号 V_{RRI} の例を示す。図5の横軸は時間(秒)、縦軸は電圧(V)を示す。

図5に示すように、第1フィルタ102Iの出力信号 V_I には、呼吸成分と心拍成分が含まれている。そして、第2フィルタ103Iを通過した呼吸信号 V_{RRI} には、心拍成分が除去され、呼吸に連動した振幅の変動が明確に現れるようになる。

【0029】

図6は、I信号から得た呼吸信号 V_{RRI} と、Q信号から得た呼吸信号 V_{RRQ} と、被験者の人体に装着した計測器から得た呼吸信号 V_x の例を示す。被験者の人体に装着した計測器は、ベルトを使って肌の上に直接取り付けて、呼吸を計測するタイプのものであり、本例の心拍・呼吸計測装置で得た呼吸信号 V_{RRI} 、 V_{RRQ} と比較のために従来の計測器で得た呼吸信号 V_x を示す。

【0030】

図6に示すように、本例の心拍・呼吸計測装置で得た呼吸信号 V_{RRI} 、 V_{RRQ} は、いずれも従来の計測器で得た呼吸信号 V_x と同様に被験者の呼吸状態を示した信号であり

10

20

30

40

50

、本例の心拍・呼吸計測装置によって、呼吸数の計測が良好に行えることが分かる。

本例の心拍・呼吸計測装置のデータ処理部 1 1 3 は、呼吸信号 $V_{RR I}$ の電圧波形の谷（図 6 で最もレベルが低い位置）となるタイミング $t_a, t_b, t_c, t_d, \dots$ を検出し、その検出した谷で区切られる区間を 1 呼吸として判定する。具体的には、データ処理部 1 1 3 は、例えばタイミング t_a とタイミング t_b との間を 1 呼吸、タイミング t_b とタイミング t_c との間が次の 1 呼吸、というように 1 つ 1 つの呼吸期間を順に判定する。

【 0 0 3 1 】

そして、データ処理部 1 1 3 は、電圧波形の谷に基づいて検出したそれぞれの呼吸期間の中で、前半の電圧が谷から高くなっている期間を吸気期間（肺に息を吸い込んでいる期間）とし、後半の電圧が谷に向かって低くなっている期間を呼気期間（肺から息を吐き出している期間）と判定する。なお、図 6 の例では、2 つの呼吸信号 $V_{RR I}, V_{RR Q}$ の内で、I 信号から得た呼吸信号 $V_{RR I}$ から呼吸期間を検出する例を示したが、Q 信号から得た呼吸信号 $V_{RR Q}$ から呼吸期間を検出するようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

図 7 及び図 8 は、第 1 フィルタ 1 0 2 I の出力信号 V_I （図 7）と、心拍信号 $V_{HR I}$ （図 8）の例を示す。これら図 7 及び図 8 において、横軸は時間（秒）、縦軸は電圧（V）を示す。

図 7 に示すように、第 1 フィルタ 1 0 2 I の出力信号 V_I は、被験者の呼吸の周期に連動して電圧が上下するが、微少に電圧が上下する心拍成分についても含まれている。すなわち、1 呼吸期間内に、心拍に連動して電圧が上下して、その上下する成分の最も高い位置であるピーク t_1, t_2, t_3, \dots が現れている。

そして、図 8 に示すように、減算器 1 0 5 I で得られる心拍信号 $V_{HR I}$ は、呼吸に対応した周波数成分が除去されて、心拍のピーク t_1, t_2, t_3, \dots が明確化した信号になっている。データ処理部 1 1 3 は、このピーク t_1, t_2, t_3, \dots から心拍を判定する処理を行う。すなわち、データ処理部 1 1 3 は、心拍信号 $V_{HR I}$ から検出したピーク t_1, t_2, t_3, \dots を、心拍のタイミングとする処理を行う。

【 0 0 3 3 】

[5 . 呼吸及び心拍の判定処理]

図 9 は、データ処理部 1 1 3 が行う呼吸及び心拍の判定処理例を示すフローチャートである。ここでは、I 信号から得た呼吸信号 $V_{RR I}$ と心拍信号 $V_{HR I}$ を使って、呼吸及び心拍を判定するものとする。

まず、データ処理部 1 1 3 は、呼吸信号 $V_{RR I}$ と心拍信号 $V_{HR I}$ を取得し、呼吸信号 $V_{RR I}$ のピーク検出（図 8 に示す t_1, t_2, t_3, \dots の検出）に基づいて心拍を検出すると共に、呼吸信号 $V_{RR I}$ の谷から呼吸を検出する処理を行う（ステップ S 1 1）。

そして、データ処理部 1 1 3 は、1 呼吸期間分の呼吸信号 $V_{RR I}$ が入力されたか否かを判断する（ステップ S 1 2）。すなわち、データ処理部 1 1 3 は、例えば図 6 に示す例の場合には、2 つの谷 t_a, t_b の検出により、1 呼吸期間分の呼吸信号 $V_{RR I}$ が入力されたと判断する。ステップ S 1 2 の判断で、1 呼吸期間分の呼吸信号 $V_{RR I}$ が入力されていないと判断すると（ステップ S 1 2 の NO）、データ処理部 1 1 3 は、ステップ S 1 1 の検出処理に戻る。

【 0 0 3 4 】

そして、ステップ S 1 2 の判断で、1 呼吸期間分の呼吸信号 $V_{RR I}$ が入力されたと判断すると（ステップ S 1 2 の YES）、データ処理部 1 1 3 は、2 つの谷（例えば図 6 に示す t_a, t_b ）の間で、呼吸信号 $V_{RR I}$ のレベルが高くなっている区間である吸気期間と、呼吸信号 $V_{RR I}$ のレベルが低くなっている区間である呼気期間とを判別する。そして、データ処理部 1 1 3 は、吸気期間内に検出した 1 心拍の平均の長さ、呼気期間内に検出した 1 心拍の平均の長さの比率を判断する（ステップ S 1 3）。

すなわち、データ処理部 1 1 3 は、吸気期間内に検出した 1 心拍の平均の長さ、呼気

10

20

30

40

50

期間に検出した 1 心拍の平均の長さを算出して、それぞれの平均の長さを比較し、吸気期間の 1 心拍の平均の長さ、呼気期間の 1 心拍の平均の長さとの比率を判断する。

【 0 0 3 5 】

次に、データ処理部 1 1 3 は、吸気期間の 1 心拍の平均の長さの方が、呼気期間の 1 心拍の平均の長さよりも短いかなかを判定する（ステップ S 1 4）。この判定で、吸気期間の 1 心拍の平均の長さが、呼気期間の 1 心拍の平均の長さよりも短い場合（ステップ S 1 4 の YES）、データ処理部 1 1 3 は、心拍の検出が適正であると判定して、1 呼吸期間内の心拍の計測データを取り込む。そして、その心拍の計測データから、心拍数の計測データを得る処理を行う（ステップ S 1 5）。この吸気期間の 1 心拍の平均の長さが、呼気期間の 1 心拍の平均の長さよりも短い状態は、呼吸性不整脈と称される現象である。

10

心拍数の計測データは、例えば 1 分間の心拍数に換算して、表示装置 2 0 0 に表示されると共に、記録装置 3 0 0 に記録される。

【 0 0 3 6 】

また、ステップ S 1 4 での判定で、吸気期間の 1 心拍の平均の長さが、呼気期間の 1 心拍の平均の長さと同じか、あるいは吸気期間の 1 心拍の平均の長さの方が、呼気期間の 1 心拍の平均の長さよりも長い場合（ステップ S 1 4 の NO）、データ処理部 1 1 3 は、正しく心拍を検出していないと判定して、該当する 1 呼吸期間での計測データを計測値としないエラー処理を行う（ステップ S 1 6）。ステップ S 1 5 及び S 1 6 の処理の後、ステップ S 1 1 の処理に戻る。

【 0 0 3 7 】

図 1 0 は、吸気期間と呼気期間の検出と、それぞれの期間で検出される心拍のタイミングの例を示す。図 1 0 A は、呼吸信号 V_{RRI} の例を示し、図 1 0 B は、心拍成分が含まれる信号 V_I の例を示す。なお、心拍の検出はこの信号 V_I から心拍成分を取り出した心拍信号 V_{HRI} により行われる。

20

図 1 0 B に示す例では、データ処理部 1 1 3 は、例えばタイミング t_1, t_2, t_3 に検出した心拍が、吸気期間に検出した心拍であると判定する。また、タイミング t_4, t_5, t_6, t_7, t_8 に検出した心拍が、呼気期間に検出した心拍であると判定する。そして、この判定に基づいて、データ処理部 1 1 3 は、ステップ S 1 4 ~ S 1 6 の処理を実行する。

【 0 0 3 8 】

なお、図 9 のフローチャートの説明では、データ処理部 1 1 3 は、I 信号から得た呼吸信号 V_{RRI} 及び心拍信号 V_{HRI} から呼吸数及び心拍数を得るようにしたが、Q 信号から得た呼吸信号 V_{RRQ} 及び心拍信号 V_{HRQ} についても、同様の処理で呼吸数と心拍数を得るようにしてもよい。この場合には、例えばデータ処理部 1 1 3 は、I 信号から得た計測値と Q 信号から得た計測値とを比較して、適正と思われる計測値を、表示装置 2 0 0 及び記録装置 3 0 0 に出力する呼吸数及び心拍数とする。例えば、I 信号を使った判断処理でステップ S 1 6 でのエラー処理が行われた場合でも、Q 信号を使った判断処理でステップ S 1 5 の心拍数の計測データを得る処理ができた場合には、Q 信号での計測結果を採用する。

30

また、心拍信号 V_{HRI}, V_{HRQ} については、心拍に基づいた電圧の変動が比較的小さいため、I 信号から得た心拍信号 V_{HRI} と Q 信号から得た心拍信号 V_{HRQ} のいずれからもデータ処理部 1 1 3 で心拍を検出できない期間が一時的に生じる可能性もある。このような場合には、その検出できない期間の前後の検出状態から補間などを行って、適正な心拍数を得る処理を行う。この補間を行う際には、データ処理部 1 1 3 は、該当する一時的に心拍を検出できない期間が、吸気期間であるのか、呼気期間であるのかを判別して、それぞれの期間に適した補間処理を行うことで、より適切な心拍数の判定ができるようになる。

40

【 0 0 3 9 】

以上説明したように、本例の心拍・呼吸計測システムによると、被験者（患者）の呼吸と心拍を非接触で良好に計測することができるようになる。すなわち、本例の場合には、

50

少なくとも1呼吸期間の信号が取得できれば、1呼吸期間と1心拍の期間が分かり、呼吸数及び心拍数が得られる。これは、従来FFTの演算を行う場合に、少なくとも複数の呼吸期間の信号が必要であったものに比べて、非常に短時間で呼吸数及び心拍数が得られるようになり、ほぼリアルタイムで呼吸数や心拍数を計測できる効果を有する。

しかも、本例の場合には、心拍と呼吸を同時に計測できるため、呼吸性不整脈と称される現象、つまり息を吸い込むときに心拍が早くなり、息を吐き出すときに心拍が遅くなる現象を確かめて、その呼吸性不整脈の現象が現れているとき、呼吸数と心拍数が正しく計測できていると扱うようにしたことで、正確な計測データが得られる効果を有する。

【0040】

また、本例の心拍・呼吸計測システムは、FFTのような複雑な演算処理を必要としない簡単な構成であるため、心拍・呼吸計測システムの小型化や低価格化を図ることができる。さらに、複雑な演算処理を必要としない簡単な構成であるため、心拍・呼吸計測システムの低消費電力化が図れ、例えば電池で長時間連続駆動が可能な心拍・呼吸計測システムとすることができる。

【0041】

[6. 他の実施の形態例(ローパスフィルタを使った例)]

図11は、心拍・呼吸計測システムの他の実施の形態例を示す。

この図11に示す例は、心拍・呼吸計測装置100が備える第2フィルタ103I、103Qとして、バンドパスフィルタの代わりに、ローパスフィルタを使用したものである。

すなわち、図11に示すように、I信号の処理系として、第1フィルタ102Iの出力信号 V_I を、ローパスフィルタである第2フィルタ103Iに供給し、第2フィルタ103Iで心拍成分が含まれる高域を除去し、呼吸成分が含まれる低域を通過させ、呼吸信号 V_{RRI} を得る。そして、第2フィルタ103Iで得た呼吸信号 V_{RRI} をアナログ/デジタル変換器111Iに供給して、デジタルデータに変換し、変換されたデジタルデータをデータ処理部113に供給する。また、第2フィルタ103Iで得た呼吸信号 V_{RRI} を、位相補正器104Iを介して減算器105Iに供給する。そして、出力信号 V_I から呼吸信号 V_{RRI} を減算することにより、心拍信号 V_{HRI} を得、心拍信号 V_{HRI} をアナログ/デジタル変換器112Iに供給して、デジタルデータに変換し、変換されたデジタルデータをデータ処理部113に供給する。

【0042】

Q信号の処理系についても同様に、第1フィルタ102Qの出力信号 V_Q を、ローパスフィルタである第2フィルタ103Qに供給し、第2フィルタ103Qで心拍成分が含まれる高域を除去し、呼吸成分が含まれる低域を通過させて、呼吸信号 V_{RRQ} を得ると共に、減算器105Qで心拍信号 V_{HRQ} を得る処理を行う。

なお、図1の例の場合には、位相補正器104I、104Qが、第2フィルタ(バンドパスフィルタ)103I、103Qによる位相遅れを補正するのに対して、図11の例の場合、位相補正器104I、104Qは、第2フィルタ(ローパスフィルタ)103I、103Qでの位相遅れを補正する。

【0043】

図12は、第1フィルタ102I及び第2フィルタ103Iの通過特性を示す図である。図12において、横軸は周波数[Hz]、縦軸は減衰量[dB]を示す。

ここでは、第1フィルタ102Iは、通過帯域Faの下限周波数 f_{L1} を0.159Hzとし、通過帯域の上限周波数 f_{H1} を3.18Hzとする。この第1フィルタ102Iの特性は、図4に示す特性と同じである。

また、第2フィルタ103Iは、通過帯域Fbの上限周波数(カットオフ周波数) f_{H2} を0.221Hzとし、それより下の周波数を通過させる。

図12に示す特性Fcは、第1フィルタ102I及び第2フィルタ103Iを通過した総合特性である。この第1フィルタ102I及び第2フィルタ103Iを通過した信号として、呼吸信号 V_{RRI} 、 V_{RRQ} を得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

図 1 2 に示す特性から分かるように、バンドパスフィルタとローパスフィルタとの組み合わせによって、呼吸信号 $V_{RR I}$ 、 $V_{RR Q}$ を及び心拍信号 $V_{HR I}$ 、 $V_{HR Q}$ を得ることもできる。ローパスフィルタである第 2 フィルタ $1 0 3 I$ 、 $1 0 3 Q$ は、呼吸成分が含まれる帯域 D_r よりも低域の成分についても通過させる特性であるが、この帯域 D_r よりも低域の成分については、第 1 フィルタ $1 0 2 I$ 、 $1 0 2 Q$ で既に除去されているため、図 1 の例とほぼ同等の性能が得られる。

【 0 0 4 5 】

[7 . 変形例]

なお、上述した実施の形態では、ドップラーレーダー 1 0 として、2 4 G H z の周波数信号を送信するものとした。この送信周波数は一例であり、例えば 1 0 G H z などのその他の周波数信号を送信するドップラーレーダーを使用してもよい。

【 0 0 4 6 】

また、図 4 や図 1 2 に示す第 1 フィルタ (バンドパスフィルタ) や第 2 フィルタ (バンドパスフィルタ又はローパスフィルタ) の通過帯域についても一例であり、通過帯域の上限周波数や下限周波数として、その他の周波数としてもよい。但し、呼吸成分が含まれる周波数帯域や心拍成分が含まれる周波数帯域そのものは決まった帯域であり、上限周波数や下限周波数を変化させるとしても、上述した実施の形態例で説明した周波数の近傍の値とするのが好ましい。

また、図 3 に示した各フィルタの具体的な回路についても好適な一例を示したものであり、その他の回路構成のフィルタとしてもよい。

【 0 0 4 7 】

また、上述した実施の形態例では、ドップラーレーダー 1 0 で得られた I 信号 (実数成分) と Q 信号 (虚数成分) の双方をフィルタ処理して、I 信号の呼吸成分及び心拍成分と、Q 信号の呼吸成分及び心拍成分の双方を得るようにした。計測精度を向上させる点からは、このように双方の信号から呼吸成分及び心拍成分を得るのが好ましいが、いずれか一方 (例えば I 信号) の呼吸成分及び心拍成分のみを得るようにして、より回路構成を簡易化するようにしてもよい。

【 0 0 4 8 】

また、上述した実施の形態例では、心拍・呼吸計測装置 1 0 0 が、ドップラーレーダー 1 0 から得た信号のフィルタ処理と、そのフィルタ処理した信号 (心拍成分の信号及び呼吸成分の信号) をデジタル変換したデータから心拍及び呼吸を解析する処理を行うデータ処理とを行う構成とした。これに対して、例えば、データ処理部 1 1 3 での心拍及び呼吸の解析処理を行うソフトウェア (プログラム) が実装されたコンピュータ装置を用意して、そのコンピュータ装置のデータ入力部に、フィルタ処理などを行うアナログ回路系を備えた装置又は回路基板を接続して、上述した実施の形態例の心拍・呼吸計測システムと同様の計測処理が行えるようにしてもよい。この場合、表示装置 2 0 0 や記録装置 3 0 0 に相当する機能を、コンピュータ装置に内蔵させるようにしてもよい。

また、上述した実施の形態では、心拍や呼吸の解析結果として、1 分間の心拍数や呼吸数を得るようにしたが、1 分間の心拍数や呼吸数を得るのは一例であり、その他の形態で心拍や呼吸の解析結果を得て、それらの解析結果の表示や記録を行うようにしてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 9 】

1 0 ドップラーレーダー、1 1 発振器、1 2 分波器、1 3 送信アンテナ、1 4 受信アンテナ、1 5 第 1 ミキサ、1 7 / 2 移相器、1 8 第 2 ミキサ、1 0 0 心拍・呼吸計測装置、1 0 1 I、1 0 1 Q 増幅器、1 0 2 I、1 0 2 Q 第 1 フィルタ (バンドパスフィルタ)、1 0 3 I、1 0 3 Q 第 2 フィルタ (バンドパスフィルタ)、1 0 3 I、1 0 3 Q 第 2 フィルタ (ローパスフィルタ)、1 0 4 I、1 0 4 Q 位相補正器、1 0 5 I、1 0 5 Q 減算器、1 1 1 I、1 1 1 Q、1 1 2 I、1 1 2 Q アナログ/デジタル変換器、1 1 3 データ処理部、1 2 1、1 2 2 演算増幅器、2 0 0

10

20

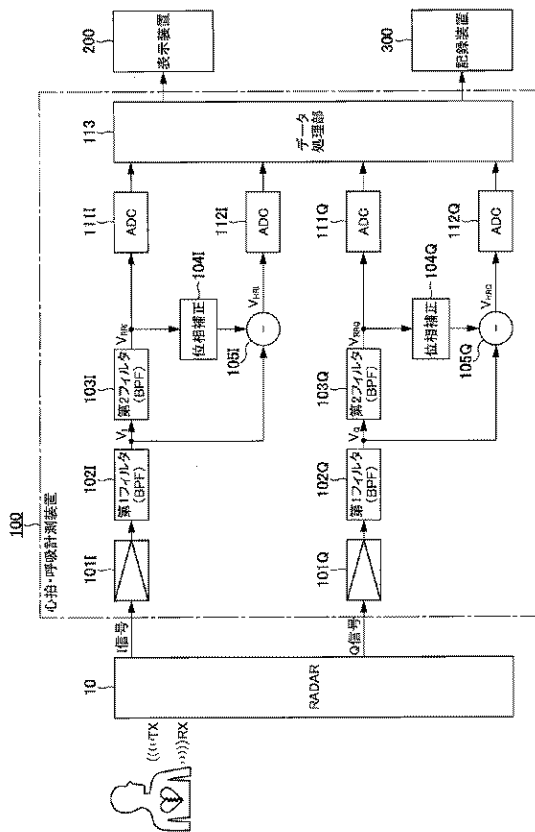
30

40

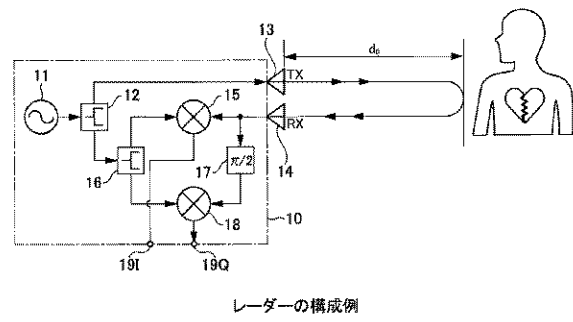
50

表示装置、300 記録装置

【図1】

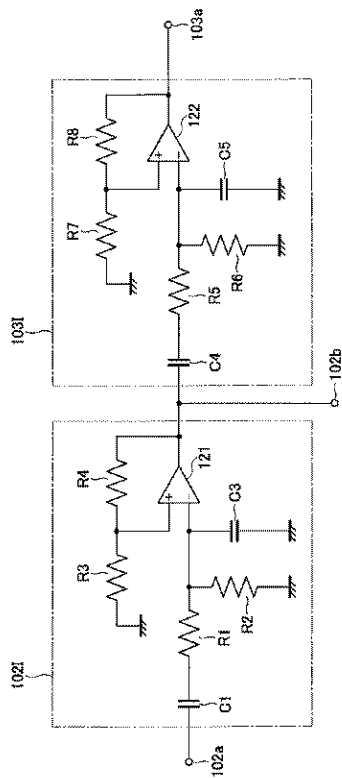


【図2】

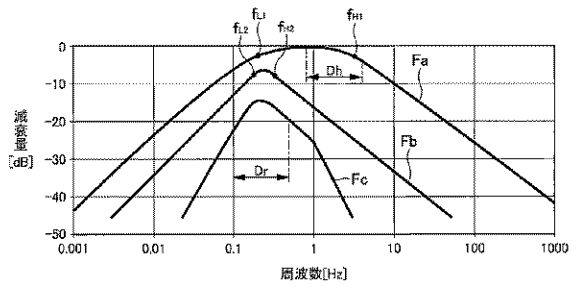


レーダーの構成例

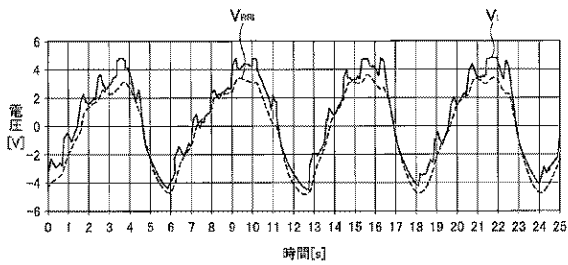
【 図 3 】



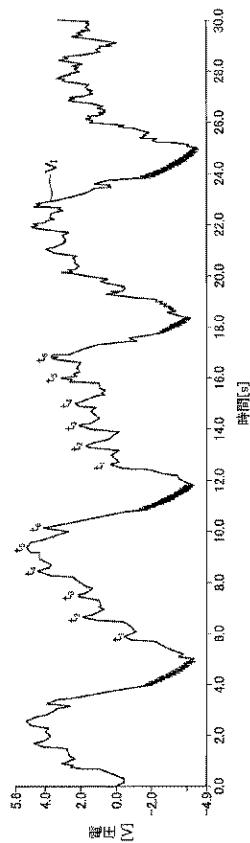
【 図 4 】



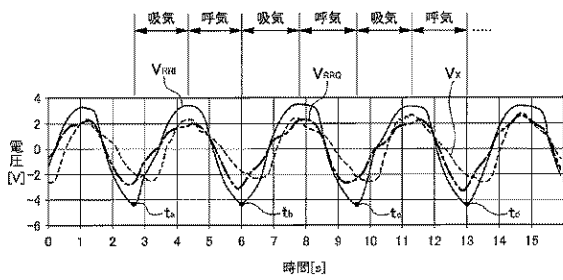
【 図 5 】



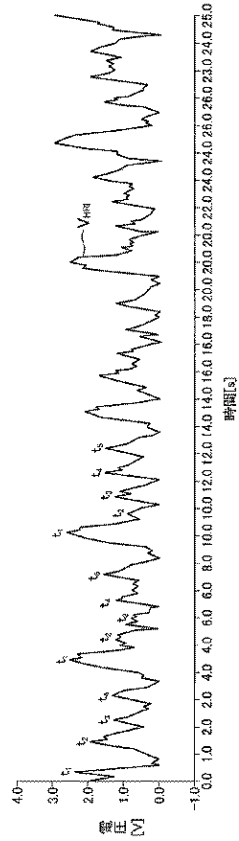
【 図 7 】



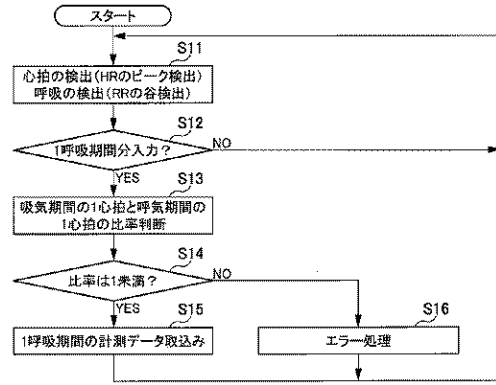
【 図 6 】



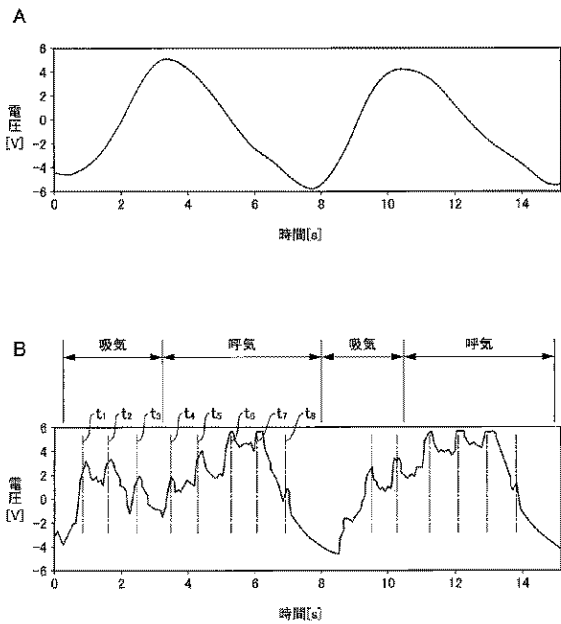
【図 8】



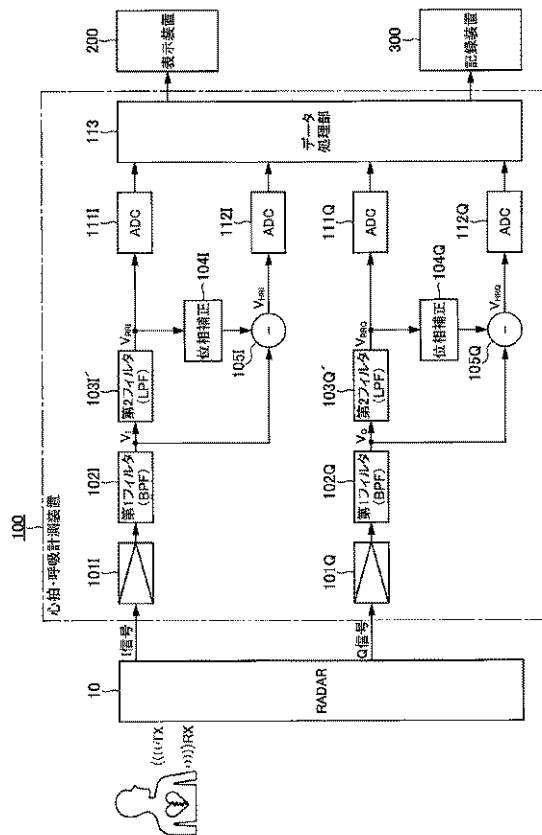
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【 図 1 2 】

