

(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2017-225834

(P2017-225834A)

(43) 公開日 平成29年12月28日(2017.12.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 5/0245 (2006.01)	A61B 5/02 710Z	4C017
A61B 5/11 (2006.01)	A61B 5/10 310A	4C038
A61B 5/113 (2006.01)	A61B 5/10 315	4C117
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 C	

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2017-153665 (P2017-153665)	(71) 出願人	000005049 シャープ株式会社
(22) 出願日	平成29年8月8日(2017.8.8)		大阪府堺市堺区匠町1番地
(62) 分割の表示	特願2016-561437 (P2016-561437) の分割	(74) 代理人	110000338 特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK
原出願日	平成27年9月30日(2015.9.30)		
(31) 優先権主張番号	特願2014-242161 (P2014-242161)	(72) 発明者	末松 英治 大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式会社内
(32) 優先日	平成26年11月28日(2014.11.28)	(72) 発明者	佐藤 啓介 大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高周波装置

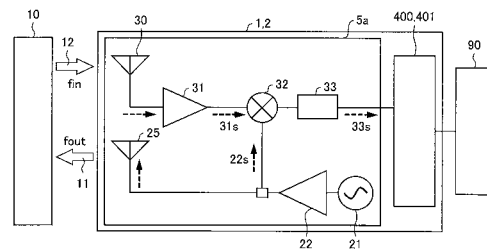
(57) 【要約】

【課題】心拍および呼吸等に関する生体情報を精度よく検出する高周波装置を実現する。

【解決手段】高周波装置(1)は、直接反射信号(12)または間接反射信号(12)の特定の周波数成分を示す生体信号を抽出する生体信号抽出部(心拍信号抽出部53、呼吸信号抽出部63)と、自己相関関数の周期性を判別することにより、生体情報を算出する自己相関関数処理部(心拍自己相関関数処理部54、呼吸自己相関関数処理部64)と、を備える。

【選択図】図2

図 2



- 1: 高周波装置
- 5a: 電波レーダ部
- 10: 生体
- 11: 送信信号
- 12: 反射信号
- 21: 発振器
- 22: 増幅器
- 22s: アナログ信号
- 25: 送信アンテナ
- 30: 受信アンテナ
- 31: 低雑音アンプ
- 31s: アナログ信号
- 32: ミキサ
- 33: フィルタ
- 33s: ドップラシフトを受けたアナログ信号
- 90: 表示器
- 400,401: 信号処理回路

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に向けて送信した送信信号が上記生体で反射し、上記送信信号にドップラーシフトが生じることにより生成された反射信号を用いて、上記生体に現れる動きである生体現象に関する生体情報を取得する高周波装置であって、

上記送信信号が上記生体で直接反射した直接反射信号、および上記送信信号が物体での反射を介して上記生体で反射した間接反射信号から、上記直接反射信号または上記間接反射信号の特定の周波数成分を示す生体信号を抽出する生体信号抽出部と、

上記生体信号抽出部により抽出された上記生体信号をサンプリングし、上記サンプリングされた所定数の上記生体信号に基づいて自己相関関数を算出し、相関係数のピーク値から上記自己相関関数の周期性を判別することにより、上記生体現象に関する生体情報を算出する自己相関関数処理部と、を備えていることを特徴とする高周波装置。

10

【請求項 2】

上記生体信号抽出部は、特定の周波数の心拍を示す心拍信号を抽出する心拍信号抽出部と、特定の周波数の呼吸を示す呼吸信号を抽出する呼吸信号抽出部と、を有し、

上記自己相関関数処理部は、所定時間における心拍数を算出する心拍自己相関関数処理部と、所定時間における呼吸数を算出する呼吸自己相関関数処理部と、を有することを特徴とする請求項 1 に記載の高周波装置。

【請求項 3】

上記生体現象に関するアナログ信号が入力されることにより、心拍成分および体動成分に関する第 1 生体デジタル信号および呼吸成分に関する第 2 生体デジタル信号を生成するデジタル信号生成部をさらに備え、

20

上記心拍信号抽出部は、上記デジタル信号生成部から出力された上記第 1 生体デジタル信号に基づいて上記心拍信号を抽出し、

上記呼吸信号抽出部は、上記デジタル信号生成部から出力された上記第 2 生体デジタル信号に基づいて上記呼吸信号を抽出することを特徴とする請求項 2 に記載の高周波装置。

【請求項 4】

上記生体現象に関する I アナログ信号と、上記 I アナログ信号と位相が 90 度異なる Q アナログ信号とを出力する電波レーダ部と、

30

上記心拍数を決定する心拍数決定部と、

上記呼吸数を決定する呼吸数決定部と、をさらに備え、

上記デジタル信号生成部は、上記電波レーダ部から出力された上記 I アナログ信号に基づいて、心拍成分と呼吸成分と体動成分とに関する I デジタル信号を生成し、かつ、上記電波レーダ部から出力された上記 Q アナログ信号に基づいて、心拍成分と呼吸成分と体動成分とに関する Q デジタル信号を生成し、

上記心拍自己相関関数処理部は、上記 I デジタル信号に基づいて所定時間における第 1 心拍数を算出し、かつ、上記 Q デジタル信号に基づいて所定時間における第 2 心拍数を算出し、

上記呼吸自己相関関数処理部は、上記 I デジタル信号に基づいて所定時間における第 1 呼吸数を算出し、かつ、上記 Q デジタル信号に基づいて所定時間における第 2 呼吸数を算出し、

40

上記心拍数決定部は、上記心拍自己相関関数処理部から出力された上記第 1 心拍数および上記第 2 心拍数に基づいて上記心拍数を決定し、

上記呼吸数決定部は、上記呼吸自己相関関数処理部から出力された上記第 1 呼吸数および上記第 2 呼吸数に基づいて上記呼吸数を決定することを特徴とする請求項 3 に記載の高周波装置。

【請求項 5】

上記デジタル信号生成部は、上記電波レーダ部から出力された上記 I アナログ信号に基づいて、心拍成分および体動成分に関する I 心拍デジタル信号と、呼吸成分に関する I 呼吸デジタル信号とを生成し、かつ、上記電波レーダ部から出力された上記 Q アナログ信号

50

に基づいて、心拍成分および体動成分に関する Q 心拍デジタル信号と、呼吸成分に関する Q 呼吸デジタル信号とを生成し、

上記心拍自己相関関数処理部は、上記 I 心拍デジタル信号に基づいて上記第 1 心拍数を算出し、かつ、上記 Q 心拍デジタル信号に基づいて上記第 2 心拍数を算出し、

上記呼吸自己相関関数処理部は、上記 I 呼吸デジタル信号に基づいて上記第 1 呼吸数を算出し、かつ、上記 Q 呼吸デジタル信号に基づいて上記第 2 呼吸数を算出することを特徴とする請求項 4 に記載の高周波装置。

【請求項 6】

上記電波レーダ部は、

上記生体に向けて上記送信信号を送信する送信アンテナを有しており、

10

上記送信信号が上記生体の上半身に送信されるように、上記送信アンテナの指向性を調整することを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の高周波装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心拍数等の生体情報をセンシングするための高周波装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、電磁波を測定対象物に照射し、当該測定対象物で反射する反射波のドップラーシフトを利用して、測定対象物の振動状態や変位を求める手法が広く知られている。また、マイクロ波 - ミリ波帯の電磁波は、誘電体等の媒質を透過する性質も有していることから、この電磁波を利用して、人体（被験者）において振動として現れる心臓の拍動や呼吸を、被験者へのマイクロ波照射で検出しようとする試みが近年提案されている。マイクロ波を用いることで、人体に非接触、かつ、被験者が衣服を着たままでの測定が可能となり、センシング時の被験者の負担を軽減することができる。このようなマイクロ波を用いてセンシングする装置の一例としては、特許文献 1 に開示された生体信号検知装置がある。

20

【0003】

上記の生体信号検知装置について、図 13 および図 14 を用いて説明する。生体信号検知装置は、センサ部 101、生体信号抽出部 102、距離算出部 103 および生体信号出力判定部 104 を備える。

30

【0004】

図 13 はセンサ部 101 の概略構成を示したものである。図 13 に示すように、局部発振器 301 から発信された信号は、分配器 302 で 2 分配される。一方の信号は送信アンテナ 303 へ送信され、もう一方の信号は分配器 308 でさらに 2 分配され、混合器 306 および 307 へ信号が入力される。分配器 308 で 2 分配された 2 つの信号は、90 度位相が異なっている。

【0005】

一方、送信アンテナ 303 から放射された信号は、乗員に向かい、主として乗員の体表面で反射する。そして、体表面で反射した反射信号は受信アンテナ 304 に入力される。このとき、体表面は、乗員の体動（呼吸、心拍を含む）による振動があるため、乗員への送信信号はドップラーシフトを受ける。そのため、反射信号は、周波数が位相変調した状態で、受信信号として受信アンテナ 304 に入力される。

40

【0006】

受信アンテナ 304 に入力された受信信号は、分配器 305 で 2 分配され、混合器 306 および 307 にそれぞれ入力される。分配器 308 で入力された信号も、同様に、混合器 306 および 307 に入力される。混合器 306 および 307 では乗算処理がなされ、ローパスフィルタ 309 および 310 を通して、ドップラーシフトを受けたベースバンド信号が出力される。さらに、前記ベースバンド信号は、A/D コンバータ 311 および 312 によりアナログデジタル変換され、 $B_i(t)$ 信号および $B_q(t)$ 信号として出力さ

50

れる。B i (t) 信号および B q (t) 信号は、瞬時的には 90 度位相がずれた信号である。

【0007】

この B i (t) 信号および B q (t) 信号は、図 14 に示すように、生体信号抽出部 102 に入力される。生体信号抽出部 102 では生体信号が抽出され、距離算出部 103 ではセンサ部 101 と乗員との推定距離が算出される。そして、生体信号出力判定部 104 では、前記推定距離に基づいて、生体信号を出力するか否かが、ある閾値を設定して判定される。具体的には、生体信号出力判定部 104 内の信頼度判定部 408 において乗員までの距離が一定または閾値以内と判定された場合、生体信号が出力される。

【0008】

ここで、デジタル化された B i (t) 信号および B q (t) 信号は、ドップラーシフトを受けた信号、つまりドップラ周波数で位相変調された信号であり、それぞれサイン波、コサイン波の信号で表現できる。生体信号抽出部 102 内では、これら 2 つの信号から、位相信号算出部 401 での演算を経て、位相の時間変化、すなわち、心拍・呼吸それぞれの時間波形を、心拍信号抽出部 402 および呼吸信号抽出部 403 で抽出する処理がなされる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献 1】特開 2010 - 120493 号公報 (2010 年 6 月 3 日公開)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

従来のマイクロ波センサ装置は、上記特許文献 1 に示されるものが代表的であり、マイクロ波を用いて被験者の微小な動きを検出して心拍等の生体情報を得る仕組みとなっている。具体的には、照射波に対する反射波の位相変化 (位相差) を検出することで、被験者の心拍などの体表の微動を検出しようとするものである。

【0011】

ここで、直接 B i (t) 信号および B q (t) 信号から位相の時間変化を検出しようとすると、体動 (心拍および呼吸を除く) が優勢である (すなわち、体が動いている) 場合には、心拍信号および呼吸信号が微弱な信号であることから、これらの信号が体動に埋もれやすかった。また、無線環境下で上記検出を行うがゆえに、不要反射信号等のノイズ成分 (クラッター) に埋もれやすく、直接波 (被験者に直接照射され、且つ、反射波が直接受信されるもの) のみでしか、心拍・呼吸情報を抽出できないという課題もあった。

【0012】

例えば、被験者が椅子に座っている状態で、電波が直接胸 (または背中) に照射される場合、心拍・呼吸情報は取得できるものの、被験者が寝ている状況で、被験者の寝姿 (うつ伏せ、仰向け、横向き、寝ている間で変化する場合等) に対して、常時、心拍・呼吸成分を測定・モニターすることができなかった。

【0013】

加えて、呼吸信号に対して、心拍信号はさらに微弱な信号であるために、特に心拍成分を精度よく抽出することが困難であった。

【0014】

本発明は、上記の問題点を解決するためになされたものであり、その目的は、生体の心拍および呼吸等を表す生体情報を、直接波のみならず間接波を用いることによって、生体が存在する場所や生体の姿勢等に拘らず、無線で精度よく検出することができる高周波装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記の課題を解決するために、本発明の一態様に係る高周波装置は、

10

20

30

40

50

生体に向けて送信した送信信号が上記生体で反射し、上記送信信号にドップラーシフトが生じることにより生成された反射信号を用いて、上記生体に現れる動きである生体現象に関する生体情報を取得する高周波装置であって、

上記送信信号が上記生体で直接反射した直接反射信号、および上記送信信号が物体での反射を介して上記生体で反射した間接反射信号から、上記直接反射信号または上記間接反射信号の特定の周波数成分を示す生体信号を抽出する生体信号抽出部と、

上記生体信号抽出部により抽出された上記生体信号をサンプリングし、上記サンプリングされた所定数の上記生体信号に基づいて自己相関関数を算出し、相関係数のピーク値から上記自己相関関数の周期性を判別することにより、上記生体現象に関する生体情報を算出する自己相関関数処理部と、を備えている。

10

【発明の効果】

【0016】

本発明の一態様によれば、生体が動いている場合または不要反射信号等のノイズ成分が多い場合においても、間接反射信号および自己相関関数を用いて、心拍および呼吸等を表す生体情報を精度よく検出する高周波装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】(a)は、本発明の実施形態1~4に係る高周波装置の使用法の一例を示す側面図である。(b)は、本発明の実施形態1~4に係る高周波装置の使用法の一例を示す上面図である。

20

【図2】本発明の実施形態1および2に係る高周波装置が備える電波レーダ部の概略構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施形態1に係る高周波装置が備える信号処理回路の概略構成を示すブロック図である。

【図4】上記高周波装置が備えるデジタル信号処理部および表示器の概略構成を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施形態2に係る高周波装置が備える信号処理回路の概略構成を示すブロック図である。

【図6】上記高周波装置が備えるデジタル信号処理部および表示器の概略構成を示すブロック図である。

30

【図7】本発明の実施形態3および4に係る高周波装置が備える電波レーダ部の概略構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の実施形態3に係る高周波装置が備える信号処理回路の概略構成を示すブロック図である。

【図9】上記高周波装置が備えるデジタル信号処理部および表示器の概略構成を示すブロック図である。

【図10】(a)は、上記高周波装置が備える、第1心拍自己相関関数処理部および第2心拍自己相関関数処理部においてサンプリングされた心拍信号に関して、当該心拍信号の振幅値とサンプル数との関係を示すグラフである。(b)は、上記心拍信号に関して、自己相関関数の相関係数とサンプル数との関係を示すグラフである。

40

【図11】本発明の実施形態4に係る高周波装置が備える信号処理回路の概略構成を示すブロック図である。

【図12】上記高周波装置が備えるデジタル信号処理部および表示器の概略構成を示すブロック図である。

【図13】従来のマイクロ波センサ装置が備えるセンサ部の概略構成を示したブロック図である。

【図14】従来のマイクロ波センサ装置の概略構成を示したブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

〔実施形態1〕

50

本発明に係る一実施形態について、図 1 ~ 4 に基づいて説明すれば、以下のとおりである。

【0019】

< 高周波装置 1 の使用方法 >

以下に、図 1 を用いて、高周波装置 1 の使用方法について、ベッド 9 1 の手すり 9 1 b に高周波装置 1 を取り付けた場合を例に挙げて説明する。図 1 の (a) は、本実施形態に係る高周波装置 1 の使用方法の一例を示す側面図である。図 1 の (b) は、本実施形態に係る高周波装置 1 の使用方法の一例を示す上面図である。

【0020】

高周波装置 1 は、送信信号 1 1 が生体 1 0 で反射された反射信号 1 2 (図 2 参照) に基づいて、生体 1 0 の生体現象を表す生体情報を得るための装置である。ここで、生体現象とは、主として生体 1 0 の上半身に現れる動きのことであり、心拍成分、呼吸成分および体動成分等を指す。また、体動とは、生体 1 0 の上半身に現れる、心拍および呼吸以外の動きをいう。さらに、生体情報としては、例えば、所定時間の心拍数および呼吸数、心拍波形、呼吸波形、体動波形等がある。高周波装置 1 は、電波レーダ部 5 a および信号処理回路 4 0 0 を備える (図 2 参照) 。

10

【0021】

図 1 に示すように、高周波装置 1 から放射される送信信号 1 1 (図 2 参照) は、望ましくは、生体 1 0 の上半身に放射されるように、電波レーダ部 5 a に備えられた送信アンテナ 2 5 (図 2 参照) の指向性パターン 9 3 が調整される。前記調整の一例としては、マイクロストリップパッチアンテナのパッチ数により調整することができる。反射信号 1 2 は高周波装置 1 の受信信号となる。上記指向性パターン 9 3 の調整によって、生体 1 0 が睡眠中であっても、心拍成分、呼吸成分および体動成分をモニターすることができる。

20

【0022】

とりわけ、高周波装置 1 は、ベッド 9 1 の手すり 9 1 b に取り付けられることによって、生体 1 0 の上半身に向けて、送信信号 1 1 を、ベッド 9 1 のマットレス 9 1 a における生体 1 0 との接触面に対して略平行方向に放射する。そのため、生体 1 0 の寝姿 (うつ伏せ、仰向け、横向き、寝ている間で体が動くなど) に対して、常に、心拍成分、呼吸成分および体動成分を測定・モニターすることができる。

【0023】

これは、生体 1 0 に比較的近い位置から送信信号 1 1 を放射することに加え、送信信号 1 1 を上記略水平方向に照射することにより、送信信号 1 1 および反射信号 1 2 が照射される反射物の存在が少なくなるからである。すなわち、高周波装置 1 が受信する不要反射信号が少なくなるからである。また、高周波装置 1 は、後述する自己相関関数を用いて心拍成分を表す心拍信号および呼吸成分を表す呼吸信号を処理している。そのため、高周波装置 1 は、不要反射信号が多数存在する寝室においても、後述する間接反射信号から心拍成分等を計測・モニターすることができるためである。

30

【0024】

なお、高周波装置 1 の取り付け位置については、本実施形態のようなベッド 9 1 の手すり 9 1 b に限定されない。例えば、ベッド 9 1 の床下部 (望ましくは、ベッド 9 1 のマットレス 9 1 a における、生体 1 0 との接触面と対向する部分) に取り付けてもよい。高周波装置 1 をこのように取り付けても、マットレス 9 1 a に対する送信信号 1 1 の反射成分は少ないため、本実施形態のように高周波装置 1 が取り付けられた場合と、ほぼ同様な効果が得られる。

40

【0025】

また、本実施形態における高周波装置 1 の使用方法は、後述する高周波装置 2 ~ 4 についても、同様に採用される。

【0026】

< 電波レーダ部 5 a による信号処理 >

以下に、図 2 を用いて、電波レーダ部 5 a による信号処理を説明する。図 2 は、電波レ

50

ーダ部 5 a の概略構成を示すブロック図である。電波レーダ部 5 a は、生体 1 0 に向けて送信信号 1 1 を放射するとともに、生体 1 0 の体表で反射された反射信号 1 2 を受信し、当該反射信号 1 2 に基づいてアナログ信号 3 3 s を生成する。図 2 に示すように、電波レーダ部 5 a は、発振器 2 1、増幅器 2 2、送信アンテナ 2 5、受信アンテナ 3 0、低雑音アンプ 3 1、ミキサ 3 2 およびフィルタ 3 3 を備えている。

【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、発振器 2 1 から出力されるマイクロ波正弦波（図示しない）は、増幅器 2 2 により増幅された後、送信アンテナ 2 5 から送信信号 1 1 として放射される。放射された送信信号 1 1 は、生体 1 0 の体表、例えば、生体 1 0 の胸部表面に当たって反射される。このとき、生体 1 0 には、心拍、呼吸および体動による胸部の動きがあり、この動きによって胸部に当たった送信信号 1 1 にドップラーシフトが生じる。すなわち、送信信号 1 1 の周波数に、心拍および呼吸を含む胸の動きの周波数が付加されることで、送信信号 1 1 が周波数・位相変調され、反射信号 1 2 となる。そして、反射信号 1 2 は、受信アンテナ 3 0 に入力される。

10

【 0 0 2 8 】

なお、反射信号 1 2 には、生体 1 0 に直接照射され、且つ、反射後、受信アンテナ 3 0 によって直接受信される直接反射信号と、生体 1 0 以外の物体での反射を介して受信アンテナ 3 0 に受信される間接反射信号との、両方の信号が含まれる。

【 0 0 2 9 】

受信アンテナ 3 0 に入力された反射信号 1 2 は、低雑音アンプ 3 1 によって増幅された後、アナログ信号 3 1 s としてミキサ 3 2 に入力される。ミキサ 3 2 には、発振器 2 1 から発信され、増幅器 2 2 で増幅された後、2 分配されたうちの一方のアナログ信号 2 2 s も入力される。アナログ信号 3 1 s は、アナログ信号 2 2 s によって周波数がダウンコンバージョンされた状態でフィルタ 3 3 に入力される。

20

【 0 0 3 0 】

フィルタ 3 3 から出力されるアナログ信号 3 3 s は、ベースバンド信号となり、胸の動きによってドップラーシフトを受けた信号として出力される。すなわち、アナログ信号 3 3 s は、生体 1 0 の心拍成分、呼吸成分および体動成分を含んでいる。アナログ信号 3 3 s は、後述する信号処理回路 4 0 0 に入力され、信号処理された後、心拍情報、呼吸情報および体動情報として、後述する表示器 9 0 に表示される。

30

【 0 0 3 1 】

< 信号処理回路 4 0 0 による信号処理 >

以下に、図 3 および図 4 を用いて、信号処理回路 4 0 0 による信号処理について説明する。図 3 は、信号処理回路 4 0 0 の概略構成を示すブロック図である。図 4 は、デジタル信号処理部（以下、「DSP」とする）5 0 0 および後述する表示器 9 0 の概略構成を示すブロック図である。信号処理回路 4 0 0 は、入力されたアナログ信号 3 3 s に基づいて、生体 1 0 の心拍情報（1 分間当たりの心拍数および心拍波形）、呼吸情報（1 分間当たりの呼吸数および呼吸波形）並びに体動情報（体動波形）を算出・決定する。図 3 に示すように、信号処理回路 4 0 0 は、デジタル信号生成部 4 0 a および DSP 5 0 0 を備えている。

40

【 0 0 3 2 】

デジタル信号生成部 4 0 a は、入力されたアナログ信号 3 3 s に基づいて、生体 1 0 の心拍成分、呼吸成分および体動成分を含むデジタル信号 4 6 s を生成する。図 3 に示すように、デジタル信号生成部 4 0 a は、入力端子 4 1、ハイパスフィルタ 4 3、ローパスフィルタ 4 4、増幅器 4 5 および AD 変換器 4 6 を備えている。

【 0 0 3 3 】

DSP 5 0 0 は、入力されたデジタル信号 4 6 s に基づいて、上記心拍情報、呼吸情報および体動情報を算出・決定する。図 4 に示すように、DSP 5 0 0 は、入力端子 5 1、心拍信号抽出部（生体信号抽出部）5 3、心拍自己相関関数処理部（自己相関関数処理部）5 4、心拍数決定部 5 5、呼吸信号抽出部（生体信号抽出部）6 3、呼吸自己相関関数

50

処理部（自己相関関数処理部）64および呼吸数決定部65を備えている。

【0034】

（デジタル信号生成部40aによる信号処理）

図3に示すように、アナログ信号33s（図2参照）は、入力端子41に入力された後、ハイパスフィルタ43（dc成分の抑圧を目的とする）およびローパスフィルタ44によって帯域制限される。一例として、ハイパスフィルタ43での通過帯域のカットオフは0.1Hz、ローパスフィルタ44での通過帯域のカットオフは10Hzであり、心拍、呼吸および体動にそれぞれ関連した周波数帯域のアナログ信号を通過させた後、増幅器45で増幅する。

【0035】

アナログ信号33sをハイパスフィルタ43およびローパスフィルタ44に通過させることにより、例えば、扇風機等の高速動作に基づくドップラーシフトを受けたアナログ信号33sから、心拍、呼吸および体動以外のアナログ信号を抑圧することができる。また、増幅器45によって、ハイパスフィルタ43およびローパスフィルタ44を通過した高速なアナログ信号が飽和動作し、ひいては非線形動作となることを防いでいる。加えて、ローパスフィルタ44は、AD変換器46のアンチエイリアスフィルタとしても機能している。

【0036】

増幅器45から出力されたアナログ信号（図示しない）は、AD変換器46に入力されて、アナログデジタル変換される。一例として、12ビット50Hzのサンプリングレートでアナログデジタル変換する場合、ローパスフィルタ44での通過帯域のカットオフは、25Hz以下となる（本実施形態では10Hzとしている）。

【0037】

AD変換器46によるアナログデジタル変換によって生成されたデジタル信号46sは、デジタル信号処理部（以下、「DSP」とする）500に入力される。そして、DSP500によって上記心拍情報、呼吸情報および体動情報が算出された後、これらの情報は表示器90に表示される。

【0038】

（DSP500による信号処理）

図4に示すように、入力端子51に入力されたデジタル信号46s（図3参照）は、第1のデジタル信号58a、第2のデジタル信号58bおよび第3のデジタル信号58cに分配され、これら3つのデジタル信号の処理が並列してなされる。

【0039】

まず、第1のデジタル信号58aは、心拍信号抽出部53に入力される。そして、入力された第1のデジタル信号58aが、心拍信号抽出部53が有するハイパスフィルタ53aとローパスフィルタ53bとで帯域制限されることで、特定の周波数の心拍を示す心拍信号が抽出される。

【0040】

本実施形態では、ハイパスフィルタ53aは、通過帯域のカットオフ周波数が0.8Hzのものを、ローパスフィルタ53bは、通過帯域のカットオフ周波数が3.0Hzのものを用いた。これは、呼吸成分が、平静時0.2Hz~0.33Hz（1分間に12回~20回程度）であることから、極力、呼吸成分を抑圧するために、ハイパスフィルタ53aの通過帯域のカットオフ周波数として0.8Hzのものを選んでいる。一方、ローパスフィルタ53bは、心拍成分が、平静時50~90程度（周波数としては、0.8Hz~1.5Hz）であるため、通過帯域のカットオフ周波数として3.0Hzものを選んでいる。

【0041】

心拍信号抽出部53で抽出された心拍信号は2分配され、その一方の信号は、心拍自己相関関数処理部54に入力される。そして、心拍自己相関関数処理部54において自己相関関数を用いた演算処理がなされることにより、1分間の心拍数（生体現象の値；以下、

10

20

30

40

50

単に「心拍数」とする)が算出される。心拍自己相関関数処理部54は、サンプリング処理部54a、心拍自己相関関数演算部54bおよびピーク検出部54cを有している。

【0042】

本実施形態では、AD変換器46が12ビット50Hzのサンプリングレートでアナログデジタル変換するため、サンプリング処理部54aは、第1のデジタル信号58aから、1サンプル20m秒で256回、心拍信号をサンプリングする。心拍自己相関関数演算部54bは、サンプリングされた心拍信号が入力されることにより、自己相関関数を算出する。そして、ピーク検出部54cにおいて、自己相関関数から相関係数のピーク値が検出され、当該自己相関関数の周期が算出される。換言すれば、ピーク検出部54cによって自己相関関数の周期性が判別される。ピーク検出部54cは、算出された周期を心拍数に換算する。自己相関関数においては、0秒後のデータが最も相関係数が大きいため、0秒のデータを除いて、自己相関係数のピーク値が検出される。

10

【0043】

本実施形態では、サンプリング処理部54aによるサンプリング処理で5秒(1サンプル20m秒で256回のサンプリング)、心拍自己相関関数演算部54bによる自己相関関数の算出およびピーク検出部54cによる周期の算出で約5秒かかる。そのため、約10秒で一つの心拍数が算出される。

【0044】

なお、自己相関関数を用いた心拍成分に関する周期性の判別方法の詳細については、実施形態3にて説明する。

20

【0045】

心拍自己相関関数処理部54で算出された心拍数は、当該心拍数を示す信号として(図示しない)心拍数決定部55に入力される。心拍数決定部55は、前記信号に基づいて、表示器90(具体的には、後述する心拍数表示部90a)に表示するための心拍数を決定し、当該決定した心拍数を示す心拍数信号55sを出力する。心拍数信号55sは表示器90への入力信号となる。

【0046】

心拍数決定部55における心拍数の決定は、一つの方法に限定されない。本実施形態では、心拍自己相関関数処理部54から約10秒ごとに一つの信号が出力されるため、例えば、3つの信号毎に、平均値、移動平均値または中央値等を得るための演算がなされてもよい。換言すれば、表示器90に表示される心拍数として、安定した数値が出力される方法であればよい。

30

【0047】

一方、心拍信号抽出部53で抽出された心拍信号のうち、2分配された他方は、時間の経過に伴う心拍振幅の変化を表す心拍波形信号71aとなり、表示器90への入力信号となる。また、第2のデジタル信号58bは、そのまま、時間の経過に伴う体動振幅の変化を表す体動波形信号71bとなり、表示器90への入力信号となる。

【0048】

次に、第3のデジタル信号58cは、呼吸信号抽出部63に入力される。そして、入力された第3のデジタル信号58cが、呼吸信号抽出部63が有するローパスフィルタ63aで帯域制限されることで、特定の周波数の呼吸を示す呼吸信号が抽出される。

40

【0049】

本実施形態では、ローパスフィルタ63aは、通過帯域のカットオフ周波数が0.75Hzのものを用いた。これは、呼吸成分が、平静時0.2Hz~0.33Hz(1分間に12回~20回程度)であることから、呼吸信号抽出部63において、極力、心拍成分を抑圧するためである。

【0050】

呼吸信号抽出部63で抽出された呼吸信号は2分配され、その一方の信号は、呼吸自己相関関数処理部64に入力される。そして、呼吸自己相関関数処理部64において自己相関関数を用いた演算処理がなされることにより、1分間の呼吸数(生体現象の値;以下、

50

単に「呼吸数」とする)が算出される。呼吸自己相関関数処理部64は、サンプリング処理部64a、呼吸自己相関関数演算部64bおよびピーク検出部64cを有している。

【0051】

本実施形態では、AD変換器46が12ビット50Hzのサンプリングレートでアナログデジタル変換するため、サンプリング処理部64aは、第3のデジタル信号58cから、1サンプル20m秒で512回、呼吸信号をサンプリングする。呼吸自己相関関数演算部64bは、サンプリングされた呼吸信号が入力されることにより、自己相関関数を算出する。そして、ピーク検出部64cにおいて、自己相関関数から相関係数のピーク値が検出され、当該自己相関関数の周期が算出される。換言すれば、ピーク検出部64cによって自己相関関数の周期性が判別される。ピーク検出部64cは、算出された周期を呼吸数に換算する。

10

【0052】

本実施形態では、サンプリング処理部64aによるサンプリング処理で10秒(1サンプル20m秒で512回のサンプリング)、呼吸自己相関関数演算部64bによる自己相関関数の算出およびピーク検出部64cによる周期の算出で約5秒かかる。そのため、約15秒で一つの呼吸数が算出される。

【0053】

なお、自己相関関数を用いた呼吸成分に関する周期性の判別方法の詳細については、実施形態3にて説明する。

【0054】

呼吸自己相関関数処理部64で算出された呼吸数は、当該呼吸数を示す信号として(図示しない)呼吸数決定部65に入力される。呼吸数決定部65は、前記信号に基づいて、表示器90(具体的には、後述する呼吸数表示部90e)に表示するための呼吸数を決定し、当該決定した呼吸数を示す呼吸数信号65sを出力する。呼吸数信号65sは表示器90への入力信号となる。

20

【0055】

呼吸数決定部65における呼吸数の決定は、一つの方法に限定されない。本実施形態では、呼吸自己相関関数処理部64から約15秒ごとに一つの信号が出力されるため、例えば、3つの信号毎に、平均値、移動平均値または中央値等を得るための演算がなされてもよい。換言すれば、表示器90に表示される呼吸数として、安定した数値が出力される方法であればよい。

30

【0056】

一方、呼吸信号抽出部63で抽出された呼吸信号のうち、2分配された他方は、時間の経過に伴う呼吸振幅の変化を表す呼吸波形信号71cとなり、表示器90への入力信号となる。

【0057】

<表示器90による心拍・呼吸・体動情報の表示>

以下に、図4を用いて、表示器90による生体10の心拍情報、呼吸情報および体動情報の表示について説明する。図4に示すように、表示器90は、心拍数表示部90a、心拍波形表示部90b、体動波形表示部90c、呼吸波形表示部90dおよび呼吸数表示部90eを備えている。

40

【0058】

DSP500から出力されたそれぞれの信号は、表示器90に入力される。具体的には、心拍数信号55sは心拍数表示部90aに、心拍波形信号71aは心拍波形表示部90bに、体動波形信号71bは体動波形表示部90cに、呼吸波形信号71cは呼吸波形表示部90dに、呼吸数信号65sは呼吸数表示部90eに、それぞれ入力される。そして、心拍数表示部90aには心拍数(数値)が、心拍波形表示部90bには心拍波形(グラフ)が、体動波形表示部90cには体動波形(グラフ)が、呼吸波形表示部90dには呼吸波形(グラフ)が、呼吸数表示部90eには呼吸数(数値)が、それぞれ表示される。

【0059】

50

表示器 90 の例としては、パソコン、携帯電話またはスマートフォン等の表示機能・データ保存機能を有するものが挙げられる。なお、DSP500 と表示器 90 とが、一体となっても構わない。例えば、デジタル信号生成部 40a においてアナログデジタル変換された信号を無線で送信し、DSP500 と表示器 90 とを備えたパソコン等が当該信号を受信することで、当該パソコン等による信号処理および表示がなされてもよい。

【0060】

< 効果 >

以上のように、本実施形態によれば、高周波装置 1 は、アナログフィルタ（ハイパスフィルタ 43、ローパスフィルタ 44）で必要な帯域のみ抽出し、かつデジタルフィルタ（ハイパスフィルタ 53a、ローパスフィルタ 53b および 63a）でも必要な帯域のみを通過させる。具体的には、高周波装置 1 は、アナログフィルタで必要な帯域のみ抽出して不要信号を除き、且つ増幅した後、アナログデジタル変換することによって、心拍または呼吸帯域でのダイナミックレンジを大きくする。そして、デジタルフィルタにおいてデジタル信号の SN 比を大きくする。そのため、自己相関関数から検出される相関係数のピーク値の検知精度を高くすることができる。

10

【0061】

また、高周波装置 1 は、心拍信号および呼吸信号をサンプリングして得られた自己相関関数を用いて相関係数のピーク値の検出し、当該自己相関関数の周期を判別することで、心拍数および呼吸数を算出する。そのため、生体 10 が動いている場合または不要反射信号等のノイズ成分が多い場合においても、心拍数および呼吸数を精度高く算出することができる。

20

【0062】

また、一般に、間接反射信号については、波形が変形したり、ノイズが付加したりするため、当該間接反射信号から生体情報を算出することは困難とされている。

【0063】

その点、本実施形態によれば、直接反射信号および間接反射信号から、心拍信号抽出部 53 および呼吸信号抽出部 63 を用いて、心拍信号および呼吸信号を抽出することができる。そのため、間接反射信号についても、心拍信号および呼吸信号の自己相関関数を用いて、心拍数および呼吸数等を算出することができる。

30

【0064】

また、寝室等の比較的狭い空間に生体が存在する場合には、当該空間内に間接反射信号が多数存在する。そのため、高周波装置 1 は、直接反射信号を捕捉できない場合においても、上記間接反射信号を用いて当該空間内に存在する生体 10 の心拍数および呼吸数等を算出することができる。

【0065】

さらに、上記空間に生体 10 が存在する場合には、例えば、生体 10 がうつ伏せで横たわっている等、生体 10 の所望の部位に直接送信信号 11 を照射することが困難な状況であっても、壁等で送信信号 11 を反射させることによって、当該部位に間接的に送信信号 11 を照射することができる。そのため、間接反射信号を用いることで、生体 10 の姿勢に拘らず心拍数および呼吸数等を算出することができる。

40

【0066】

〔実施形態 2〕

本発明の他の実施形態について、図 5 および図 6 に基づいて説明すれば、以下のとおりである。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

【0067】

本実施形態に係る高周波装置 2 は、信号処理回路 400 に代えて、信号処理回路 401 を備えている点で、実施形態 1 に係る高周波装置 1 と異なる。

【0068】

< 信号処理回路 401 による信号処理 >

50

以下に、図5および図6を用いて、信号処理回路401による信号処理について説明する。図5は、信号処理回路401の概略構成を示すブロック図である。図6は、DSP501および表示器90の概略構成を示すブロック図である。図5に示すように、信号処理回路401は、デジタル信号生成部40bおよびDSP501を備えている。

【0069】

デジタル信号生成部40bは、入力されたアナログ信号33s（図2参照）に基づいて、生体10の心拍成分および体動成分を含むデジタル信号46sa、並びに生体10の呼吸成分を含むデジタル信号46sbを生成する。

【0070】

（デジタル信号生成部40bによる信号処理）

図5に示すように、デジタル信号生成部40bは、入力端子41、ハイパスフィルタ43aおよび43b、ローパスフィルタ44aおよび44b、増幅器45aおよび45b並びにAD変換器46aおよび46bを備えている。

【0071】

図5に示すように、アナログ信号33sは、入力端子41に入力された後、端子48で第1アナログ信号48aと第2アナログ信号48bに2分配される。

【0072】

第1アナログ信号48aは、この後、心拍および体動用の帯域に制限され増幅される。一例として、ハイパスフィルタ43aでの通過帯域のカットオフは0.75Hz、ローパスフィルタ44aでの通過帯域のカットオフは10Hzであり、心拍および体動に関連した周波数帯のアナログ信号を通過させたあと、増幅器45aで増幅する。ハイパスフィルタ43aによる帯域制限を上記のようにしたのは、実施形態1と同様、極力、呼吸成分を抑圧するためである。

【0073】

増幅器45aから出力されたアナログ信号（図示しない）は、AD変換器46aに入力されて、アナログデジタル変換される。AD変換器46aによるアナログデジタル変換によって生成された、心拍成分および体動成分に関する第1生体デジタル信号46saは、DSP501に入力される。

【0074】

成人の場合、通常、呼吸時の胸部表面の動きは4mm～12mmであり、心拍時の胸部表面の動きは0.5mm程度であるため、心拍に関するアナログ信号は、呼吸に関するアナログ信号に比べて微小である。その点、ハイパスフィルタ43aおよびローパスフィルタ44aによる帯域制限を行うことにより、呼吸時の胸部表面の動きによって増幅器45aが飽和するのを防ぎ、且つ、AD変換器46aにおいて心拍成分のみをアナログデジタル変換することができる。そのため、時間経過に対する心拍波形の振幅のダイナミックレンジを大きくし、DSP501によるデジタル信号処理の感度および精度を向上させることができる。一例として、振幅の小さい心拍成分および体動成分のアナログ信号のみを、16ビットでアナログデジタル変換することができ、特に、体動成分が小さい安静時や睡眠時に効果を発揮する。

【0075】

一方、第2アナログ信号48bは、呼吸用の帯域に制限され増幅される。一例として、ハイパスフィルタ43bでの通過帯域のカットオフは0.1Hz、ローパスフィルタ44bでの通過帯域のカットオフは0.75Hzとし、呼吸成分に関連した周波数帯域の信号を通過させたあと、増幅器45bで増幅する。

【0076】

増幅器45bから出力されたアナログ信号（図示しない）は、AD変換器46bに入力されて、アナログデジタル変換される。AD変換器46bによるアナログデジタル変換によって生成された、呼吸成分に関する第2生体デジタル信号46sbは、DSP501に入力される。

【0077】

10

20

30

40

50

ハイパスフィルタ 4 3 b では d c 成分を抑圧し、ローパスフィルタ 4 4 b では心拍成分および体動成分を抑圧する。そして、増幅器 4 5 b および A D 変換器 4 6 b において、第 2 アナログ信号 4 8 b から得られた呼吸成分信号のダイナミックレンジを大きくすることで、D S P 5 0 1 によるデジタル信号処理の感度および精度を向上させることができる。一例として、呼吸成分のアナログ信号のみを、1 6 ビットでアナログデジタル変換することができ、体動成分の振幅が大きいとき、または睡眠時でも眠りに入る前の体動があるときに効果を発揮する。

【 0 0 7 8 】

(D S P 5 0 1 による信号処理)

図 6 に示すように、第 1 生体デジタル信号 4 6 s a (図 5 参照) は入力端子 5 1 に、第 2 生体デジタル信号 4 6 s b (図 5 参照) は入力端子 6 1 に、それぞれ入力される。

10

【 0 0 7 9 】

入力端子 5 1 に入力された第 1 生体デジタル信号 4 6 s a は、心拍成分に関する心拍デジタル信号 5 9 a および体動成分に関する体動デジタル信号 5 9 b に分配され、これらの 2 つの信号が並列して処理される。このうち、心拍デジタル信号 5 9 a に基づいて心拍数信号 5 5 s および心拍波形信号 7 1 a を得る信号処理については、実施形態 1 と同様であるため、その説明を省略する。

【 0 0 8 0 】

また、入力端子 6 2 に入力された第 2 生体デジタル信号 4 6 s b は、呼吸デジタル信号 5 9 c としてそのまま信号処理される。呼吸デジタル信号 5 9 c に基づいて呼吸数信号 6 5 s および呼吸波形信号 7 2 c 2 を得る信号処理については、実施形態 1 と同様であるため、その説明を省略する。

20

【 0 0 8 1 】

一方、体動デジタル信号 5 9 b については、体動成分として、呼吸成分に関連した生体 1 0 の胸部の動きを付加するため、呼吸信号抽出部 6 3 によって抽出された呼吸信号の分岐信号 7 1 c 1 が加算される。そして、ゆっくりとした体動から速い体動まで幅広く表現する体動波形信号 7 1 b として、D S P 5 0 1 から出力される。

【 0 0 8 2 】

< 効果 >

以上のように、本実施形態によれば、デジタル信号生成部 4 0 b は、第 1 生体デジタル信号 4 6 s a および第 2 生体デジタル信号 4 6 s b のそれぞれについてダイナミックレンジを大きくすることができる。そのため、心拍信号抽出部 5 3 および呼吸信号抽出部 6 3 は、高い感度・精度で心拍信号および呼吸信号を抽出することができる。

30

【 0 0 8 3 】

具体的には、例えば、体動成分の振幅が小さい生体の睡眠時等 (すなわち、呼吸成分の影響が大きい場合) でも、デジタル信号生成部 4 0 b において第 1 アナログ信号 4 8 a のうちの呼吸成分を抑圧することで、ダイナミックレンジを大きくした第 1 生体デジタル信号 4 6 s a を生成することができる。また、体動成分の振幅が大きい生体の動作時 (すなわち、体動成分の影響が大きい場合) でも、デジタル信号生成部 4 0 b において第 2 アナログ信号 4 8 b のうちの体動成分を抑圧することで、ダイナミックレンジを大きくした第 2 生体デジタル信号 4 6 s b を生成することができる。

40

【 0 0 8 4 】

< 変形例 >

なお、本実施形態では、デジタル信号生成部 4 0 b において、心拍成分および体動成分に関する第 1 生体デジタル信号 4 6 s a と、呼吸成分に関する第 2 生体デジタル信号 4 6 s b とを生成している。しかし、デジタル信号生成部 4 0 b における信号生成は前記場合に限定されない。例えば、デジタル信号生成部 4 0 b は、心拍成分およびこれと同等の速さの体動成分に関するデジタル信号、心拍成分より高速な動きの体動成分に関するデジタル信号、呼吸成分信号の、3 つのデジタル信号を生成してもよい。また、4 つ以上のデジタル信号を生成してもよい。

50

【0085】

また、実施形態1と同様に、DSP501と表示器90とが、一体となっても構わない。例えば、デジタル信号生成部40bにおいてアナログデジタル変換された信号を無線で送信し、DSP501と表示器90とを備えたパソコン等が当該信号を受信することで、当該パソコン等による信号処理および表示がなされてもよい。

【0086】

〔実施形態3〕

本発明の他の実施形態について、図7～図10に基づいて説明すれば、以下のとおりである。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

【0087】

本実施形態に係る高周波装置3は、電波レーダ部5aに代えて電波レーダ部5bを、信号処理回路400および401に代えて、信号処理回路402を備えている点で、実施形態1および2に係る高周波装置1および2と異なる。

【0088】

<電波レーダ部5bによる信号処理>

以下に、図7を用いて、電波レーダ部5bによる信号処理を説明する。図7は、電波レーダ部5bの概略構成を示すブロック図である。図7に示すように、電波レーダ部5bは、発振器21、増幅器22、送信アンテナ25、受信アンテナ30、低雑音アンプ31、Iミキサ32i、Qミキサ32q、フィルタ33i、フィルタ33qおよび位相器38を備えている。

【0089】

図7に示すように、送信アンテナ25から送信信号11が放射され、反射信号12が受信アンテナ30に入力されることまでの信号処理は、実施形態1および2と同様である。反射信号12が、直接反射信号および間接反射信号の両方を含む点も、実施形態1および2と同様である。

【0090】

受信アンテナ25に入力された信号は、低雑音アンプ31によって増幅された後、Iアナログ信号31isとQアナログ信号31iqとに2分配される。Iアナログ信号31isは、位相器38に入力されることで、Qアナログ信号31iqに対して位相が90度ずれる。そして、位相器38から出力されたIアナログ信号31isはIミキサ32iに入力され、Qアナログ信号31iqはQミキサ32qに入力される。

【0091】

一方、増幅器22で増幅された後、2分配された方の一方のアナログ信号22sも、さらに2分配されてI側の局部発振信号22isおよびQ側の局部発振信号22qsとなり、Iミキサ32iおよびQミキサ32qにそれぞれ入力される。なお、本実施形態では、Iアナログ信号31isとQアナログ信号31iqとの位相を90度ずらしているが、I側の局部発振信号22isとQ側の局部発振信号22qsとの位相を90度ずらしても構わない。

【0092】

位相器38から出力されたIアナログ信号31isはIミキサ32iによって、Qアナログ信号31iqはQミキサ32qによって、それぞれ周波数ダウンコンバージョンされた上で、フィルタ33iおよびフィルタ33qに入力される。そして、フィルタ33iからIベースバンド信号33isが、フィルタ33qからQベースバンド信号33qsが、それぞれ出力される。なお、Iベースバンド信号33isはコサイン波となっており、Qベースバンド信号33qsはサイン波となっている。

【0093】

Iベースバンド信号33isおよびQベースバンド信号33qsは、ともに、心拍および呼吸を含む胸の動きによって、ドップラーシフトを受けたアナログ信号である。Iベースバンド信号33isとQベースバンド信号33qsとの差異は、位相器38を通過した

10

20

30

40

50

信号か否かであるが、受信アンテナ 2 5 に入力される信号速度が時間とともに変化するため、瞬時的には、両信号は 90 度位相がずれる。そのため、信号速度の大きさや方向に応じて、電波レーダ部 5 b から出力される積分信号としての I ベースバンド信号 3 3 i s と Q ベースバンド信号 3 3 q s との位相関係は、常に時間変動している。

【 0 0 9 4 】

このように、I 系列用および Q 系列用の 2 つのチャンネルから、それぞれ自己相関関数を算出するようにしたのは、生体 1 0 に微妙な体動がある場合、I ベースバンド信号 3 3 i s および Q ベースバンド信号 3 3 q s の時間に対する振幅値は変わりやすくなる。そのため、例えば、I ベースバンド信号 3 3 i s に比べて Q ベースバンド信号 3 3 q s が微弱な信号となる可能性がある。したがって、片方のチャンネルの自己相関関数によるピーク値の検出だけでは、当該ピーク値の検知感度および検知精度が悪くなってしまうからである。

10

【 0 0 9 5 】

< 信号処理回路 4 0 2 による信号処理 >

以下に、図 8 および図 9 を用いて、信号処理回路 4 0 2 による信号処理について説明する。図 8 は、信号処理回路 4 0 2 の概略構成を示すブロック図である。図 9 は、D S P 5 0 2 および表示器 9 0 の概略構成を示すブロック図である。図 8 に示すように、信号処理回路 4 0 2 は、第 1 デジタル信号生成部 (デジタル信号生成部) 4 0 c i 、第 2 デジタル信号生成部 (デジタル信号生成部) 4 0 c q および D S P 5 0 2 を備えている。

20

【 0 0 9 6 】

(第 1 デジタル信号生成部 4 0 c i および第 2 デジタル信号生成部 4 0 c q による信号処理)

図 8 に示すように、I ベースバンド信号 3 3 i s (図 7 参照) は入力端子 4 1 i に入力され、Q ベースバンド信号 3 3 q s (図 7 参照) は入力端子 4 1 q に入力される。そして、入力された I ベースバンド信号 3 3 i s は I 系列の第 1 デジタル信号生成部 4 0 c i で信号処理され、入力された Q ベースバンド信号 3 3 q s は Q 系列の第 2 デジタル信号生成部 4 0 c q で処理される。第 1 および第 2 デジタル信号生成部 4 0 c i および 4 0 c q は、デジタル信号生成部 4 0 a (図 3 参照) と同一の構成ものが、I 系列用および Q 系列用として備わっているだけなので、第 1 および第 2 デジタル信号生成部 4 0 c i および 4 0 c q での信号処理についての説明は省略する。

30

【 0 0 9 7 】

第 1 デジタル信号生成部 4 0 c i から出力された I デジタル信号 4 6 s i 、および、第 2 デジタル信号生成部 4 0 c q から出力された Q デジタル信号 4 6 s q は、それぞれ、体動成分 (心拍成分および呼吸成分を含む) の周波数帯に制限され、増幅されたデジタル信号として出力された後、D S P 5 0 2 で信号処理される。なお、I デジタル信号 4 6 s i はコサイン波となっており、Q デジタル信号 4 6 s q はサイン波となっている。

【 0 0 9 8 】

(D S P 5 0 2 による信号処理)

図 9 に示すように、D S P 5 0 2 は、入力端子 5 2 i および 5 2 q 、第 1 心拍信号抽出部 (心拍信号抽出部) 5 3 i 、第 2 心拍信号抽出部 (心拍信号抽出部) 5 3 q 、第 1 呼吸信号抽出部 (呼吸信号抽出部) 6 3 i 、第 2 呼吸信号抽出部 (呼吸信号抽出部) 6 3 q 、第 1 心拍自己相関関数処理部 (心拍自己相関関数処理部) 5 4 i 、第 2 心拍自己相関関数処理部 (心拍自己相関関数処理部) 5 4 q 、第 1 呼吸自己相関関数処理部 (呼吸自己相関関数処理部) 6 4 i 、第 2 呼吸自己相関関数処理部 (呼吸自己相関関数処理部) 6 4 q 、心拍数決定部 5 5 a および呼吸数決定部 6 5 a を備えている。

40

【 0 0 9 9 】

図 9 に示すように、入力端子 5 2 i に入力された I デジタル信号 4 6 s i (図 8 参照) は、第 1 の I デジタル信号 5 8 a i 、第 2 の I デジタル信号 5 8 b i および第 3 の I デジタル信号 5 8 c i に 3 分配される。

【 0 1 0 0 】

50

第1のIデジタル信号58aiおよび第3のIデジタル信号58ciに基づいて、自己相関関数の周期を算出するまでの信号処理の流れについては、実施形態1および2と同様であるため、その説明を省略する。また、第2のIデジタル信号58biは、そのまま、時間の経過に伴う体動振幅の変化を表す体動波形信号71bとして出力され、表示器90への入力信号となる。

【0101】

一方、入力端子52qに入力されたQデジタル信号46sq(図8参照)は、第1のQデジタル信号58aqおよび第2のQデジタル信号58bqに2分配される。

【0102】

第1のQデジタル信号58aqおよび第2のQデジタル信号58bqに基づいて、自己相関関数の周期を算出するまでの信号処理の流れについては、実施形態1および2と同様であるため、その説明を省略する。

10

【0103】

次に、第1心拍自己相関関数処理部54iで算出された心拍数である第1心拍数、および、第2心拍自己相関関数処理部54qで算出された心拍数である第2心拍数は、それぞれ当該心拍数を示す信号として(図示しない)心拍数決定部55aに入力される。具体的には、第1心拍数は、心拍数決定部55aに備えられた第1心拍数決定部55iに入力される。また、第2心拍数は、同じく心拍数決定部55aに備えられた第2心拍数決定部55qに入力される。なお、第1心拍数および第2心拍数の決定方法については、実施形態1で説明した心拍数決定部55と同様であるため、その説明を省略する。

20

【0104】

第1心拍数および第2心拍数は、生体10が平静にしている状態では、同じような数値となるが、I系列用チャンネルおよびQ系列用チャンネルのバランスが悪い場合、すなわち身体の動作等がある場合、片方のチャンネルが異常な数値を示すことがある。したがって、心拍数決定部55aに備えられた表示心拍数決定部55bにおける、表示用の心拍数を決定する方法としては、例えば、第1心拍数および第2心拍数の数値が数パーセント以内の誤差であれば、これらの平均値を心拍数としてもよい。または、第1心拍数と第2心拍数とを比較して、数値の高い方を心拍数としてもよい。

【0105】

次に、第1呼吸自己相関関数処理部64iで算出された呼吸数である第1呼吸数、および、第2呼吸自己相関関数処理部64qで算出された呼吸数である第2呼吸数は、それぞれ当該呼吸数を示す信号として(図示しない)呼吸数決定部65aに入力される。具体的には、第1呼吸数は、呼吸数決定部65aに備えられた第1呼吸数決定部65iに入力される。また、第2呼吸数は、同じく呼吸数決定部65aに備えられた第2呼吸数決定部65qに入力される。なお、第1呼吸数および第2呼吸数の決定方法については、実施形態1で説明した呼吸数決定部65と同様であるため、その説明を省略する。

30

【0106】

また、呼吸数決定部65aに備えられた表示呼吸数決定部65bにおける、表示用の呼吸数を決定する方法は、上記表示用の心拍数を決定する方法と同様であるため、その説明を省略する。

40

【0107】

<自己相関関数を用いた心拍成分に関する周期性の判別方法>

次に、図10の(a)および(b)を用いて、自己相関関数を用いた心拍成分に関する周期性の判別方法について説明する。図10の(a)は、第1心拍自己相関関数処理部54iおよび第2心拍自己相関関数処理部54qにおいてサンプリングされた心拍信号に関して、当該心拍信号の振幅値とサンプル数との関係を示すグラフである。図10の(b)は、第1心拍自己相関関数処理部54iおよび第2心拍自己相関関数処理部54qにおいてサンプリングされた心拍信号に関して、自己相関関数の相関係数とサンプル数との関係を示すグラフである。

【0108】

50

一般に、心拍信号および呼吸信号等の生体信号は、有限の平均パワーをもつ信号と見做せることから、当該信号を $x[n]$ と表現する。 n はサンプリングによるサンプル番号で整数である。このとき自己相関関数 $r_{xx}[l]$ は式(1)によって算出される。

【0109】
【数1】

$$r_{xx}[l] = \lim_{N1 \rightarrow \infty} \frac{1}{N1} \sum_{n=0}^{N1-1} x[n]x[n-l]$$

10

l : サンプルの遅れ (整数)
N1 : 整数

また、周期が L である周期信号の自己相関関数 $r_{xx}[l]$ は式(2)によって算出される。

【0110】
【数2】

$$r_{xx}[l] = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} x[n]x[n-l]$$

20

このとき、周期 L が未知な場合には、式(2)の計算をそのまま行うことができない。したがって、式(1)において、N1を、想定される周期に対して十分大きな整数にとり、式(1)を、

【数3】

$$\frac{1}{N1} \sum_{n=0}^{N1-1} x[n]x[n-l]$$

に置き換えて算出し、算出結果を、式(2)で定義される自己相関関数 $r_{xx}[l]$ の近似として用いる。 $x[n]$ が周期関数であれば、式(3)で算出した自己相関関数の相関係数は、 $l = 0$ 以外に、等間隔で、 L 、 $2L$ 、 $3L$ 、 $4L \dots$ においてピーク値をとる。しかも $l = 0$ におけるピーク値とほぼ同じ正のピーク値を持てば、 $x[n]$ は周期信号であると判定でき、この場合の整数 L に基づいて、周期信号の周期が推定される。

30

【0111】

DSP502において、上記方法によって算出された自己相関関数を用いて、心拍成分に関する周期性を判別する場合、以下ようになる。

【0112】

ここで、図10の(a)のグラフでは、縦軸は振幅値であり、図10の(b)のグラフでは、縦軸は相関係数である。両グラフとも、横軸は心拍信号のサンプル数である。振幅値および相関係数ともその値が大きいほど、過去の信号との相関性が高いことを示す。また、式(3)における、 $n = l = 0$ 以外の最初のピーク値(振幅値および相関係数)に対応するサンプル数に基づいて、自己相関関数の周期が算出される。

40

【0113】

図10の(b)のグラフでは、I系列用およびQ系列用の2つの自己相関関数が示されている。前記2つの自己相関関数ともに、横軸のサンプル数が $L = 46$ のときに相関係数が最初のピーク値となっている。ここで、サンプリング周波数は、実施形態1および2と同様に 50 Hz であることから、1サンプル当たり 20 ms となる。また、本実施形態では、式(3)に示された $N1 = 128$ 回のサンプリングを行っていることから、トータルで、 $20\text{ ms} \times 128 = 2.56\text{ 秒}$ のサンプリング時間となる。

50

【0114】

したがって、上記2つの自己相関関数の周期Tは、ともに $46 \times 20 \text{ m秒} = 0.92 \text{ 秒}$ となる。周期Tを心拍信号の周波数に換算すれば 1.087 Hz 、1分間の心拍数に換算すれば 65 bpm となる。

【0115】

なお、I系列用およびQ系列用の2つの呼吸信号についても、同様に、I系列用およびQ系列用の2つの自己相関関数を用いて、2つの相関係数のピーク値からその周期性を判別する。なお、通常、呼吸は4秒に1回程度であることから、呼吸信号のサンプリング回数が512回程度必要になるところが、心拍信号の場合と異なる。

【0116】

<効果>

以上のように、本実施形態によれば、高周波装置3は、第1心拍数および第2心拍数を用いて、最終的に表示器90に表示する心拍数を決定する。例えば、第1心拍数および第2心拍数の数値の誤差が数パーセント以内であれば、生体10が静止している（すなわち、生体10が心拍数の算出に適した状態にある）と見做して心拍数を決定することができる。呼吸数の決定についても同様の方法を採用することができる。そのため、高周波装置3は、最終的に精度の高い心拍数および呼吸数を表示器90に表示させることができる。

【0117】

また、高周波装置3は、第1心拍数および第2心拍数を、それぞれ位相が90度異なる2つのデジタル信号（Iデジタル信号46si、Qデジタル信号46sq）に基づいて決定する。ここで、コサイン波であるIデジタル信号46siが振幅の小さい信号であっても、Qデジタル信号46sqはサイン波であるため振幅の大きな信号となり、両信号は位相の変化に対して補償し合う関係となる。したがって、生体10に比較的大きな体動があった場合でも、少なくともいずれか一方の心拍数は精度を高く保っている。第1呼吸数と第2呼吸数との関係についても同様である。そのため、高周波装置3は、生体10に比較的大きな体動があった場合においても、精度の高い心拍数および呼吸数を算出することができる。

【0118】

具体的には、図10の(a)に示すように、サンプリングされたI系列用の心拍信号とQ系列用の心拍信号のレベルは異なっている（Q系列用の心拍信号がI系列用の心拍信号に比して信号レベルが小さくなっている）。したがって、例えば、Q系列用の心拍信号の自己相関関数のみによる心拍成分および呼吸成分の周期性の判別では、判別の精度が低下してしまう。しかし、本実施形態のように、I系列用の心拍信号およびQ系列用の心拍信号の双方を用いることにより、レベルの高い心拍信号でも抽出ことができ、それに伴って、自己相関関数を用いてI系列用とQ系列用の両方で、周期性判別ができる。その結果、高周波装置3における周期性の判別精度を高くすることができる。一例として、図14の(b)では、自己相関関数から求めた周期性は、I系列用の心拍信号およびQ系列用の心拍信号の双方でピーク値 $L = 46$ となり、1分間の心拍数 65 bpm が双方で得られる。

【0119】

〔実施形態4〕

本発明の他の実施形態について、図11および図12に基づいて説明すれば、以下のとおりである。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

【0120】

本実施形態に係る高周波装置4は、信号処理回路400～402に代えて、信号処理回路403を備えている点で、実施形態1～3に係る高周波装置1～3と異なる。

【0121】

<信号処理回路403による信号処理>

以下に、図11および図12を用いて、信号処理回路403による信号処理について説

10

20

30

40

50

明する。図 1 1 は、信号処理回路 4 0 3 の概略構成を示すブロック図である。図 1 2 は、D S P 5 0 3 および表示器 9 0 の概略構成を示すブロック図である。図 1 1 に示すように、信号処理回路 4 0 3 は、I 心拍デジタル信号生成部 4 9 a、I 呼吸デジタル信号生成部 4 9 b、Q 心拍デジタル信号生成部 4 9 c、Q 呼吸デジタル信号生成部 4 9 d および D S P 5 0 3 を備えている。

【 0 1 2 2 】

(各デジタル信号生成部 4 9 a ~ 4 9 d による信号処理)

図 1 1 に示すように、I ベースバンド信号 3 3 i s (図 7 参照) は入力端子 4 1 b に入力され、Q ベースバンド信号 3 3 q s (図 7 参照) は入力端子 4 1 c に入力される。そして、入力された I ベースバンド信号 3 3 i s は、I 系列の I 心拍アナログ信号 4 8 i a と I 呼吸アナログ信号 4 8 i b とに 2 分配される。また、入力された Q ベースバンド信号 3 3 i q は、Q 系列の Q 心拍アナログ信号 4 8 q a と Q 呼吸アナログ信号 4 8 q b とに 2 分配される。

10

【 0 1 2 3 】

ここで、I 心拍アナログ信号 4 8 i a および Q 心拍アナログ信号 4 8 q a は、心拍成分および体動成分を含むアナログ信号であり、I 呼吸アナログ信号 4 8 i b および Q 呼吸アナログ信号 4 8 q b は、呼吸成分を含むアナログ信号である。

【 0 1 2 4 】

そして、I 心拍アナログ信号 4 8 i a は I 心拍デジタル信号生成部 4 9 a で信号処理され、I 呼吸アナログ信号 4 8 i b は I 呼吸デジタル信号生成部 4 9 b で信号処理される。また、Q 心拍アナログ信号 4 8 q a は Q 心拍デジタル信号生成部 4 9 c で信号処理され、Q 呼吸アナログ信号 4 8 q b は Q 呼吸デジタル信号生成部 4 9 d で信号処理される。各デジタル信号生成部 4 9 a ~ 4 9 d は、デジタル信号生成部 4 0 a (図 3 参照) と同一の構成ものが、I 系列用および Q 系列用として備わっているだけなので、各デジタル信号生成部 4 9 a ~ 4 9 d での信号処理についての説明は省略する。

20

【 0 1 2 5 】

I 心拍デジタル信号生成部 4 9 a から出力された I 心拍デジタル信号 4 6 s i a、および、I 呼吸デジタル信号生成部 4 9 b から出力された I 呼吸デジタル信号 4 6 s i b は、それぞれ D S P 5 0 3 で信号処理される。また、Q 心拍デジタル信号生成部 4 9 c から出力された Q 心拍デジタル信号 4 6 s q a、および、Q 呼吸デジタル信号生成部 4 9 d から出力された Q 呼吸デジタル信号 4 6 s q b も、それぞれ D S P 5 0 3 で信号処理される。なお、I 系列用のデジタル信号 4 6 s i a および 4 6 s i b はコサイン波となっており、Q 系列用のデジタル信号 4 6 s q a および 4 6 s q b はサイン波となっている。

30

【 0 1 2 6 】

(D S P 5 0 3 による信号処理)

図 1 2 に示すように、I 心拍デジタル信号 4 6 s i a は入力端子 5 2 i に入力される。そして、入力端子 5 2 i から出力された後、第 1 の I デジタル信号 5 8 a i と第 2 の I デジタル信号 5 8 b i とに 2 分配される。その後、第 1 の I デジタル信号 5 8 a i は、第 1 心拍信号抽出部 5 3 i に入力される。また、第 2 の I デジタル信号 5 8 b i は、そのまま、時間の経過に伴う体動振幅の変化を表す体動波形信号 7 1 b として出力され、表示器 9 0 への入力信号となる。

40

【 0 1 2 7 】

また、I 呼吸デジタル信号 4 6 s i b は入力端子 6 2 i に入力された後、第 3 の I デジタル信号 5 8 c i として第 1 呼吸信号抽出部 6 3 i に出力される。Q 心拍デジタル信号 4 6 s q a は入力端子 5 2 q に入力された後、第 1 の Q デジタル信号 5 8 a q として第 2 心拍信号抽出部 5 3 q に出力される。Q 呼吸デジタル信号 4 6 s q b は入力端子 6 2 q に入力された後、第 2 の Q デジタル信号 5 8 b q として第 2 呼吸信号抽出部 6 3 q に出力される。

【 0 1 2 8 】

第 1 の I デジタル信号 5 8 a i、第 3 の I デジタル信号 5 8 c i、第 1 の Q デジタル信

50

号58aqおよび第2のQデジタル信号58bqに基づいて、各自己相関関数の周期を算出するまでの信号処理の流れについては、実施形態1～3と同様であるため、その説明を省略する。また、第1のIデジタル信号58aiに基づいて心拍波形信号71aを得る信号処理、第3のIデジタル信号58ciに基づいて呼吸波形信号71cを得る信号処理についても、実施形態1～3と同様であるため、その説明を省略する。

【0129】

次に、心拍数決定部55aにおいて表示用の心拍数を決定する方法、および、呼吸数決定部65aにおいて表示用の呼吸数を決定する方法とも、実施形態3と同様であるため、その説明を省略する。

【0130】

<効果>

以上のように、本実施形態によれば、高周波装置4は、心拍成分および体動成分を含む生体信号(以下、「心拍成分信号」とする)と呼吸成分を含む生体信号(以下、「呼吸成分信号」と)に分けて、アナログ信号処理およびデジタル信号処理する。したがって、心拍成分信号および呼吸成分信号のダイナミックレンジを、アナログ信号処理およびデジタル信号処理の各段階で大きくすることができる。そのため、各心拍自己相関関数処理部および各呼吸自己相関関数処理部は、それぞれ高い精度で、各心拍数および各呼吸数を算出することができる。

【0131】

具体的には、心拍成分信号については、呼吸成分の影響を低減し、呼吸成分信号については、体動成分の影響を低減することが可能である。心拍成分信号については、体動の少ない安静時および睡眠時に効果を発揮し、呼吸成分信号については、体動が大きい非静止時、および、睡眠時でも眠りに入る前の未だ体動があるときに効果を発揮する。

【0132】

また、高周波装置4は、上記各心拍数(第1心拍数、第2心拍数)および各呼吸数(第1呼吸数、第2呼吸数)に基づいて、表示用の心拍数および呼吸数を決定する。そのため、高周波装置4は、最終的により精度の高い心拍数および呼吸数を表示器90に表示することができるとともに、生体10に比較的大きな体動があった場合においても、精度の高い心拍数および呼吸数を算出することができる。

【0133】

[ソフトウェアによる実現例]

高周波装置1～4の制御ブロック(特に電波レーダ部5aおよび5b、信号処理回路400～403)は、集積回路(ICチップ)等に形成された論理回路(ハードウェア)によって実現してもよいし、CPU(Central Processing Unit)を用いてソフトウェアによって実現してもよい。

【0134】

後者の場合、高周波装置1～4は、各機能を実現するソフトウェアであるプログラムの命令を実行するCPU、上記プログラムおよび各種データがコンピュータ(またはCPU)で読み取り可能に記録されたROM(Read Only Memory)または記憶装置(これらを「記録媒体」と称する)、上記プログラムを展開するRAM(Random Access Memory)などを有している。そして、コンピュータ(またはCPU)が上記プログラムを上記記録媒体から読み取って実行することにより、本発明の目的が達成される。上記記録媒体としては、「一時的でない有形の媒体」、例えば、テープ、ディスク、カード、半導体メモリ、プログラマブルな論理回路などを用いることができる。また、上記プログラムは、該プログラムを伝送可能な任意の伝送媒体(通信ネットワークや放送波等)を介して上記コンピュータに供給されてもよい。なお、本発明は、上記プログラムが電子的な伝送によって具現化された、搬送波に埋め込まれたデータ信号の形態でも実現され得る。

【0135】

[まとめ]

本発明の態様1に係る高周波装置(1、2、3、4)は、

10

20

30

40

50

生体に現れる動きである生体现象を表すデジタル信号から、上記デジタル信号の特定の周波数成分を示す生体信号を抽出する生体信号抽出部（心拍信号抽出部 53、呼吸信号抽出部 63）と、

上記生体信号抽出部により抽出された上記生体信号をサンプリングし、上記サンプリングされた所定数の上記生体信号に基づいて自己相関関数を算出し、相関係数のピーク値から上記自己相関関数の周期性を判別することにより、上記生体现象を表す生体情報を算出する自己相関関数処理部（心拍自己相関関数処理部 54、呼吸自己相関関数処理部 63）と、を備えている。

【0136】

上記の構成によれば、高周波装置は、アナログフィルタで必要な帯域のみ抽出し、かつデジタルフィルタでも必要な帯域のみを通過させる。具体的には、高周波装置は、アナログフィルタで必要な帯域のみ抽出して不要信号を除き、且つ増幅した後、アナログデジタル変換することによって、心拍または呼吸帯域でのダイナミックレンジを大きくする。そして、デジタルフィルタにおいてデジタル信号のSN比を大きくする。そのため、自己相関関数から検出される相関係数のピーク値の検知精度を高くすることができる。

10

【0137】

また、高周波装置は、生体信号をサンプリングして得られた自己相関関数を用いて相関係数のピーク値の検出し、当該自己相関関数の周期を判別することで、生体情報を算出する。そのため、生体が動いている場合または不要反射信号等のノイズ成分が多い場合においても、生体情報を精度高く算出することができる。

20

【0138】

本発明の態様2に係る高周波装置は、上記態様1において、

上記生体信号抽出部は、上記生体信号を抽出するために自装置から上記生体に向けて送信される送信信号が上記生体で直接反射した直接反射信号（反射信号12）および、上記送信信号が物体での反射を介して上記生体で反射した間接反射信号（反射信号12）から、上記生体信号を抽出してもよい。

【0139】

一般に、間接反射信号については、波形が変形したり、ノイズが付加したりするため、当該間接反射信号から生体情報を算出することは困難とされている。

【0140】

その点、上記の構成によれば、直接反射信号および間接反射信号から、生体信号抽出部を用いて生体信号を抽出することができる。そのため、間接反射信号についても、生体信号の自己相関関数を用いて生体情報を算出することができる。

30

【0141】

また、寝室等の比較的狭い空間に生体が存在する場合には、当該空間内に間接反射信号が多数存在する。そのため、高周波装置は、直接反射信号を捕捉できない場合においても、上記間接反射信号を用いて当該空間内に存在する生体の生体情報を算出することができる。

【0142】

さらに、上記空間に生体が存在する場合においては、例えば、生体がうつ伏せで横たわっている等、生体の所望の部位に直接送信信号を照射することが困難な状況であっても、壁等で送信信号を反射させることによって、当該部位に間接的に送信信号を照射することができる。そのため、間接反射信号を用いることで、生体の姿勢に拘らず生体情報を算出することができる。

40

【0143】

本発明の態様3に係る高周波装置は、上記態様1または2において、

上記生体信号抽出部は、特定の周波数の心拍を示す心拍信号を抽出する心拍信号抽出部（53）と、特定の周波数の呼吸を示す呼吸信号を抽出する呼吸信号抽出部（63）と、を有し、

上記自己相関関数処理部は、所定時間における心拍数を算出する心拍自己相関関数処理

50

部(54)と、所定時間における呼吸数を算出する呼吸自己相関関数処理部(64)と、を有していてもよい。

【0144】

上記の構成によれば、高周波装置は、生体が動いている場合または不要反射信号等のノイズ成分が多い場合においても、心拍信号および呼吸信号における自己相関関数の周期性を判別することにより、所定時間における心拍数および呼吸数を算出することができる。そのため、前記心拍数および呼吸数の算出に関して、検知感度の向上した高周波装置を実現することができる。

【0145】

本発明の態様4に係る高周波装置(2)は、上記態様3において、

上記生体现象に関するアナログ信号(第1アナログ信号48a、第2アナログ信号48b)が入力されることにより、心拍成分および体動成分に関する第1生体デジタル信号(46sa)および呼吸成分に関する第2生体デジタル信号(46sb)を生成するデジタル信号生成部(40b)をさらに備え、

上記心拍信号抽出部は、上記デジタル信号生成部から出力された上記第1生体デジタル信号に基づいて上記心拍信号を抽出し、

上記呼吸信号処理部は、上記デジタル信号生成部から出力された上記第2生体デジタル信号に基づいて上記呼吸信号を抽出してもよい。

【0146】

上記の構成によれば、デジタル信号生成部は、第1生体デジタル信号および第2生体デジタル信号のそれぞれについてダイナミックレンジを大きくすることができる。そのため、心拍信号抽出部および呼吸信号抽出部は、高い感度・精度で心拍信号および呼吸信号を抽出することができる。

【0147】

本発明の態様5に係る高周波装置(3)は、上記態様4において、

上記生体现象に関するIアナログ信号(31is)と、上記Iアナログ信号と位相が90度異なるQアナログ信号(31qs)とを出力する電波レーダ部(5b)と、

上記心拍数を決定する心拍数決定部(55a)と、

上記呼吸数を決定する呼吸数決定部(55b)と、をさらに備え、

上記デジタル信号生成部(第1デジタル信号生成部40ci、第2デジタル信号生成部40cq)は、上記電波レーダ部から出力された上記Iアナログ信号に基づいて、心拍成分と呼吸成分と体動成分とに関するIデジタル信号(46si)を生成し、かつ、上記電波レーダ部から出力された上記Qアナログ信号に基づいて、心拍成分と呼吸成分と体動成分とに関するQデジタル信号(46sq)を生成し、

上記心拍自己相関関数処理部(第1心拍自己相関関数処理部54i、第2心拍自己相関関数処理部54q)は、上記Iデジタル信号に基づいて所定時間における第1心拍数を算出し、かつ、上記Qデジタル信号に基づいて所定時間における第2心拍数を算出し、

上記呼吸自己相関関数処理部(第1呼吸自己相関関数処理部64i、第2呼吸自己相関関数処理部64q)は、上記Iデジタル信号に基づいて所定時間における第1呼吸数を算出し、かつ、上記Qデジタル信号に基づいて所定時間における第2呼吸数を算出し、

上記心拍数決定部は、上記心拍自己相関関数処理部から出力された上記第1心拍数および上記第2心拍数に基づいて上記心拍数を決定し、

上記呼吸数決定部は、上記呼吸自己相関関数処理部から出力された上記第1呼吸数および上記第2呼吸数に基づいて上記呼吸数を決定してもよい。

【0148】

上記の構成によれば、高周波装置は、第1心拍数および第2心拍数を用いて、最終的な心拍数を決定する。例えば、第1心拍数および第2心拍数の数値の誤差が数パーセント以内であれば、生体が静止している(すなわち、生体が心拍数の算出に適した状態にある)と見做して心拍数を決定することができる。呼吸数の決定についても同様の方法を採用することができる。そのため、高周波装置は、最終的に精度の高い心拍数および呼吸数を決定す

10

20

30

40

50

ることができる。

【0149】

また、高周波装置は、第1心拍数および第2心拍数を、それぞれ位相が90度異なる2つのデジタル信号（Iデジタル信号、Qデジタル信号）に基づいて決定する。ここで、コサイン波であるIデジタル信号が振幅の小さい信号であっても、Qデジタル信号はサイン波であるため振幅の大きな信号となり、両信号は位相の変化に対して補償し合う関係となる。したがって、生体に比較的大きな体動があった場合でも、少なくともいずれか一方の心拍数は精度を高く保っている。第1呼吸数と第2呼吸数との関係についても同様である。そのため、高周波装置は、生体に比較的大きな体動があった場合においても、精度の高い心拍数および呼吸数を算出することができる。

10

【0150】

なお、上記態様5に係る高周波装置（4）は、

上記デジタル信号生成部（I心拍デジタル信号生成部49a、I呼吸デジタル信号生成部49b、Q心拍デジタル信号生成部49c、Q呼吸デジタル信号生成部49d）は、上記電波レーダ部から出力された上記Iアナログ信号（I心拍アナログ信号48ia、I呼吸アナログ信号48ib）に基づいて、心拍成分および体動成分に関するI心拍デジタル信号（46sia）と、呼吸成分に関するI呼吸デジタル信号（46sib）とを生成し、かつ、上記電波レーダ部から出力された上記Qアナログ信号（Q心拍アナログ信号48qa、Q呼吸アナログ信号48qb）に基づいて、心拍成分および体動成分に関するQ心拍デジタル信号（46sqa）と、呼吸成分に関するQ呼吸デジタル信号（46sqb）とを生成し、

20

上記心拍自己相関関数処理部は、上記I心拍デジタル信号に基づいて上記第1心拍数を算出し、かつ、上記Q心拍デジタル信号に基づいて上記第2心拍数を算出し、

上記呼吸自己相関関数処理部は、上記I呼吸デジタル信号に基づいて上記第1呼吸数を算出し、かつ、上記Q呼吸デジタル信号に基づいて上記第2呼吸数を算出してもよい。

【0151】

上記の構成によれば、高周波装置は、心拍成分信号と呼吸成分信号とに分けて、アナログ信号処理およびデジタル信号処理する。したがって、心拍成分信号および呼吸成分信号のダイナミックレンジを、アナログ信号処理およびデジタル信号処理の各段階で大きくすることができる。そのため、各心拍自己相関関数処理部および各呼吸自己相関関数処理部は、それぞれ高い精度で、各心拍数および各呼吸数を算出することができる。

30

【0152】

また、高周波装置は、第1心拍数および第2心拍数、第1呼吸数および第2呼吸数に基づいて、表示用の心拍数および呼吸数を決定する。そのため、高周波装置は、最終的により精度の高い心拍数および呼吸数を算出できるとともに、生体に比較的大きな体動があった場合においても、精度の高い心拍数および呼吸数を算出することができる。

【0153】

本発明の各態様に係る高周波装置（1、2、3、4）は、コンピュータによって実現してもよく、この場合には、コンピュータを上記高周波装置が有する各部（ソフトウェア要素に限る）として動作させることにより上記高周波装置をコンピュータにて実現させる高周波装置の制御プログラム、およびそれを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体も、本発明の範疇に入る。

40

【0154】

本発明は上述した各実施形態に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能であり、異なる実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を適宜組み合わせ得られる実施形態についても本発明の技術的範囲に含まれる。さらに、各実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を組み合わせることにより、新しい技術的特徴を形成することができる。

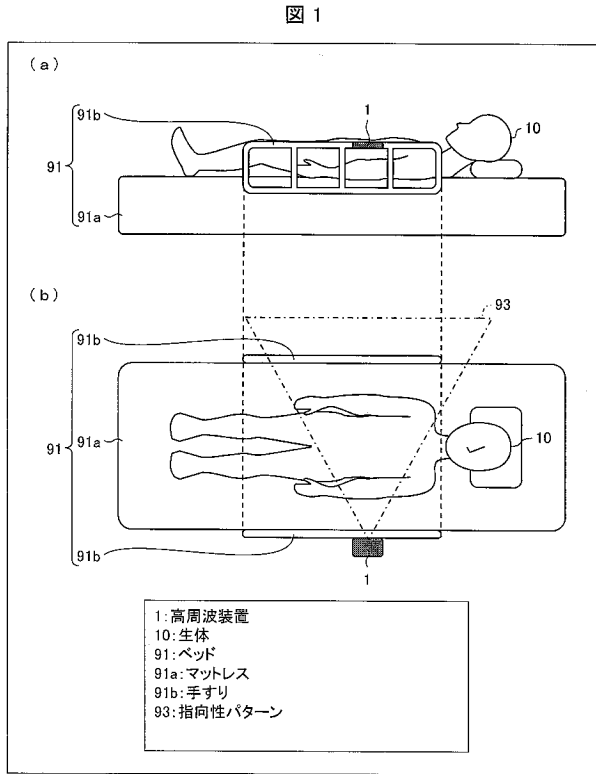
【符号の説明】

【0155】

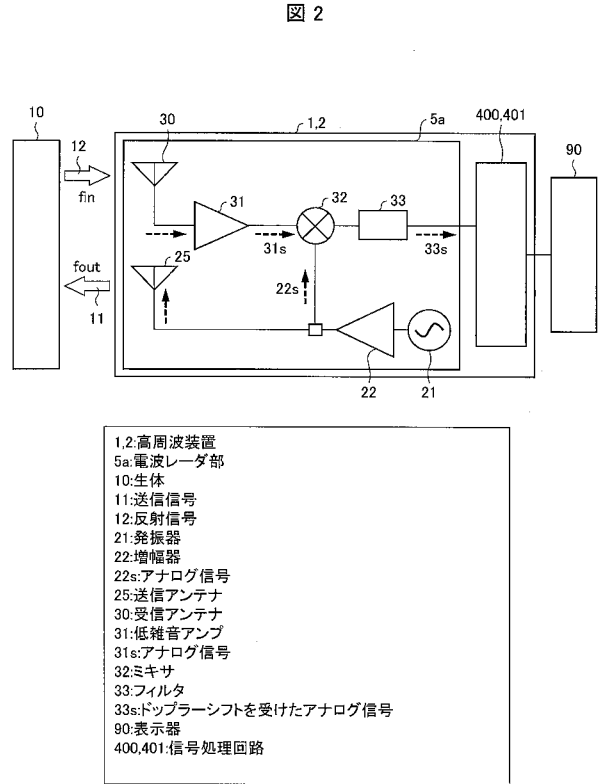
50

1、2、3、4	高周波装置	
5 a、5 b	電波レーダ部	
1 0	生体	
1 1	送信信号	
1 2	反射信号（直接反射信号、間接反射信号）	
3 1 i s	Iアナログ信号	
3 1 q s	Qアナログ信号	
4 0 a、4 0 b	デジタル信号生成部	
4 0 c i	第1デジタル信号生成部（デジタル信号生成部）	
4 0 c q	第2デジタル信号生成部（デジタル信号生成部）	10
4 6 s a	第1生体デジタル信号	
4 6 s b	第2生体デジタル信号	
4 6 s i	Iデジタル信号	
4 6 s q	Qデジタル信号	
4 6 s i a	I心拍デジタル信号	
4 6 s i b	I呼吸デジタル信号	
4 6 s q a	Q心拍デジタル信号	
4 6 s q b	Q呼吸デジタル信号	
4 8 a	第1アナログ信号（アナログ信号）	
4 8 b	第2アナログ信号（アナログ信号）	20
4 8 i a	I心拍アナログ信号（Iアナログ信号）	
4 8 i b	I呼吸アナログ信号（Iアナログ信号）	
4 8 q a	Q心拍アナログ信号（Qアナログ信号）	
4 8 q b	Q呼吸アナログ信号（Qアナログ信号）	
4 9 a	I心拍デジタル信号生成部（デジタル信号生成部）	
4 9 b	I呼吸デジタル信号生成部（デジタル信号生成部）	
4 9 c	Q心拍デジタル信号生成部（デジタル信号生成部）	
4 9 d	Q呼吸デジタル信号生成部（デジタル信号生成部）	
5 3	心拍信号抽出部	
5 3 i	第1心拍信号抽出部（心拍信号抽出部）	30
5 3 q	第2心拍信号抽出部（心拍信号抽出部）	
5 4	心拍自己相関関数処理部	
5 4 i	第1心拍自己相関関数処理部（心拍自己相関関数処理部）	
5 4 q	第2心拍自己相関関数処理部（心拍自己相関関数処理部）	
5 5、5 5 a	心拍数決定部	
6 3	呼吸信号抽出部	
6 3 i	第1呼吸信号抽出部（呼吸信号抽出部）	
6 3 q	第2呼吸信号抽出部（呼吸信号抽出部）	
6 4	呼吸自己相関関数処理部	
6 4 i	第1呼吸自己相関関数処理部（呼吸自己相関関数処理部）	40
6 4 q	第2呼吸自己相関関数処理部（呼吸自己相関関数処理部）	
6 5、6 5 a	呼吸数決定部	

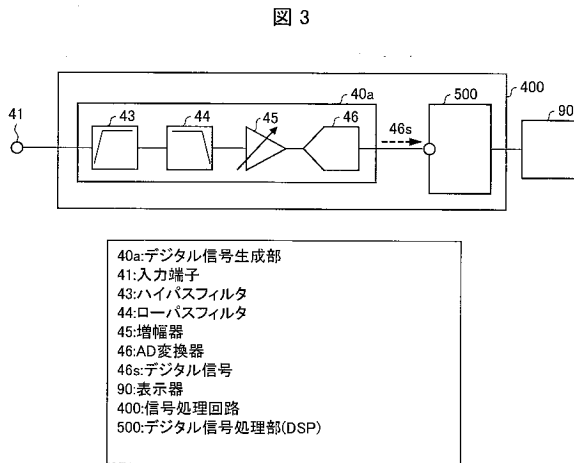
【 図 1 】



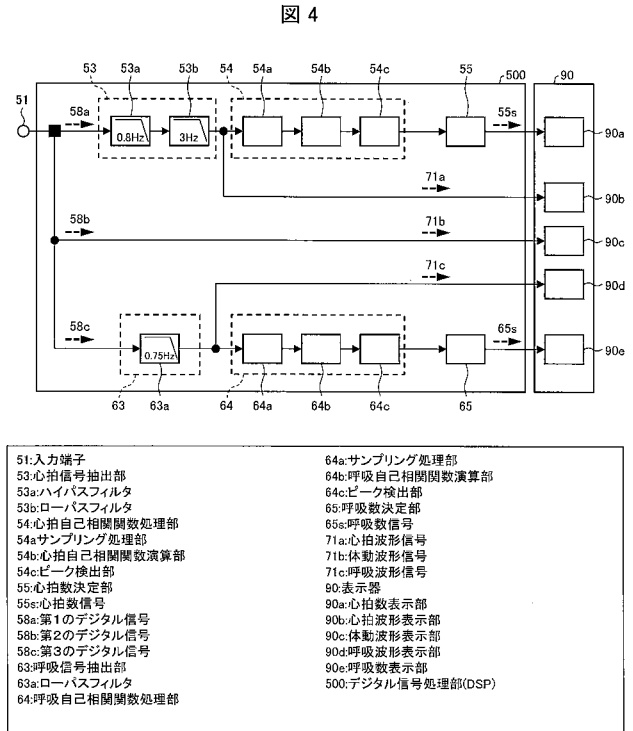
【 図 2 】



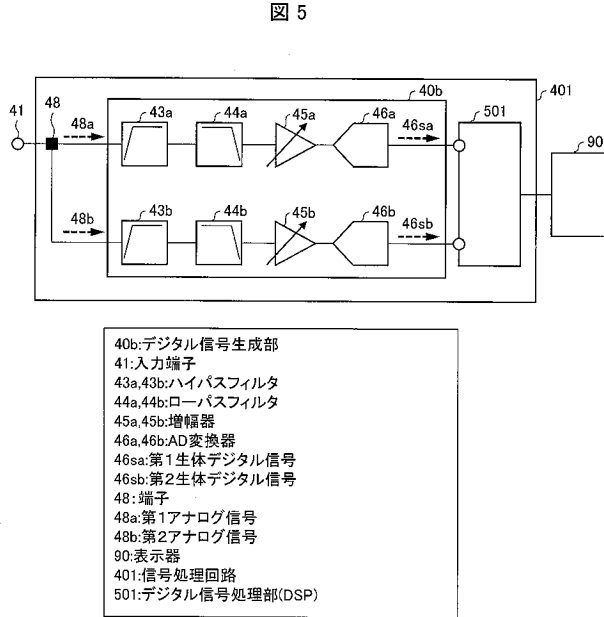
【 図 3 】



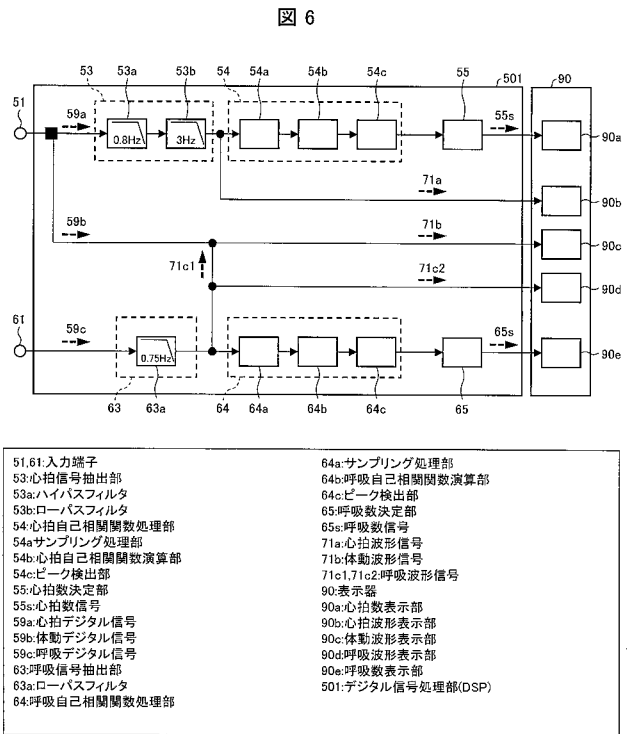
【 図 4 】



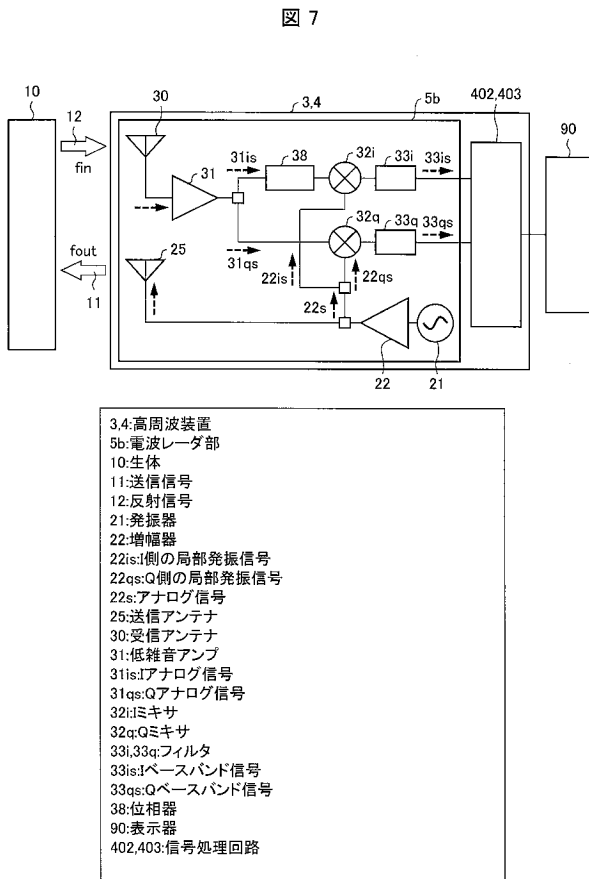
【 図 5 】



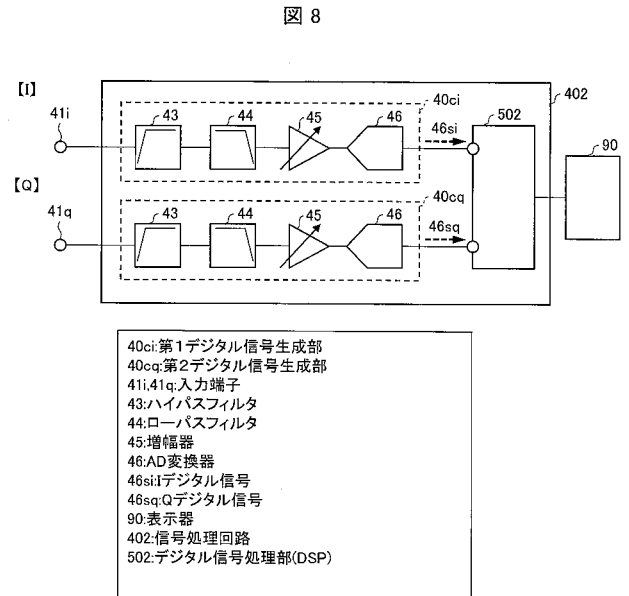
【 図 6 】



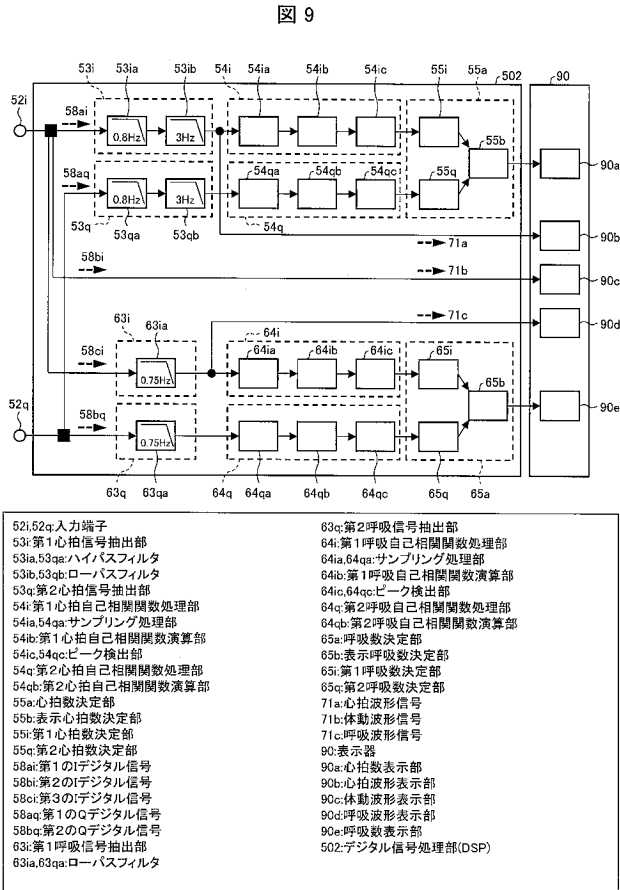
【 図 7 】



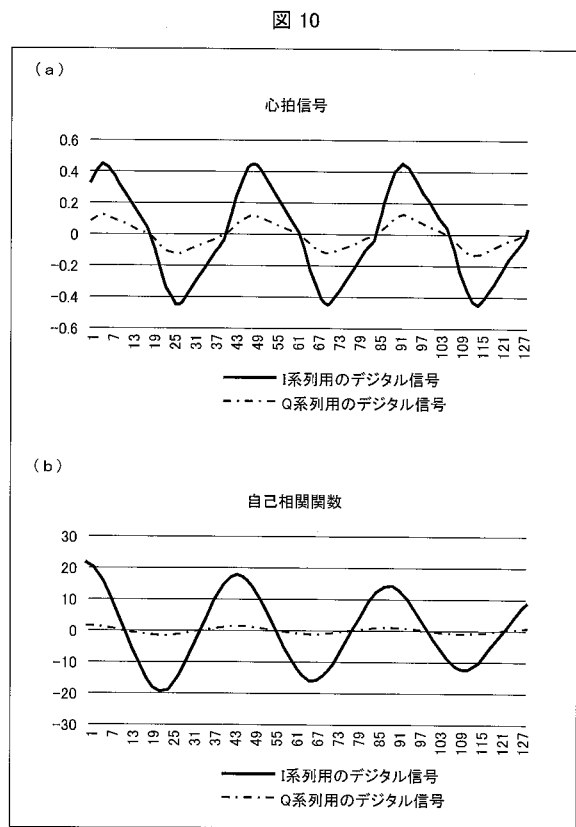
【 図 8 】



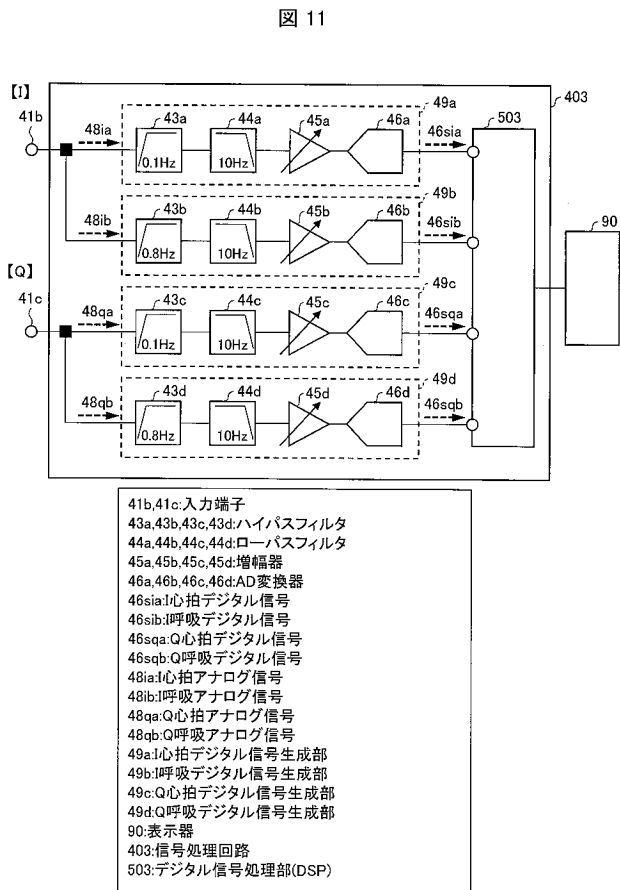
【 図 9 】



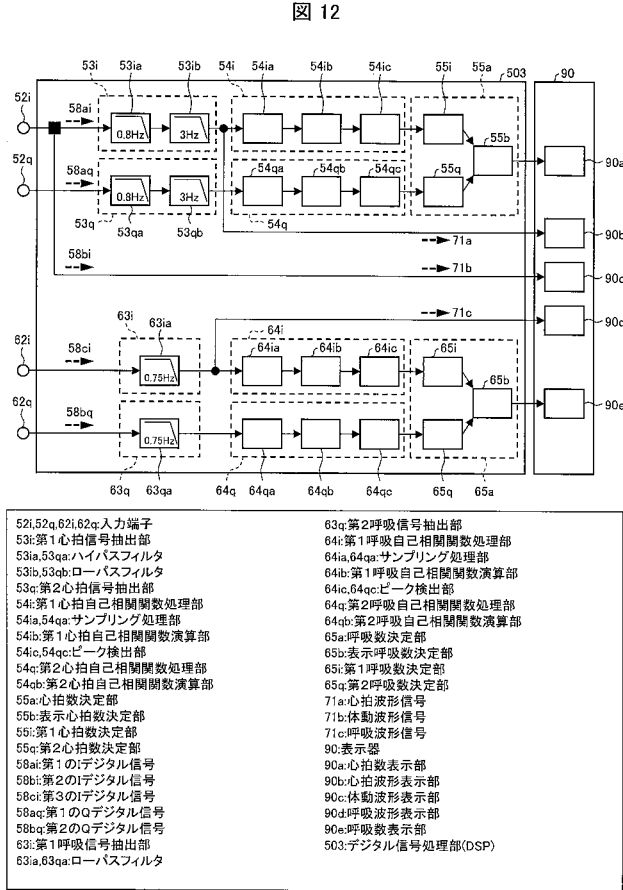
【 図 10 】



【 図 11 】

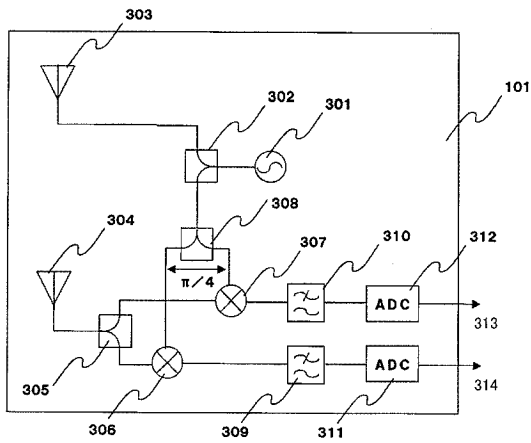


【 図 12 】



【 図 1 3 】

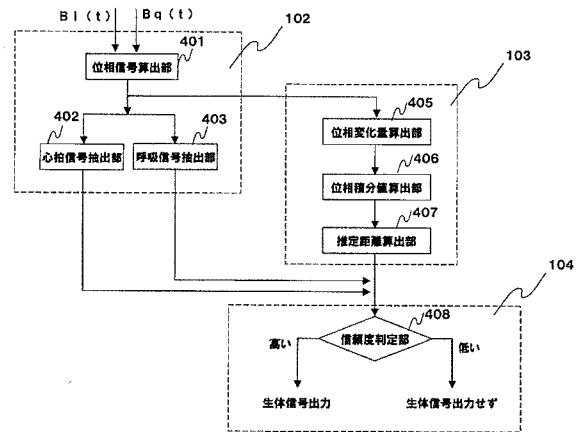
図 13



- 101: センサ部
- 301: 局部発振器
- 302: 分配器
- 303: 送信アンテナ
- 304: 受信アンテナ
- 305, 308: 分配器
- 306, 307: 混合器
- 309, 310: ローパスフィルタ
- 311, 312: ADコンバータ
- 313: $B_i(t)$ 信号
- 314: $B_q(t)$ 信号

【 図 1 4 】

図 14



- 102: 生体信号抽出部
- 103: 距離算出部
- 104: 生体信号出力判定部
- 401: 位相信号算出部
- 402: 心拍信号抽出部
- 403: 呼吸信号抽出部
- 405: 位相変化量算出部
- 406: 位相積分値算出部
- 407: 推定距離算出部
- 408: 信頼度判定部

フロントページの続き

(72)発明者 宝玉 造

大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA02 AA14 AC40 BC07 BC17 FF05

4C038 SS08 ST04 SV01 SX08 VA04 VB01 VB33 VC20

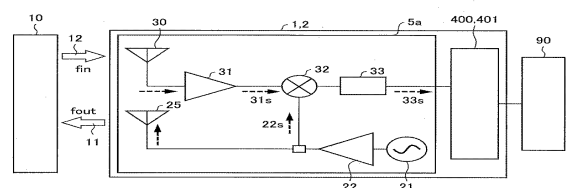
4C117 XB17 XE13 XE24 XE26 XG18 XG19 XJ17

专利名称(译)	高周波装置		
公开(公告)号	JP2017225834A	公开(公告)日	2017-12-28
申请号	JP2017153665	申请日	2017-08-08
[标]申请(专利权)人(译)	夏普株式会社		
申请(专利权)人(译)	夏普公司		
[标]发明人	末松英治 佐藤啓介 宝玉造		
发明人	末松 英治 佐藤 啓介 宝玉 造		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/11 A61B5/113 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02438 A61B5/02444 A61B5/0507 A61B5/0816 A61B5/7207 A61B5/7225 A61B5/7246 A61B5/02405		
FI分类号	A61B5/02.710.Z A61B5/10.310.A A61B5/10.315 A61B5/00.C A61B5/0245.Z A61B5/11 A61B5/113		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA14 4C017/AC40 4C017/BC07 4C017/BC17 4C017/FF05 4C038/SS08 4C038/ST04 4C038/SV01 4C038/SX08 4C038/VA04 4C038/VB01 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XB17 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XG18 4C117/XG19 4C117/XJ17		
优先权	2014242161 2014-11-28 JP		
其他公开文献	JP6290501B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个目的是实现一种用于精确检测与心率和呼吸相关的生物信息的高频装置。高频设备(1)提取指示直接反射信号(12)或间接反射信号(12)的特定频率分量的生物信号(心跳信号提取单元53,呼吸信号提取)以及自相关函数处理单元(心率自相关函数处理单元54,呼吸自相关函数处理单元64),其通过确定自相关函数的周期性来计算生物信息。[选择图]图2

图 2



- 1.2:高周波装置
- 5a:電波レーダ部
- 10:生体
- 11:送信信号
- 12:反射信号
- 21:発振器
- 22:増幅器
- 22a:アナログ信号
- 25:送信アンテナ
- 30:受信アンテナ
- 31:低雑音アンプ
- 31a:アナログ信号
- 32:ミキサ
- 33:フィルタ
- 33a:ドップラーシフトを受けたアナログ信号
- 90:表示器
- 400,401:信号処理回路