

(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2016-174871

(P2016-174871A)

(43) 公開日 平成28年10月6日(2016.10.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 L	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 3 D	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 2 Z	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 O P	4 C 1 2 7
G 0 6 F 17/14 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 O C	5 B 0 5 6
審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 22 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2015-59285 (P2015-59285)
 (22) 出願日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23)

(71) 出願人 504174135
 国立大学法人九州工業大学
 福岡県北九州市戸畑区仙水町 1 番 1 号
 (74) 代理人 110000925
 特許業務法人信友国際特許事務所
 (72) 発明者 佐藤 寧
 福岡県北九州市戸畑区仙水町 1 番 1 号 国
 立大学法人九州工業大学内
 F ターム (参考) 4C017 AA02 AA08 AB04 AB08 AC27
 AC30 AC40 BC11 BC14 BC17
 BD01 CC01 FF08
 4C027 AA10 CC02 FF01 FF09 GG02
 GG05 GG18 KK05 KK07

最終頁に続く

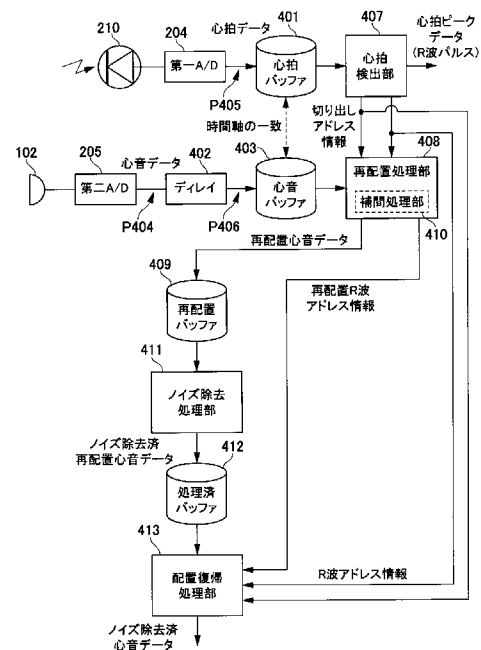
(54) 【発明の名称】 生体信号処理装置及び血圧測定システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 生体信号から雑音を除去する生体信号処理装置と、これを用いて連続的に被測定者の血圧を測定する血圧測定システムを提供する。

【解決手段】 周期的変動を伴う心拍信号の R 波を検出して、R R 間隔の平均値を求める。そして、心拍信号と同期して周期的変動を伴う心音信号の波形を、強制的に R R 間隔の平均値の間隔に再配置する。再配置後、離散ウォルシュ・アダマール変換、離散ウォルシュ・アダマール逆変換を用いたノイズ除去を行い、得られた波形の配置を元に戻す。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被測定者の心拍信号を出力する生体信号検出装置から出力される前記心拍信号のデータである心拍データが格納される心拍バッファと、

前記被測定者の心音信号を出力する心音検出装置から出力される前記心音信号のデータである心音データが格納される心音バッファと、

前記心拍データから心拍波形における R 波のアドレスを示す R 波アドレス情報と、心拍波形の範囲を示す切り出しアドレス情報を出力する心拍検出部と、

前記 R 波アドレス情報と前記切り出しアドレス情報に基いて前記心音データから所望のデータ部分を切り出した上で、前記心音バッファ内の前記心音データと前記 R 波アドレス情報から R R 間隔の平均値である R R 平均値を算出して、前記データ部分を再配置して、再配置心音データを形成する再配置処理部と、

前記再配置心音データから直交変換及び直交逆変換を用いてノイズ成分を除去してノイズ除去済再配置心音データを形成するノイズ除去処理部と、

前記 R 波アドレス情報と前記切り出しアドレス情報を用いて、前記ノイズ除去済再配置心音データの時間軸上の配置を前記心音バッファ内の前記心音データの状態に戻す配置復帰処理部と

を具備し、

前記ノイズ除去処理部は、

入力される離散データ列を離散ウォルシュ・アダマール変換して係数データ列に変換する W H T 変換処理部と、

前記係数データ列の高次係数データの間引き処理を行う係数フィルタと、

前記係数フィルタから出力されるデータ列を離散ウォルシュ・アダマール逆変換して復号離散データ列を生成する W H T 逆変換処理部と

を具備する、生体信号処理装置。

【請求項 2】

生体信号検出装置と、心音検出装置と、血圧測定装置とを具備する血圧測定システムであって、

前記血圧測定装置は、

前記生体信号検出装置から出力される心拍信号と、前記心音検出装置から出力される心音信号を用いて、前記心音信号のノイズを除去する生体信号処理装置と、

前記生体信号処理装置から出力されるノイズ除去済心音データを用いて被測定者の血圧を算出する血圧算出部と

を有し、

前記生体信号処理装置は、

被測定者の心拍信号を出力する生体信号検出装置から出力される前記心拍信号のデータである心拍データが格納される心拍バッファと、

前記被測定者の心音信号を出力する心音検出装置から出力される前記心音信号のデータである心音データが格納される心音バッファと、

前記心拍データから心拍波形における R 波のアドレスを示す R 波アドレス情報と、心拍波形の範囲を示す切り出しアドレス情報を出力する心拍検出部と、

前記 R 波アドレス情報と前記切り出しアドレス情報に基いて前記心音データから所望のデータ部分を切り出した上で、前記心音バッファ内の前記心音データと前記 R 波アドレス情報から R R 間隔の平均値である R R 平均値を算出して、前記データ部分を再配置して、再配置心音データを形成する再配置処理部と、

前記再配置心音データから直交変換及び直交逆変換を用いてノイズ成分を除去してノイズ除去済再配置心音データを形成するノイズ除去処理部と、

前記 R 波アドレス情報と前記切り出しアドレス情報を用いて、前記ノイズ除去済再配置心音データの時間軸上の配置を前記心音バッファ内の前記心音データの状態に戻す配置復帰処理部と

10

20

30

40

50

を具備し、

前記ノイズ除去処理部は、

入力される離散データ列を離散ウォルシュ・アダマール変換して係数データ列に変換するWHT変換処理部と、

前記係数データ列の高次係数データの間引き処理を行う係数フィルタと、

前記係数フィルタから出力されるデータ列を離散ウォルシュ・アダマール逆変換して復号離散データ列を生成するWHT逆変換処理部と

を具備する、血圧測定システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、周期性を有する生体信号から雑音を除去する生体信号処理装置と、これを用いる血圧測定システムに関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の動きに起因する心音は、血圧に由来する高い周波数成分が含まれている。この心音は血圧と強い相関性を持つことが知られており、計算機で心音データを適切に処理することで、血圧の類推が可能になる。

特許文献1には、心音を基に中心血圧を測定する中心血圧測定装置の技術内容が開示されている。

20

また、特許文献2には、心拍を検出する際にノイズ成分を除去する技術内容が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2012-16450号公報

【特許文献2】国際公開WO2014/084162

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

特許文献1に開示される中心血圧測定装置は、心音の採取に加速度センサを用いている。加速度センサは高価なので、装置のコストを抑えるために、できれば一般的なマイク（エレクトレットコンデンサマイク、ダイナミックマイク、セラミックマイク等）を利用することが好ましい。しかし、これら一般的なマイクを利用すると、被験者の衣服や皮膚、筋肉や骨等から発生するノイズも同時に拾ってしまう。

近年、被験者に常時装着が可能なウェアラブルセンサが市場で注目を集めているが、ウェアラブルセンサを実現するには低価格化、小型化と低消費電力化が必須条件である。血圧測定装置をウェアラブルセンサとして実現するには、低価格なマイクを利用しつつ、ノイズを効果的に除去する技術が不可欠である。

更に、脈拍センサや心電検出装置の代わりに電波を用いることができれば、非接触で心拍の連続検出が可能になる。

40

【0005】

本発明は係る状況に鑑みてなされたものであり、生体信号から雑音を除去する生体信号処理装置と、これを用いて連続的に被測定者の血圧を測定する血圧測定システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、本発明の生体信号処理装置は、被測定者の心拍信号を出力する生体信号検出装置から出力される心拍信号のデータである心拍データが格納される心拍バッファと、被測定者の心音信号を出力する心音検出装置から出力される心音信号のデ

50

ータである心音データが格納される心音バッファと、心拍データから心拍波形における R 波のアドレスを示す R 波アドレス情報とを具備する。更に、心拍波形の範囲を示す切り出しアドレス情報を出力する心拍検出部と、R 波アドレス情報と切り出しアドレス情報に基づいて心音データから所望のデータ部分を切り出した上で、心音バッファ内の心音データと R 波アドレス情報から R R 間隔の平均値である R R 平均値を算出して、データ部分を再配置して、再配置心音データを形成する再配置処理部とを具備する。更に、再配置心音データから直交変換及び直交逆変換を用いてノイズ成分を除去してノイズ除去済再配置心音データを形成するノイズ除去処理部と、R 波アドレス情報と切り出しアドレス情報を用いて、ノイズ除去済再配置心音データの時間軸上の配置を心音バッファ内の心音データの状態に戻す配置復帰処理部とを具備する。

10

そしてノイズ除去処理部は、入力される離散データ列を離散ウォルシュ・アダマール変換して係数データ列に変換する W H T 変換処理部と、係数データ列の高次係数データの間引き処理を行う係数フィルタと、係数フィルタから出力されるデータ列を離散ウォルシュ・アダマール逆変換して復号離散データ列を生成する W H T 逆変換処理部とを具備する。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、生体信号から雑音を除去する生体信号処理装置と、これを用いて連続的に被測定者の血圧を測定する血圧測定システムを提供することができる。

上記した以外の課題、構成及び効果は、以下の実施形態の説明により明らかにされる。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】血圧測定システムの全体構成を示す概略図である。

【図2】センサ駆動装置と情報処理装置のハードウェア構成を示すブロック図である。

【図3】血圧測定のための演算処理を、情報処理装置で行う場合と、センサ駆動装置で行う場合における、血圧測定システムのソフトウェア機能を示すブロック図である。

【図4】信号処理部のソフトウェア機能を示すブロック図である。

【図5】ノイズ除去処理部の一例を示すソフトウェア機能のブロック図である。

【図6】心拍データ、心音データ及びディレイにより遅延された心音データの波形図である。

30

【図7】心拍データと心音データの波形図である。

【図8】再配置処理前の心拍波形と、再配置処理を施した心拍波形を示す波形図である。

【図9】心拍検出部の一部の機能である、心拍パルス検出部のソフトウェア機能を示すブロック図である。

【図10】心拍パルス検出部が正常に R 波を検出した場合における、心拍パルス検出部の各箇所におけるデータを模式的に示す波形図である。

【図11】心拍パルス検出部が R 波の検出に失敗した場合における、心拍パルス検出部の各箇所におけるデータを模式的に示す波形図である。

【図12】車載用血圧測定システムの全体構成を示す概略図である。

【図13】生体信号検出装置の機能ブロック図である。

40

【図14】心音検出装置の機能ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

これより説明する実施形態では、先ず、血圧測定装置を構成する信号雑音除去装置を説明し、次に生体信号検出装置を説明する。

信号雑音除去装置は、特許文献2に開示される技術の改良である。

心音に混入するノイズを除去するために、本実施形態の信号雑音除去装置は、強力なノイズフィルタリング機能を有する直交変換と直交逆変換を用いる。

周知のように、直交変換は周期的信号の乗算処理を含む。この乗算処理により、特定の周波数以外の周波数成分は大幅に減衰される。この特徴はノイズフィルタとして極めて有用である。

50

【 0 0 1 0 】

ところで、心音は血流の音を含む。血流の音とは、血液が血管を流れる際に、血管内壁と血液との摩擦で生じる音である。したがって、心拍の周期と強い相関性（心拍周期の周波数の整数倍の周波数成分）を有する。

そこで、心音から、心拍周期と強い相関性を有する周波数成分だけを取り出すことができれば、心拍周期と無関係のノイズを除去できる。

しかし、心拍の周期には生体特有のゆらぎを含むため、心拍の周期は微妙に一定ではない。

そこで、心拍を脈拍センサで別途検出し、心拍のピークを検出して、心拍周期の平均値を算出し、心拍に同期する心音の信号波形を強制的にその平均値周期に当てはめる（リサンプル）。当てはめを行ってから直交変換、そして直交逆変換を施すことで、心音からノイズ成分の除去が可能になる。

直交逆変換後は、心拍のピークを検出した際に記憶しておいたバッファ内のアドレスに基づき、直交逆変換で取り出した波形を元の心拍周期に戻す。こうして、心音からノイズ除去を実現できる。

【 0 0 1 1 】

更に、特許文献 1 には、心音の振幅と血圧との相関性を利用して、血圧を推定する技術内容が開示されている。

上述の信号雑音除去装置が出力する、ノイズを除去した心音の信号をそのまま特許文献 1 に開示される血圧測定装置に入力すれば、マイクを用いた血圧測定装置を実現することができる。

更に、心音の周波数成分と血圧との相関性を利用すれば、信号雑音除去装置の直交変換から、直接的に血圧の推定も可能になる。

【 0 0 1 2 】

生体信号検出装置は、心拍センサや心電検出装置の代わりに、電波を用いて非接触にて生体信号を検出する。人体のインピーダンスは心拍に応じて変動する。そこで、人体に電波を通過させ、そのインピーダンスの変化を検出する。しかし、人体に電波を通過させる際、人体が少しでも動いただけで電波の伝搬状態が大きく変動する。そこで、二つの受信モジュールを設け、同期検波と差動増幅を用いて、変動成分を打ち消すようにする。

【 0 0 1 3 】

[第一実施形態：血圧測定システムの全体構成]

図 1 は、血圧測定システム 1 0 1 の全体構成を示す概略図である。

センサ駆動装置 1 0 2 には、被測定者 1 0 3 の外耳 1 0 3 a に装着される心拍センサ 1 0 4 と、被測定者 1 0 3 の胸に装着される心音マイク 1 0 5 が接続される。センサ駆動装置 1 0 2 は、心拍センサ 1 0 4 から心拍信号を、心音マイク 1 0 5 から心音信号を検出し、Blue Tooth（登録商標）等の近距離無線通信を用いて、スマートフォン等の携帯型無線端末 1 0 6 a や、パソコン 1 0 6 b 等の情報処理装置 1 0 6 とデータ通信を行う。そして、心音から血圧を算出し、情報処理装置 1 0 6 の表示部に表示する。データ通信の詳細等については図 3 にて後述する。

【 0 0 1 4 】

[第一実施形態：センサ駆動装置 1 0 2 と情報処理装置 1 0 6 のハードウェア構成]

図 2 A は、センサ駆動装置 1 0 2 のハードウェア構成を示すブロック図である。

マイコンを含むセンサ駆動装置 1 0 2 は、CPU 2 0 1、ROM 2 0 2、RAM 2 0 3、第一 A/D 変換器 2 0 4、第二 A/D 変換器 2 0 5、シリアルポートを構成する第一バッファ 2 0 6 及び第二バッファ 2 0 7 がバス 2 0 8 に接続されている。

心拍センサ 1 0 4 は、例えば緑色の LED 2 0 9 と、フォトダイオード 2 1 0 の組で構成される。LED 2 0 9 のアノードには抵抗 R 2 1 1 を通じて電源電圧が印加されている。フォトダイオード 2 1 0 のカソードには抵抗 R 2 1 2 を通じて電源電圧が印加されている。

LED 2 0 9 のカソードは第一バッファ 2 0 6 に接続されている。周知の CMOS イン

10

20

30

40

50

バータである第一バッファ206はバス208を通じてオンオフ制御される、LED209のカソードと接地ノードとの接続を制御するスイッチとして機能する。フォトダイオード210のアノードには電流電圧変換と電圧増幅を行う第一オペアンプ213を通じて第一A/D変換器204が接続され、被験者の外耳103aにおける血流の変化がデジタルデータに変換される。

心音マイク105には電圧増幅を行う第二オペアンプ214を通じて第二A/D変換器205が接続され、被験者の胸から検出される心音がデジタルデータに変換される。

近距離無線通信部215は第二バッファ207に接続され、センサ駆動装置102が出力するデータを情報処理装置106(図1参照)へ送信する。

【0015】

図2Bは、情報処理装置106のハードウェア構成を示すブロック図である。

情報処理装置106は、CPU221、ROM222、RAM223、不揮発性ストレージ224、表示部225、操作部226、そして近距離無線通信部227から構成され、これらの部材がバス228に接続されている。

ここで情報処理装置106がスマートフォン等の携帯型無線端末106aの場合、表示部225は液晶ディスプレイであり、操作部226は静電型位置検出装置である。そして、表示部225と操作部226は、重なりあってタッチパネルディスプレイ229を構成する。

【0016】

[第一実施形態：センサ駆動装置102と情報処理装置106のソフトウェア機能]

図3A及び図3Bは、血圧測定システム101のソフトウェア機能を示すブロック図であり、図3Aは血圧測定のための演算処理を情報処理装置106で行う場合の例を示し、図3Bは血圧測定のための演算処理をセンサ駆動装置102で行う場合の例を示す。

図3Aの例では、LED209は、センサ駆動装置102の発光制御部301によって間歇発光駆動される。このLED209が発する光は、被測定者103の外耳103aを透過してフォトダイオード210によって検出され、第一A/D変換器204によって心拍データに変換される。

被験者の胸から検出される心音は心音マイク105によって検出され、第二A/D変換器205によって心音データに変換される。

心拍データと心音データは、センサ駆動装置102の近距離無線通信部215によって情報処理装置106に送信される。

情報処理装置106は、センサ駆動装置102から近距離無線通信部227を通じて心拍データと心音データを受信する。すると、情報処理装置106の信号処理部302によって心拍パルスとノイズが除去された心音データ(以下「ノイズ除去心音データ」と略す)が出力される。血圧算出部303は、信号処理部302で得られるノイズ除去心音データを解析し、血圧データを出力する。そして、心拍パルスと血圧データは入出力制御部304に入力され、心拍値と血圧値として表示部225に表示される。

【0017】

図3Bの例でも、LED209は、センサ駆動装置102の発光制御部301によって間歇発光駆動される。そしてLED209が発する光は、被測定者103の外耳103aを透過してフォトダイオード210によって検出され、第一A/D変換器204によって心拍データに変換される。

被験者の胸から検出される心音は心音マイク105によって検出され、第二A/D変換器205によって心音データに変換される。

信号処理部302は、心拍データと心音データを受けて、心拍パルスとノイズ除去心音データを出力する。血圧算出部303はノイズ除去心音データを解析し、血圧データを出力する。心拍パルスと血圧データは、センサ駆動装置102の近距離無線通信部227によって情報処理装置106に送信される。

情報処理装置106は、センサ駆動装置102から近距離無線通信部227を通じて心拍パルスと血圧データを受信する。心拍パルスと血圧データは入出力制御部304に入力

10

20

30

40

50

され、心拍値と血圧値として表示部 2 2 5 に表示される。

【 0 0 1 8 】

すなわち、信号処理部 3 0 2 と血圧算出部 3 0 3 の機能は、情報処理装置 1 0 6 側と、センサ駆動装置 1 0 2 側のどちらに実装してもよい。

信号処理部 3 0 2 は、心拍データと心音データを基に、心音データからノイズを除去する、生体信号処理装置ということもできる。

【 0 0 1 9 】

[第一実施形態：信号処理部 3 0 2 のソフトウェア機能]

図 4 は、信号処理部 3 0 2 のソフトウェア機能を示すブロック図である。

図 5 A 及び図 5 B は、ノイズ除去処理部 4 1 1 の一例を示すソフトウェア機能のブロック図である。

心拍センサ 1 0 4 を構成するフォトダイオード 2 1 0 が出力する心拍信号は、第一 A / D 変換器 2 0 4 によって心拍データに変換され、心拍バッファ 4 0 1 に格納される。一方、心音マイク 1 0 5 が出力する心音信号は、第二 A / D 変換器 2 0 5 によって心音データに変換され、ディレイ 4 0 2 を通じて心音バッファ 4 0 3 に格納される。第一 A / D 変換器 2 0 4 と第二 A / D 変換器 2 0 5 のサンプリング周波数、そして心拍バッファ 4 0 1 と心音バッファ 4 0 3 の格納サンプル数は等しく構成されている。

【 0 0 2 0 】

ここで、一旦、図 6 を参照して、心拍バッファ 4 0 1 と心音バッファ 4 0 3 とディレイ 4 0 2 の作用を説明する。

図 6 は、心音データと心拍データと、ディレイ 4 0 2 により遅延された心音データの波形図である。

図 6 中、一番上の波形図は、図 4 の検出点 P 4 0 4 における、心音データの波形図である。

図 6 中、上から二番目の波形図は、図 4 の検出点 P 4 0 5 における、心拍データの波形図である。

図 6 中、一番下の波形図は、図 4 の検出点 P 4 0 6 における、ディレイ 4 0 2 によって遅延された心音データの波形図である。

人体の心臓付近から発される心音と、外耳 1 0 3 a から検出される心拍には、心臓と外耳 1 0 3 a との距離に基づく時間軸上の遅延 D 6 0 1 が存在する。ディレイ 4 0 2 はこの遅延 D 6 0 1 を打ち消し、心拍バッファ 4 0 1 に格納される心拍データと、心音バッファ 4 0 3 に格納される心音データとの位相を時間軸上で一致させる。

【 0 0 2 1 】

再度図 4 に戻って、信号処理部 3 0 2 の説明を続ける。

心拍バッファ 4 0 1 内の心拍データは、心拍検出部 4 0 7 によって心拍のピークのアドレス情報と、心拍の範囲のアドレス情報が検出される。

ここで、一旦図 7 を参照して、心拍データと心音データとを比較して、心拍検出部 4 0 7 が検出するアドレス情報について説明する。

図 7 は、心拍バッファ 4 0 1 に格納されている心拍データと、心音バッファ 4 0 3 に格納されている心音データの波形図である。図 6 の下二つの波形図を拡大したものと等価である。

心拍検出部 4 0 7 は、心拍バッファ 4 0 1 に格納されている心拍データを見て、R 波アドレス情報 P 7 0 1 と、切り出しアドレス情報 A 7 0 2 を出力する。

一般に、健常者の心拍波形は、P 波、Q 波、R 波、S 波、そして T 波よりなる。この波形の出現順序は決まっている。

まず、心拍検出部 4 0 7 は心拍バッファ 4 0 1 内における心拍データから、D C オフセット成分を除去するべく、仮想的なゼロ電位を演算処理にて算出する。そして、心拍バッファ 4 0 1 内における R 波のピークのアドレスを検出する。これが R 波アドレス情報 P 7 0 1 である。

次に、心拍検出部 4 0 7 は仮想的なゼロ電位に基づいて、R 波アドレス情報 P 7 0 1 の

10

20

30

40

50

前後に存在する、P波の始まりのアドレスと、T波の終わりのアドレスを検出する。これが切り出しアドレス情報A702である。

心拍バッファ401内のR波アドレス情報P701を取得すると、心拍間隔、すなわちRR間隔(RR Interval)を得ることができる。

なお、心拍検出部407はR波アドレス情報P701を取得すると共に、心拍パルスも出力する。この心拍パルスは入出力制御部304(図3参照)に供給され、入出力制御部304は心拍パルスの間隔から心拍値を計測する。

【0022】

再度図4に戻って、信号処理部302の説明を続ける。

再配置処理部408は、心拍検出部407から得られたR波アドレス情報P701と切り出しアドレス情報A702に基いて、心音バッファ403内の心音データの再配置処理を行う。そして、再配置を施したデータを再配置心音データとして再配置バッファ409に出力し、これを格納する。

ここで、一旦図8を参照して、心拍データを用いて、再配置処理部408の再配置処理について説明する。

図8は、再配置処理前の心拍波形と、再配置処理を施した心拍波形を示す波形図である。実際に再配置処理を行う対象は心音データであるが、理解を容易にするために、心拍波形で再配置処理部408による処理を行う例について説明する。

【0023】

健常者のRR間隔は、周期的に増減を繰り返すことが知られている。すなわち、RR間隔は常に一定ではなく、変動し続けている。心音データをこのままの状態で離散フーリエ変換等の直交変換を施すと、周期的な変動によってノイズ成分の除去が困難になる。そこで、後段の直交変換によるノイズ除去処理部411に心音データを投入する前に、心音データの波形を強制的に等間隔に並べる。

先に、心拍検出部407でR波アドレス情報P701を検出していた。したがって、RR間隔を得ている。再配置処理部408はまず、心拍バッファ401から検出される全てのRR間隔(R波アドレス情報P701同士の距離)を取り出し、その平均値を算出する。これがRR平均値である。次に、再配置処理部408はRR平均値に基づいて、心拍検出部407が検出したR波アドレス情報P701をRR平均値の間隔に並べ直す。これが再配置R波アドレス情報P801である。

そして、再配置処理部408は心音バッファ403内の心音データを切り出しアドレス情報A702に基いて切り出し、切り出した心音データを、R波アドレス情報P701と再配置R波アドレス情報P801との差であるアドレス移動量G802だけ移動させ、再配置バッファ409に格納する。単純に心音データを切り出すと、切り出した心音データの縁の部分でノイズが発生してしまうので、再配置処理部408の中に設けられる補間処理部410によって、再配置バッファ409内の再配置心音データの補間処理が行われる。この補間処理は周知の直線補間、ラグランジェ補間、スプライン補間等が利用可能であり、特にラグランジェ補間が良い演算結果を得る。

【0024】

こうして再配置処理部408は、再配置心音データと、再配置R波アドレス情報P801を出力する。再配置心音データは再配置バッファ409に格納される。再配置R波アドレス情報P801は、後述する配置復帰処理部413に供給され、心拍検出部407が出力するR波アドレス情報P701と切り出しアドレス情報A702と共に、ノイズ除去済再配置心音データの心音波形の時間軸上の位置を元に戻す処理に使用される。

【0025】

再配置バッファ409に格納される再配置心音データは、ノイズ除去処理部411によってノイズが除去される。ノイズ除去処理部411は直交変換と直交逆変換を用いて、ノイズの除去を行う。直交変換には様々な手法が知られているが、代表的な3つの直交変換を用いたノイズ除去について、図5A、図5B及び図5Cにて説明する。

図5Aは、離散コサイン変換を用いたノイズ除去処理部411のソフトウェア機能を示

10

20

30

40

50

すブロック図の例である。

離散データ列である再配置バッファ 4 0 9 に格納される再配置心音データは、D C T 変換処理部 5 0 1 によって、離散データ列のサンプル数と同数の係数データ列に変換される。係数データ列は係数フィルタ 5 0 2 によって、高次係数データの間引き処理が行われる。高次係数データの間引き処理が施された係数データ列は、D C T 逆変換処理部 5 0 3 によって、離散データ列と同数の復号離散データ列に変換され、処理済バッファ 4 1 2 に格納される。

この復号離散データ列が、ノイズ除去済再配置心音データとなる。

【 0 0 2 6 】

図 5 B は、離散フーリエ変換を用いたノイズ除去処理部 4 1 1 のソフトウェア機能を示すブロック図の例である。

離散データ列である再配置バッファ 4 0 9 に格納される再配置心音データは、F F T 変換処理部 5 1 1 によって、離散データ列のサンプル数と同数の複素数データ列に変換される。複素数データ列の実部データ列と虚部データ列はベクトル演算処理部 5 1 2 によって、離散データ列のサンプル数と同数の振幅データ列と周波数・位相データ列に変換される。振幅データ列はローパスフィルタ（以下「L P F」と略）5 1 3 によって高周波成分が捨象される。高周波成分が捨象された振幅データ列と周波数・位相データ列は逆ベクトル演算処理部 5 1 4 によって複素数データ列に変換される。そして、この複素数データ列は F F T 逆変換処理部 5 1 5 によって復号離散データ列に変換され、処理済バッファ 4 1 2 に格納される。

この復号離散データ列が、ノイズ除去済再配置心音データとなる。

【 0 0 2 7 】

図 5 C は、離散ウォルシュ・アダマール変換を用いたノイズ除去処理部 4 1 1 のソフトウェア機能を示すブロック図の例である。

離散データ列である再配置バッファ 4 0 9 に格納される再配置心音データは、W H T 変換処理部 5 2 1 によって、離散データ列のサンプル数と同数の係数データ列に変換される。係数データ列は係数フィルタ 5 2 2 によって、高次係数データの間引き処理が行われる。高次係数データの間引き処理が施された係数データ列は、W H T 逆変換処理部 5 2 3 によって、離散データ列と同数の復号離散データ列に変換され、処理済バッファ 4 1 2 に格納される。

この復号離散データ列が、ノイズ除去済再配置心音データとなる。

機能ブロック単位で見ると、図 5 C に示した離散ウォルシュ・アダマール変換によるノイズ除去処理は、図 5 A の離散コサイン変換によるノイズ除去処理と全く変わらないように見える。しかし、周知のように離散ウォルシュ・アダマール変換は加減算の行列演算で実現できるため、圧倒的に計算量が少ない。したがって、低消費電力で演算能力が低いワンチップマイコンでも比較的容易に実装が可能である。

【 0 0 2 8 】

処理済バッファ 4 1 2 内のノイズ除去済再配置心音データは、配置復帰処理部 4 1 3 によって、心音波形の時間軸上の位置が再配置処理部 4 0 8 によって移動される前の状態に戻される。すなわち、切り出しアドレス情報 A 7 0 2 を再配置 R 波アドレス情報 P 8 0 1 と R 波アドレス情報 P 7 0 1 との差に基いてずらしたアドレス情報を基に、処理済みバッファ内のノイズ除去済再配置心音データから心音波形を切り出す。そして、再配置 R 波アドレス情報 P 8 0 1 と R 波アドレス情報 P 7 0 1 との差に基いて配置の復帰を行い、ノイズ除去済心音データとして出力する。

【 0 0 2 9 】

心音は血流の音を含む。血流の音とは、血液が血管を流れる際に、血管内壁と血液との摩擦で生じる音である。したがって、心拍の周期と強い相関性を有する。

そこで、心音から、心拍周期と強い相関性を有する周波数成分だけを取り出すことができれば、心拍周期と無関係のノイズを除去できる。

しかし、心拍の周期には生体特有のゆらぎを含むため、心拍の周期は微妙に一定ではな

10

20

30

40

50

い。

そこで、心拍データから心拍検出部 407 を用いて R 波アドレス情報 P701 と切り出しアドレス情報 A702 を取り出す。次に、再配置処理部 408 は R 波アドレス情報 P701 から R R 間隔の平均値を算出し、再配置 R 波アドレス情報 P801 を導き出す。そして、心拍データに同期する心音データを強制的にその平均値周期に当てはめる。切り出した心音波形を等間隔に当てはめを行ってから直交変換、そして直交逆変換を施すことで、心音から心拍の周期と無関係なノイズ成分の除去が可能になる。

直交逆変換後は、R 波アドレス情報 P701 と再配置 R 波アドレス情報 P801 と切り出しアドレス情報 A702 に基づき、直交逆変換で取り出した波形を基の心拍周期に戻す。こうして、心音からのノイズ除去を実現することができる。

10

【0030】

ノイズ除去済心音データは、図 3 A 及び図 3 B に示されるように、血圧算出部 303 に入力される。血圧算出部 303 は、ノイズ除去済心音データの振幅を血圧算出部 303 内部のテーブルを参照して、血圧を算出する。

【0031】

[第二実施形態：心拍パルス検出部 901 のソフトウェア機能]

発明者は、本発明を実現するに際し、心拍検出部 407 が心拍ピークデータの出力に誤ったパルスが含まれる場合がある事に気付いた。この原因を調査したところ、被測定者 103 の個人差により、T 波のピーク値が高い場合に、T 波を R 波と誤検出する場合があることが判明した。そこで、心拍検出部 407 における、R 波を検出する機能に関する改善について、以下に説明する。

20

図 9 は、心拍検出部 407 の一部の機能である、心拍パルス検出部 901 のソフトウェア機能を示すブロック図である。なお、心拍パルス検出部 901 はソフトウェアによって実現されているが、説明を簡単にするために擬似的なアナログ回路機能に代えて説明する。

【0032】

心拍バッファ 401、あるいは第一 A/D 変換器 204 から出力される心拍データは、ディレイ 902 とピークホールド部 903 に供給される。ピークホールド部 903 は周知のアナログ回路におけるピークホールド回路と同様に、時定数を伴って減衰するピークホールド信号を出力する。ディレイ 902 は、ピークホールド部 903 の信号処理によって生じる遅延 (latency: レイテンシ) と同じ遅延時間を入力データに与えて、後続する第一加算器 904 においてデータの時間軸を揃えるために設けられている。

30

第一加算器 904 はピークホールド部 903 のデータに対し、ディレイ 902 のデータを減算する。第一加算器 904 から出力されるデータは、第一コンパレータ 906 によって基準信号レベル値 907 と比較され、第一加算器 904 から出力されるデータが基準信号レベル値 907 以下の場合に論理の真を出力する。このようにして、第一コンパレータ 906 は入力されるデータから心拍の R 波に相当するパルスを出力する。

【0033】

第一コンパレータ 906 の出力論理信号は、カウンタ 908 に入力される。周期測定部ともいえるカウンタ 908 はシステムクロック 909 で第一コンパレータ 906 の出力論理信号の間隔を計数し、その値を出力する。

40

また、第一コンパレータ 906 の出力論理信号は、ラッチ 910 のリセット端子にも入力される。ラッチ 910 はカウンタ 908 の出力データを記憶する。

カウンタ 908 の出力データとラッチ 910 の出力データは第二加算器 911 に入力される。第二加算器 911 はカウンタ 908 の出力データからラッチ 910 の出力データを減算する。

第二加算器 911 の出力データは、第二コンパレータ 912 に供給される。第二コンパレータ 912 は第二加算器 911 の出力データを基準差分値 913 と比較され、第二加算器 911 から出力されるデータが基準差分値 913 以上の場合に論理の真を出力する。このようにして、第二コンパレータ 912 は第二加算器 911 が出力する差分値が基準差分

50

値 9 1 3 以上の値になった場合に、後続する時定数制御部 9 1 4 に論理の真を与える。

時定数制御部 9 1 4 は、第二コンパレータ 9 1 2 の出力論理値が真である場合に、ピークホールド部 9 0 3 の時定数を増加させる方向に制御する。

【 0 0 3 4 】

[第二実施形態：心拍パルス検出部 9 0 1 の動作]

図 1 0 は、心拍パルス検出部 9 0 1 が正常に R 波を検出した場合における、心拍パルス検出部 9 0 1 の各箇所におけるデータを模式的に示す波形図である。そして図 1 1 は、心拍パルス検出部 9 0 1 が R 波の検出に失敗した場合における、心拍パルス検出部 9 0 1 の各箇所におけるデータを模式的に示す波形図である。なお、図 1 0 及び図 1 1 では、説明を簡単にするため、心拍波形のうち R 波と T 波のみを示し、且つこれらを三角波と仮定し、波形の負方向の成分を捨象して説明する。

測定点 P 9 2 1 における波形図は、ディレイ 9 0 2 によって時間軸がピークホールド部 9 0 3 の出力データと揃えられた心拍データである。一方、測定点 P 9 2 2 における波形図は、ピークホールド部 9 0 3 の出力データである。すなわち、R 波のピークから時定数を伴って減衰する波形のデータである。

測定点 P 9 2 3 における波形図は、測定点 P 9 2 1 における心拍データの反転値である。

測定点 P 9 2 4 における波形図は、第一加算器 9 0 4 が出力するデータである。

測定点 P 9 2 5 における波形図は、第一コンパレータ 9 0 6 が出力する論理値である。

【 0 0 3 5 】

先ず、図 1 0 を参照して、心拍パルス検出部 9 0 1 の正常時における動作を説明する。

ピークホールド部 9 0 3 は、ピーク値を取得した時点から時定数を伴って減衰するデータを出力する。そして、減衰したデータが入力されるデータよりも小さくなると、ピークの検出が始まる。これが図 1 0 における時点 T 1 0 0 1 である。次に、入力されるデータがピークを過ぎて減衰を始めると、ピークホールド部 9 0 3 は時定数を伴って減衰するデータを出力する。これが図 1 0 における時点 T 1 0 0 2 である。そして、再度減衰したデータが入力されるデータよりも小さくなるまで、ピークホールド部 9 0 3 が形成するデータが出力される。これが時点 T 1 0 0 3 である。

すなわち、時点 T 1 0 0 1 から時点 T 1 0 0 2 の間は、ピークホールド部 9 0 3 が形成するデータから入力されるデータが現れている状態である。逆に、時点 T 1 0 0 2 から時点 T 1 0 0 3 の間は、ピークホールド部 9 0 3 が形成するデータによって入力されるデータが隠れている（マスキングされている）状態である。

【 0 0 3 6 】

マスキングから現れている箇所のデータに対し、入力データを減算すると、仮にその部分の値がそれぞれ同じ絶対値であれば、ゼロになる。これが、測定点 P 9 2 4 における時点 T 1 0 0 1 から時点 T 1 0 0 2 の間である。この、時点 T 1 0 0 1 から時点 T 1 0 0 2 を第一コンパレータ 9 0 6 で検出すれば、R 波のピークを検出できる。

このようにして検出された R 波のピークによって検出される R R 間隔である、間隔 R 1 0 0 4 と間隔 R 1 0 0 5 は近い値になる。間隔 R 1 0 0 4 と間隔 R 1 0 0 5 の差は、人間の心拍のゆらぎに基づく、小さい値である。

実際には、入力データに含まれるオフセットや第一コンパレータ 9 0 6 に印加される基準信号レベル値 9 0 7 の誤差等の要因で、第一コンパレータ 9 0 6 による時点 T 1 0 0 1 と時点 T 1 0 0 2 の捕捉には誤差が生じるが、実用上は問題ない。

【 0 0 3 7 】

以上を踏まえて、図 1 1 を参照して、心拍パルス検出部 9 0 1 の異常時における動作を説明する。

図 1 1 中、時点 T 1 1 0 1 は図 1 0 の時点 T 1 0 0 1 と同じである。同様に、時点 T 1 1 0 2 は図 1 0 の時点 T 1 0 0 2 と同じであり、時点 T 1 1 0 5 は図 1 0 の時点 T 1 0 0 3 と同じである。

T 波のピーク値が R 波に近い位大きいと、及び / 又はピークホールド部 9 0 3 の時定数

10

20

30

40

50

が小さい場合は、T波もマスキングから現れてしまう。これが図11における時点T1103からT1104の間である。すると、本来検出されるべきでないT波もR波と間違っ

て第一コンパレータ906から出力されてしまう。
このようにして検出されたR波のピークによって検出されるRR間隔である、間隔R1106と間隔R1107は大幅に異なる値になる。

【0038】

このように、R波の検出が正常であるか否かは、現在のRR間隔と直前のRR間隔とを比較することで判定できる。これが、カウンタ908、ラッチ910、第二加算器911と第二コンパレータ912の役割である。

ピークホールド部903の時定数が常時最適な値であれば理想的ではあるが、そのような値を割り出すことは困難である。そこで、本実施形態の心拍パルス検出部901は、ピークホールド部903の時定数を適応的に制御する。すなわち、R波の検出が異常状態であると判断した場合には、ピークホールド部903の時定数を増加させる。これが、時定数制御部914の役割である。

【0039】

[第三実施形態：生体信号検出装置の全体構成]

第一実施形態では、血圧測定システム101を開示した。第一実施形態の血圧測定システム101は、心音信号と心拍信号を与えることで、心音信号からノイズを除去し、血圧を算出できる。血圧測定システム101では、心音信号を音響マイクで、心拍信号をLED209とフォトダイオード210よりなる光電センサで検出していた。これらセンサは人体と接触する必要がある。もし、これらのセンサを人体に非接触で実現できれば、乗用車等に組み込む車載用血圧測定システム1201を実現できる。

【0040】

図12は車載用血圧測定システム1201の全体構成を示す概略図である。

車載用血圧測定システム1201は、生体信号検出装置1202と、心音検出装置1203と、血圧測定装置1204よりなる。このうち血圧測定装置1204は、第一実施形態で説明した血圧測定システム101の、信号処理部302及び血圧算出部303と等価である。

心音検出装置1203は、ヘリカルアンテナ1205から凡そ60MHz程度の微弱な電波を運転者1206に照射して、その反射波から心音信号を検出する。

【0041】

生体信号検出装置1202には、3つのアンテナが接続されている。

第一アンテナ1207は凡そ5～10cm四方の金属板であり、ドライバースシート1208の背もたれ1208aに埋め込まれている。

第二アンテナ1209も第一アンテナ1207と同様、凡そ5～20cm四方の金属板であり、ドライバースシート1208のシート1208bに埋め込まれている。

第三アンテナ1210は自動車のステアリング1211に金属線として埋め込まれる。また、第三アンテナ1210はステアリング1211に埋め込む代わりに、ステアリング1211近傍のダッシュボードに埋め込んでもよい。その際、第三アンテナ1210の形状は第一アンテナ1207及び第二アンテナ1209と同様の、凡そ5～10cm四方の金属板で形成される。

【0042】

生体信号検出装置1202の交流抵抗検出部1212は、第一アンテナ1207から数MHz～数十MHz程度の、HF帯の微弱な無変調電波を発する。そして、第二アンテナ1209と第三アンテナ1210からそれぞれ電波を受信する。交流抵抗検出部1212は、生体信号を含む信号を出力するので、バンドパスフィルタ(以下「BPF」と略)1213でDCオフセット成分と高周波ノイズ成分を除去し、心電信号に略等しい生体信号を出力する。

こうして、生体信号検出装置1202から得られる生体信号と、心音検出装置1203から得られる心音信号は、それぞれ血圧測定装置1204に入力され、被測定者103の

10

20

30

40

50

血圧が測定される。

【0043】

図13は、生体信号検出装置1202の機能ブロック図である。

発振源1301は数MHz～数十MHz程度の、HF帯の無変調高周波信号を生成する。この無変調高周波信号は第一アンテナ1207から無変調電波として送信される。

第二アンテナ1209には、コイルL1302とコンデンサC1303よりなる同調回路が接続されている。第三アンテナ1210にも、コイルL1304とコンデンサC1305よりなる同調回路が接続されている。

第二アンテナ1209が接続されている同調回路の出力信号は、第一ミキサ1306に印加される。第一ミキサ1306には発振源1301の無変調高周波信号も入力される。

第三アンテナ1210が接続されている同調回路の出力信号は、第二ミキサ1307に印加される。第二ミキサ1307には、発振源1301の無変調高周波信号が、第一 $\pi/2$ 移相回路1308を通じて入力される。すなわち、第二ミキサ1307には発振源1301の無変調高周波信号が $\pi/2$ だけ位相が遅れた信号が入力される。なお、第一ミキサ1306と第二ミキサ1307は、例えばデュアルゲートFET等が利用可能である。

【0044】

第一ミキサ1306には、第二アンテナ1209が接続されている同調回路の出力信号と、発振源1301の無変調高周波信号とが供給され、これらの周波数成分の和信号と差信号が第一ミキサ1306の出力信号として、第一LPF1309に供給される。第一LPF1309は、入力された周波数成分の和信号と差信号のうち、差信号のみを出力する。そして、第一LPF1309の出力信号は、第二 $\pi/2$ 移相回路1310によって $\pi/2$ だけ位相が遅延される。

第二ミキサ1307には、第三アンテナ1210が接続されている同調回路の出力信号と、発振源1301の無変調高周波信号が $\pi/2$ 移相された信号とが供給され、これらの周波数成分の和信号と差信号が第二ミキサ1307の出力信号として、第二LPF1311に供給される。第二LPF1311は、入力された周波数成分の和信号と差信号のうち、差信号のみを出力する。

第二 $\pi/2$ 移相回路1310の出力信号と、第二LPF1311の出力信号は、それぞれ差動増幅器1312に入力される。差動増幅器1312は、第二 $\pi/2$ 移相回路1310の出力信号と、第二LPF1311の出力信号の同相成分を打ち消し、逆相成分のみを出力する。そして、差動増幅器1312の出力信号はBPF1213に入力される。

二つの同調回路を除けば、第一ミキサ1306、第二ミキサ1307、第一 $\pi/2$ 移相回路1308、第一LPF1309、第二 $\pi/2$ 移相回路1310、第二LPF1311は、周知の同期検波回路と変わらない。

【0045】

心拍、すなわち血流の圧力変化は、人体のインピーダンス変化という現象をもたらす。心拍信号に略等しい心電信号は、人体の複数箇所電極を接続して、微弱な交流信号を流して、人体のインピーダンス変化を検出する。本実施形態の生体信号検出装置1202は、電波を用いて、この人体のインピーダンス変化を非接触で検出する。

しかし、電波の伝搬は送信側と受信側との間に介在する物体の存在により、受信側の検出信号のゲインが大幅に変動する。図12の場合、被測定者である運転者1206が少しでも動いただけで、受信側の信号レベルが大幅に変動する。

そこで、本実施形態の生体信号検出装置1202は、同期検波回路を応用した。受信側にアンテナと同調回路を二つ設けることで、人体の動きに基づく信号レベルの変動は、差動増幅器1312で同相成分として打ち消され、人体のインピーダンス変化に基づく信号レベルの変動は、差動増幅器1312で逆相成分として検出される。すなわち、人体のインピーダンス変化は、無変調高周波信号に対し、振幅変調を生じさせることと等価となる。

【0046】

図14は、心音検出装置1203の機能ブロック図である。この心音検出装置1203

は、本願の発明者が「脈拍センサ」として出願済（特願 2 0 1 3 - 2 1 7 0 9 3 号）の技術内容である。

心音検出装置 1 2 0 3 は、以下に記す、二つの要素に分けられる。

第一は、対象物に進行波である電波を送信し、対象物から反射される反射波を受信して抽出する要素である。この第一の要素には、パルス波生成部 1 4 0 2、B P F 1 4 0 3、第一 R F 増幅器 1 4 0 4、方向性結合器 1 4 0 5 及びヘリカルアンテナ 1 2 0 5（第四アンテナ）が含まれる。

第二は、進行波と反射波から周波数差信号を生成し、更に脈拍の信号を抽出する要素である。この第二の要素としては、第二 R F 増幅器 1 4 0 8、第三 R F 増幅器 1 4 0 9、第三ミキサ 1 4 1 0、第四ミキサ 1 4 1 2、第三 L P F 1 4 1 4、第四 L P F 1 4 1 5、差動増幅器 1 4 1 6 及び第五 L P F 1 4 1 7 が含まれる。

【 0 0 4 7 】

信号生成部ともいえるパルス波生成部 1 4 0 2 は、比較的低い周波数のパルスを生成する。このパルス波生成部 1 4 0 2 で生成されるパルスの周波数は、例えば 1 M H z である。

B P F 1 4 0 3 は、パルス波生成部 1 4 0 2 が生成したパルスから高調波成分を取り出す。B P F 1 4 0 3 の中心周波数と帯域幅は、例えば $6 0 \text{ M H z} \pm 3 \text{ M H z}$ である。B P F 1 4 0 3 は例えば L C 共振回路を多段接続した回路構成が利用可能である。

第一 R F 増幅器 1 4 0 4 は、B P F 1 4 0 3 を通過した高調波成分の信号を増幅する。

【 0 0 4 8 】

第一 R F 増幅器 1 4 0 4 によって増幅された高調波成分の信号は、方向性結合器 1 4 0 5 の入力端子（図 1 4 中「I N」）に入力される。そして、この高調波成分の信号は方向性結合器 1 4 0 5 の出力端子（図 1 4 中「O U T」）に接続されたヘリカルアンテナ 1 2 0 5 に供給される。

方向性結合器 1 4 0 5 は、コイル、コンデンサ及び抵抗で形成され、V S W R 計（電圧定在波比：Voltage Standing Wave Ratio）等に用いられる周知の回路素子である。方向性結合器 1 4 0 5 は、第一の伝送路に含まれる進行波と反射波に基づいて、進行波に比例した出力信号と、反射波に比例した出力信号とをそれぞれ出力することができる。

【 0 0 4 9 】

ヘリカルアンテナ 1 2 0 5 は、高調波成分の信号に基づく、複数の周波数の電波を発する。そして、人体等の対象物によって反射された電波は、ヘリカルアンテナ 1 2 0 5 によって受信され、方向性結合器 1 4 0 5 の内部で定在波を生じる。

方向性結合器 1 4 0 5 の分離端子（図 1 4 中「I s o l a t e d」）には、ヘリカルアンテナ 1 2 0 5 を通じて出力端子から入力される電波の信号（反射波）に比例した信号が出力される。

方向性結合器 1 4 0 5 の結合端子（図 1 4 中「C o u p l e d」）には、入力端子に入力される高調波成分の信号（進行波）に比例した信号が出力される。

結合端子は、抵抗 R 1 4 0 7 を介して接地ノードに接続されている。抵抗 R 1 4 0 7 としては方向性結合器 1 4 0 5 及びヘリカルアンテナ 1 2 0 5 のインピーダンスに等しい抵抗値が設定される。多くの場合、5 0 Ω か 7 5 Ω である。

【 0 0 5 0 】

第二 R F 増幅器 1 4 0 8 は、B P F 1 4 0 3 を通過した高調波成分の信号（進行波）を増幅する。

第三 R F 増幅器 1 4 0 9 は、方向性結合器 1 4 0 5 の分離端子から出力される、ヘリカルアンテナ 1 2 0 5 を通じて出力端子から入力される電波の信号（反射波）を増幅する。

第二 R F 増幅器 1 4 0 8 の出力信号は、第三ミキサ 1 4 1 0 に供給されると共に、反転増幅器 1 4 1 1 を介して第四ミキサ 1 4 1 2 に供給される。

第三 R F 増幅器 1 4 0 9 の出力信号は、第四ミキサ 1 4 1 2 に供給されると共に、バッファ 1 4 1 3 を介して第三ミキサ 1 4 1 0 に供給される。なお、第二 R F 増幅器 1 4 0 8 の出力信号と第三 R F 増幅器 1 4 0 9 の出力信号は、位相が異なっても所望の信号を

10

20

30

40

50

第三ミキサ 1 4 1 0 及び第四ミキサ 1 4 1 2 から得られる。したがって、反転増幅器 1 4 1 1 の代わりにバッファ（非反転増幅器）を用いてもよい。

こうして、第三ミキサ 1 4 1 0 と第四ミキサ 1 4 1 2 は、それぞれ進行波と反射波の乗算信号を出力する。ここで、第三ミキサ 1 4 1 0 と第四ミキサ 1 4 1 2 としては、例えばデュアルゲート F E T 等が利用可能である。

【 0 0 5 1 】

第三ミキサ 1 4 1 0 の出力信号は、第三 L P F 1 4 1 4 に供給される。第三 L P F 1 4 1 4 は、第三ミキサ 1 4 1 0 から出力される進行波と反射波の乗算信号のうち、進行波と反射波の、それぞれの周波数の差の信号を出力する。

同様に、第四ミキサ 1 4 1 2 の出力信号は、第四 L P F 1 4 1 5 に供給される。第四 L P F 1 4 1 5 は、第四ミキサ 1 4 1 2 から出力される進行波と反射波の乗算信号のうち、進行波と反射波の周波数の差の信号を出力する。

第三 L P F 1 4 1 4 の出力信号と、第四 L P F 1 4 1 5 の出力信号は、それぞれ差動増幅器 1 4 1 6 に入力される。オペアンプよりなる差動増幅器 1 4 1 6 は、第三 L P F 1 4 1 4 の出力信号と、第四 L P F 1 4 1 5 の出力信号からノイズ成分を除去した信号を出力する。

差動増幅器 1 4 1 6 の出力信号は、第五 L P F 1 4 1 7 に供給される。第五 L P F 1 4 1 7 は、差動増幅器 1 4 1 6 の出力信号から比較的高い周波数の交流成分を除去して、人体の心音を示す低周波信号を通過させる。

【 0 0 5 2 】

以上説明したように、第一実施形態で説明した技術内容に基づく血圧測定装置 1 2 0 4 に、本実施形態で説明した生体信号検出装置 1 2 0 2 が出力する心拍信号と、心音検出装置 1 2 0 3 が出力する心音信号を与えることで、人体に非接触でかつ連続的に血圧を測定できる血圧測定システム 1 0 1 を実現することができる。

【 0 0 5 3 】

以上説明した実施形態には、以下に記す応用例が可能である。

(1) 図 1 3 に示した生体信号検出装置 1 2 0 2 の、第一 L P F 1 3 0 9 の後段に接続されている第二 $\pi / 2$ 移相回路 1 3 1 0 は、第二 L P F 1 3 1 1 の後段に接続してもよい。この時、第一 L P F 1 3 0 9 の出力信号は、同期検波回路における「U S B + L S B」（Upper Side Band, Lower Side Band）であり、第二 L P F 1 3 1 1 の後段に接続される第二 $\pi / 2$ 移相回路 1 3 1 0 の出力信号は、同期検波回路における「U S B - L S B」である。そして差動増幅器 1 3 1 2 は、U S B の信号を出力することとなる。

【 0 0 5 4 】

(2) 第一実施形態における血圧測定システム 1 0 1 と、第三実施形態における車載用血圧測定システム 1 2 0 1 は、

被測定者 1 0 3 の心拍信号を出力する生体信号検出装置 1 2 0 2 と、

前記被測定者 1 0 3 の心音信号を出力する心音検出装置 1 2 0 3 と、

前記生体信号検出装置 1 2 0 2 から出力される心拍信号と、前記心音検出装置 1 2 0 3 から出力される心音信号を用いて、被測定者 1 0 3 の血圧を測定する血圧測定装置 1 2 0 4 と

という構成において等しい。

第一実施形態における生体信号検出装置 1 2 0 2 は、被測定者 1 0 3 の外耳 1 0 3 a に装着する心拍センサ 1 0 4 である。

第一実施形態における心音検出装置 1 2 0 3 は、被測定者 1 0 3 の胸に貼付する心音マイク 1 0 5 である。

【 0 0 5 5 】

(3) 特許文献 1 に開示される血圧測定方法は、心音の振幅と血圧に相関性があることを利用して、心音の振幅と血圧との対応関係をデータにしたテーブルを参照して、心音の振幅を血圧のデータに変換する技術を基礎としている。この技術内容を応用し、心音の振幅の代わりに、心音を構成する信号の周波数と血圧の対応関係をデータにしたテーブルを

10

20

30

40

50

用意して、心音の周波数成分から血圧のデータに変換することが可能である。この場合、ノイズ除去処理部 4 1 1 の内部から、心音を構成する周波数に関する情報を取り出すことで、心音の周波数成分から血液データへの変換が実現できるので、図 5 A の D C T 逆変換処理部 5 0 3 又は図 5 B の F F T 逆変換処理部 5 1 5 又は図 5 C の W H T 逆変換処理部 5 2 3、そして図 4 の配置復帰処理部 4 1 3 が不要になる。

【 0 0 5 6 】

(4) 第二実施形態における心拍パルス検出部 9 0 1 は、単独で心拍検出装置として実施可能である。心拍信号を扱う様々な装置やアプリケーションに、容易に心拍パルス検出部 9 0 1 を組み込むことが可能である。

【 0 0 5 7 】

本実施形態では、血圧測定システムについて説明した。

第一実施形態の血圧測定システム 1 0 1 では、特に心音信号と心拍信号を用いて心音信号に混入するノイズを除去することが可能な信号処理部 3 0 2 について説明した。この信号処理装置 3 0 6 は、周期的変動を伴う心拍信号の R 波を検出して、R R 間隔の平均値を求める。そして、心拍信号と同期して周期的変動を伴う心音信号の波形を、強制的に R R 間隔の平均値の間隔に再配置する。再配置後、直交変換、直交逆変換を用いたノイズ除去を行い、得られた波形の配置を元に戻す。このように再配置処理をノイズ除去の前後に行うことで、心拍の周期と無関係なノイズ成分を効果的に除去することができる。

【 0 0 5 8 】

第二実施形態の心拍パルス検出部 9 0 1 では、心拍信号の R 波の検出に機能するピークホールド部 9 0 3 の時定数を適応的に制御することで、R 波の誤検出の可能性を極力減らすことができる。この技術は、本明細書で開示する血圧測定システムのみならず、心拍を検出する機器全般で信頼性の向上に寄与する。

【 0 0 5 9 】

第三実施形態の車載用血圧測定システム 1 2 0 1 では、電波を用いて被測定者に対し非接触にて心拍信号を検出する、生体信号検出装置 1 2 0 2 について説明した。発振源 1 3 0 1 から第一アンテナ 1 2 0 7 を通じて送信する電波を、第二アンテナ 1 2 0 9 と第三アンテナ 1 2 1 0 とでそれぞれ受信し、同期検波を行う。被測定者、すなわち人体のインピーダンス変化は、無変調電波に対し振幅変調と同等の効果を生じさせ、人体の存在によって生じる受信電波のゲイン変動は、差動増幅器 1 3 1 2 によって打ち消される。このように同期検波を用いることにより、被測定者に対し非接触にて心拍信号を検出できる。

【 0 0 6 0 】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載した本発明の要旨を逸脱しない限りにおいて、他の変形例、応用例を含む。

例えば、上記した実施形態は本発明をわかりやすく説明するために装置及びシステムの構成を詳細にかつ具体的に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施形態の構成の一部を他の実施形態の構成に置き換えることは可能であり、更にはある実施形態の構成に他の実施形態の構成を加えることも可能である。また、各実施形態の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることも可能である。

また、上記の各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を、例えば集積回路で設計するなどによりハードウェアで実現してもよい。また、上記の各構成、機能等は、プロセッサがそれぞれの機能を実現するプログラムを解釈し、実行するためのソフトウェアで実現してもよい。各機能を実現するプログラム、テーブル、ファイル等の情報は、メモリや、ハードディスク、SSD (Solid State Drive) 等の揮発性あるいは不揮発性のストレージ、または、ICカード、光ディスク等の記録媒体に保持することができる。

また、制御線や情報線は説明上必要と考えられるものを示しており、製品上必ずしもすべての制御線や情報線を示しているとは限らない。実際には殆ど全ての構成が相互に接続されていると考えてもよい。

10

20

30

40

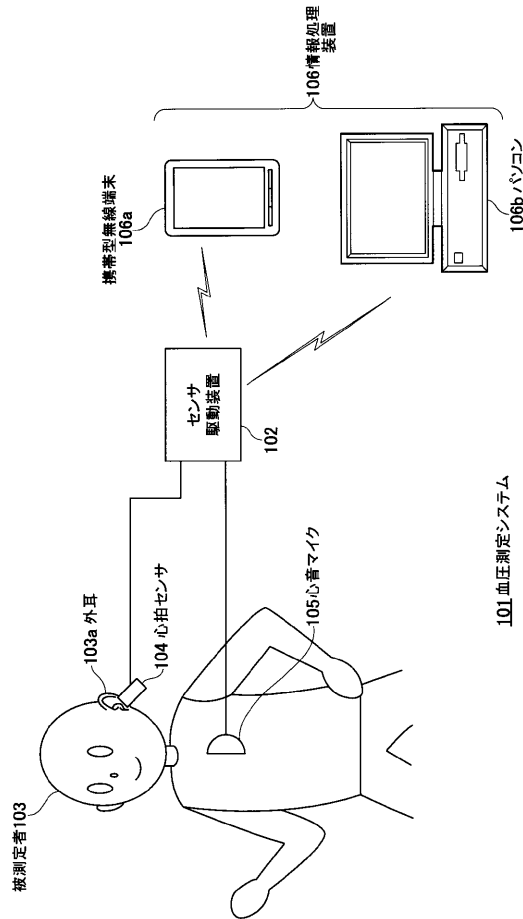
50

【符号の説明】

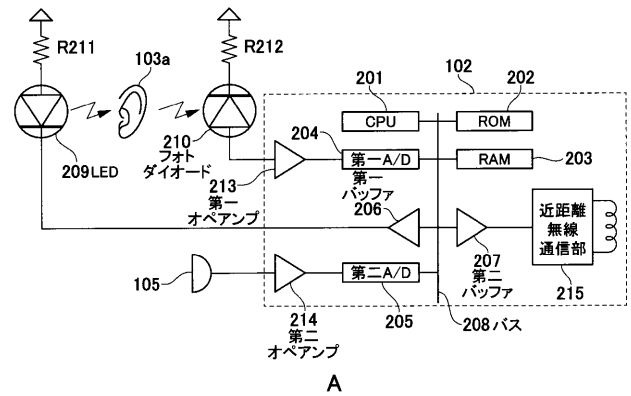
【0061】

101 ... 血圧測定システム、102 ... センサ駆動装置、103 ... 被測定者、104 ... 心拍センサ、105 ... 心音マイク、106 ... 情報処理装置、201 ... CPU、202 ... ROM、203 ... RAM、204 ... 第一A/D変換器、205 ... 第二A/D変換器、206 ... 第一バッファ、207 ... 第二バッファ、208 ... バス、209 ... LED、210 ... フォトダイオード、213 ... 第一オペアンプ、214 ... 第二オペアンプ、215 ... 近距離無線通信部、221 ... CPU、222 ... ROM、223 ... RAM、224 ... 不揮発性ストレージ、225 ... 表示部、226 ... 操作部、227 ... 近距離無線通信部、228 ... バス、229 ... タッチパネルディスプレイ、301 ... 発光制御部、302 ... 信号処理部、303 ... 血圧
 10
 算出部、304 ... 入出力制御部、306 ... 信号処理装置、401 ... 心拍バッファ、402 ... ディレイ、403 ... 心音バッファ、407 ... 心拍検出部、408 ... 再配置処理部、409 ... 再配置バッファ、410 ... 補間処理部、411 ... ノイズ除去処理部、412 ... 処理済バッファ、413 ... 配置復帰処理部、501 ... DCT変換処理部、502 ... 係数フィルタ、503 ... DCT逆変換処理部、511 ... FFT変換処理部、512 ... ベクトル演算処理部、513 ... ローパスフィルタ、514 ... 逆ベクトル演算処理部、515 ... FFT逆変換処理部、521 ... WHT変換処理部、522 ... 係数フィルタ、523 ... WHT逆変換処理部、901 ... 心拍パルス検出部、902 ... ディレイ、903 ... ピークホールド部、904 ... 第一加算器、906 ... 第一コンパレータ、907 ... 基準信号レベル値、908 ... カウンタ、909 ... システムクロック、910 ... ラッチ、911 ... 第二加算器、912 ... 第二コ
 20
 ンパレータ、913 ... 基準差分値、914 ... 時定数制御部、1201 ... 車載用血圧測定システム、1202 ... 生体信号検出装置、1203 ... 心音検出装置、1204 ... 血圧測定装置、1205 ... ヘリカルアンテナ、1206 ... 運転者、1207 ... 第一アンテナ、1208 ... ドライバースイッチ、1209 ... 第二アンテナ、1210 ... 第三アンテナ、1211 ... ステアリング、1212 ... 交流抵抗検出部、1213 ... BPF、1301 ... 発振源、1306 ... 第一ミキサ、1307 ... 第二ミキサ、1308 ... 第一 $\pi/2$ 移相回路、1309 ... 第一LPF、1310 ... 第二 $\pi/2$ 移相回路、1311 ... 第二LPF、1312 ... 差動増幅器、1402 ... パルス波生成部、1403 ... BPF、1404 ... 第一RF増幅器、1405 ... 方向性結合器、1408 ... 第二RF増幅器、1409 ... 第三RF増幅器、1410 ... 第三ミキサ、1411 ... 反転増幅器、1412 ... 第四ミキサ、1413 ... バッファ、1
 30
 414 ... 第三LPF、1415 ... 第四LPF、1416 ... 差動増幅器、1417 ... 第五LPF

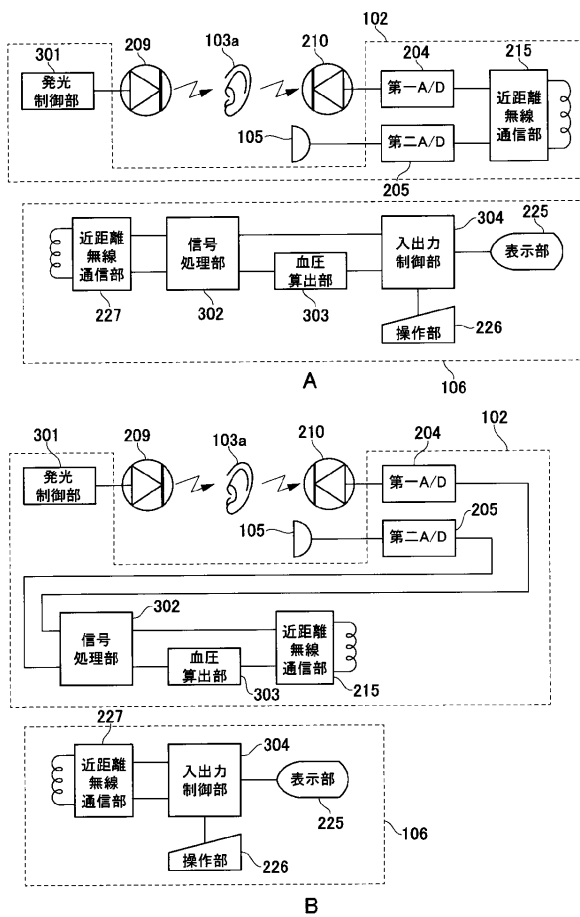
【 図 1 】



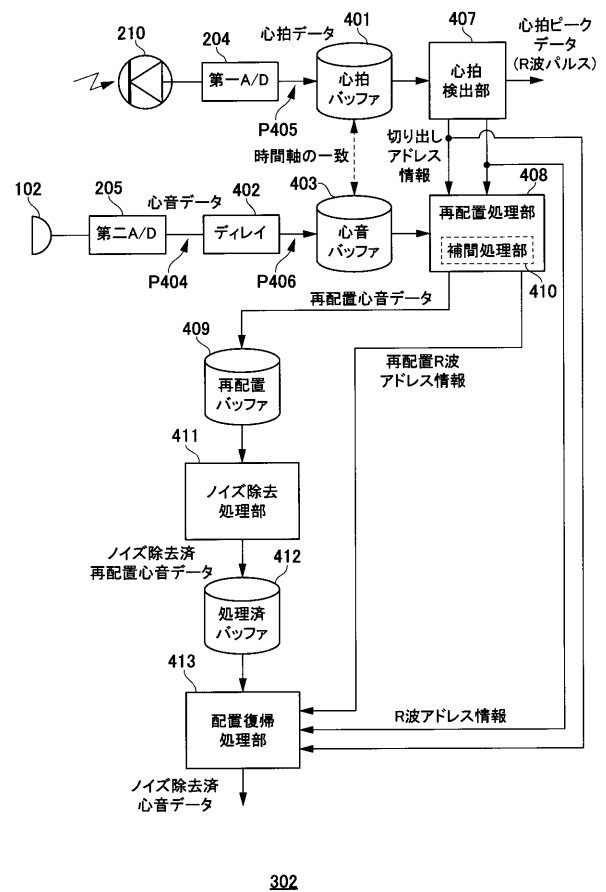
【 図 2 】



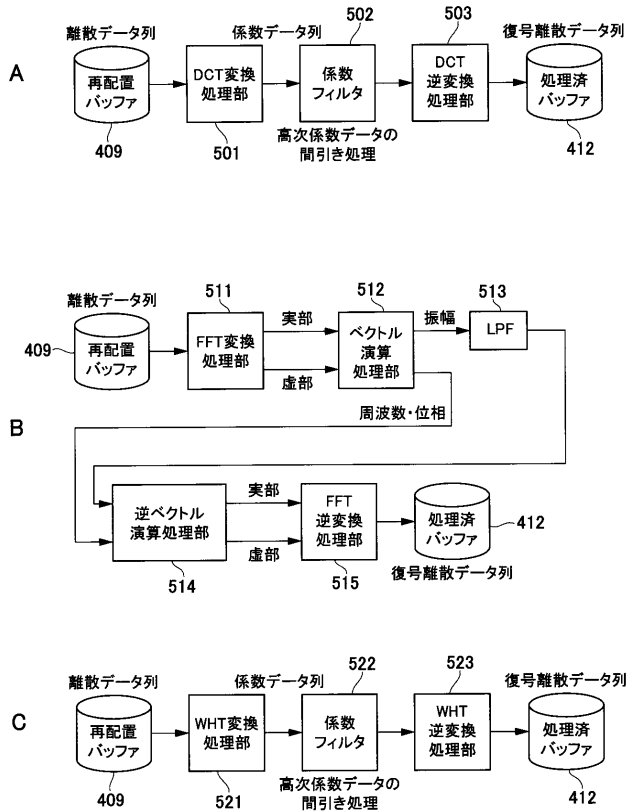
【 図 3 】



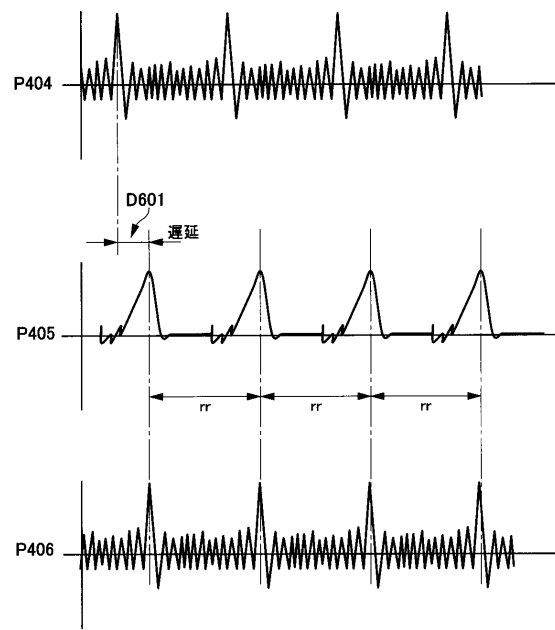
【 図 4 】



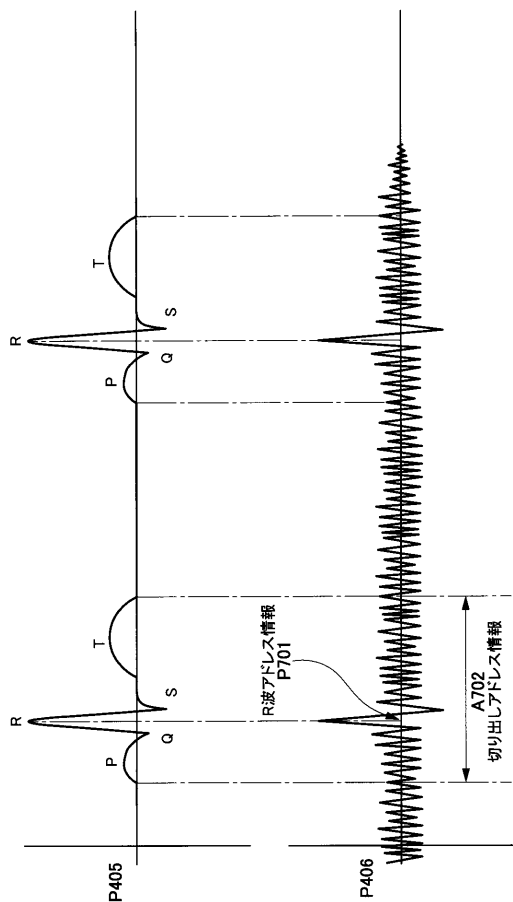
【図 5】



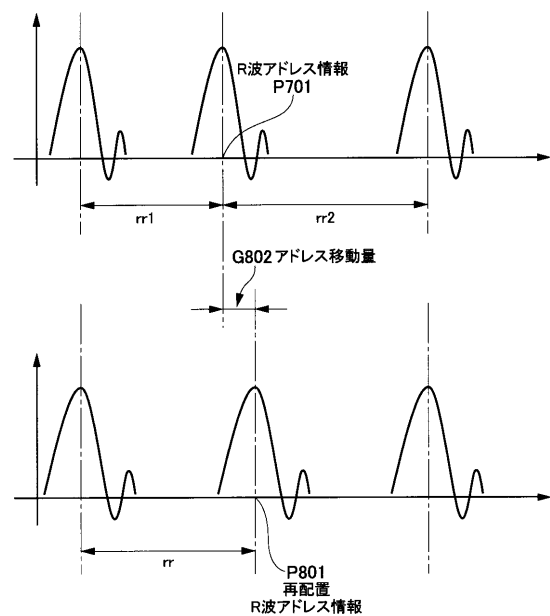
【図 6】



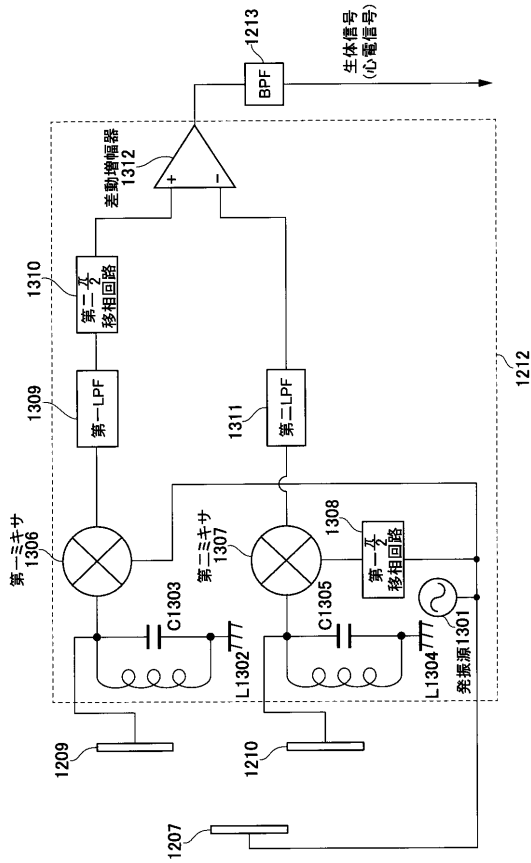
【図 7】



【図 8】

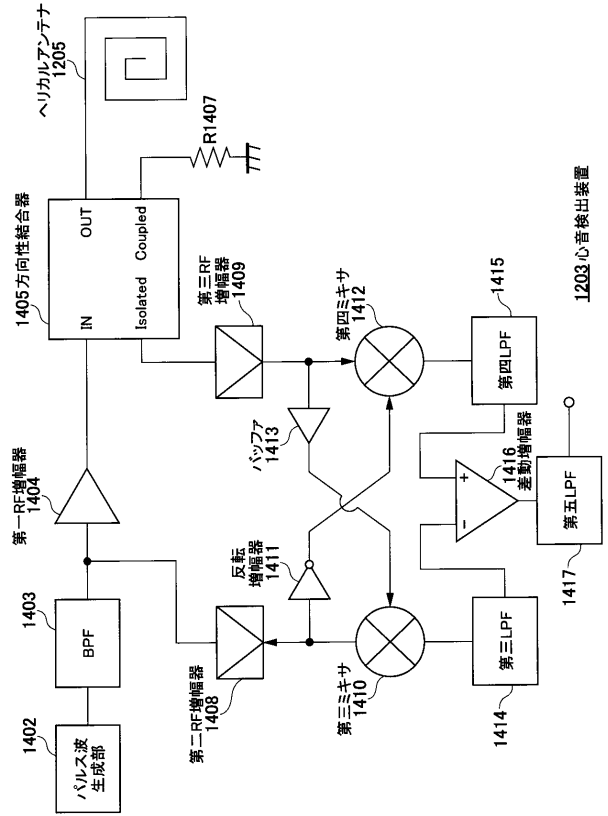


【図 13】



1202 生体信号検出装置

【図 14】



1203 心音検出装置

フロントページの続き

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B	5/02	(2006.01)
	A 6 1 B	5/05 B
	G 0 6 F	17/14 5 5 0
	A 6 1 B	5/02 3 5 0

F ターム (参考)	4C117	XA01	XB01	XC11	XD09	XD22	XE13	XE29	XF03	XH12	XJ05
		XJ16	XJ21	XJ24	XR03	XR12					
	4C127	AA10	CC02	FF01	FF09	GG02	GG05	GG18	KK05	KK07	
	5B056	BB13	BB17	BB52	GG03						

专利名称(译)	生物信号处理装置和血压测量系统		
公开(公告)号	JP2016174871A	公开(公告)日	2016-10-06
申请号	JP2015059285	申请日	2015-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人九州工业大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人九州工业大学		
[标]发明人	佐藤 寧		
发明人	佐藤 寧		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/022 A61B5/0245 A61B5/05 G06F17/14 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/02444 A61B5/0456 A61B5/6816 A61B5/6893 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7278 A61B5/02116 A61B5/02125 A61B5/0245		
FI分类号	A61B5/00.L A61B5/02.333.D A61B5/02.332.Z A61B5/02.320.P A61B5/02.320.C A61B5/05.B G06F17/14.550 A61B5/02.350 A61B5/02.630.Z A61B5/02.631.D A61B5/02.710.C A61B5/02.710.P A61B5/022.Z A61B5/022.100.D A61B5/0245.C A61B5/0245.P		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA08 4C017/AB04 4C017/AB08 4C017/AC27 4C017/AC30 4C017/AC40 4C017/BC11 4C017/BC14 4C017/BC17 4C017/BD01 4C017/CC01 4C017/FF08 4C027/AA10 4C027/CC02 4C027/FF01 4C027/FF09 4C027/GG02 4C027/GG05 4C027/GG18 4C027/KK05 4C027/KK07 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC11 4C117/XD09 4C117/XD22 4C117/XE13 4C117/XE29 4C117/XF03 4C117/XH12 4C117/XJ05 4C117/XJ16 4C117/XJ21 4C117/XJ24 4C117/XR03 4C117/XR12 4C127/AA10 4C127/CC02 4C127/FF01 4C127/FF09 4C127/GG02 4C127/GG05 4C127/GG18 4C127/KK05 4C127/KK07 5B056/BB13 5B056/BB17 5B056/BB52 5B056/GG03		
其他公开文献	JP6388447B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在本发明中，通过检测伴随周期性波动的心跳信号的R波来获得RR间隔的平均值。接下来，伴随与心跳信号同步的周期性波动的心音信号的波形被强制地重新定位到作为RR间隔的平均值的间隔。在重新定位之后，使用离散Walsh-Hadamard变换和离散Walsh-Hadamard逆变换来执行噪声去除，并且将所得到的波形恢复到其原始位置。

