

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 9 月 9 日(09.09.2016)



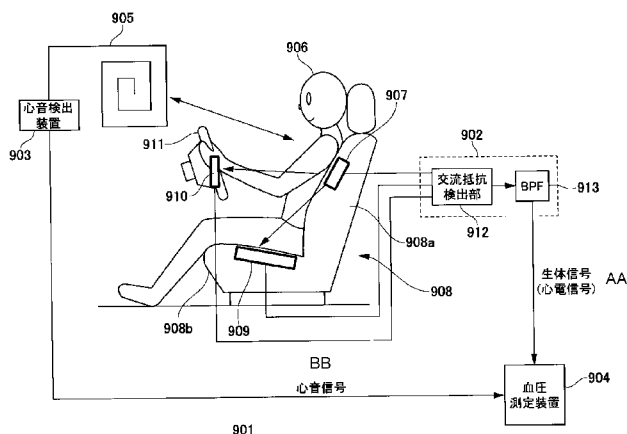
(10) 国際公開番号
WO 2016/140367 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01) A61B 5/0245 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/05 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/056957
- (22) 国際出願日: 2016 年 3 月 7 日(07.03.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-043523 2015 年 3 月 5 日(05.03.2015) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人九州工業大学(KYUSHU INSTITUTE OF TECHNOLOGY) [JP/JP]; 〒8048550 福岡県北九州市戸畑区仙水町 1 番 1 号 Fukuoka (JP).
- (72) 発明者: 佐藤 寧(SATO Yasushi); 〒8048550 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 Fukuoka (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人信友国際特許事務所(SHINYU INTERNATIONAL PATENT FIRM); 〒1510073 東京都渋谷区笹塚 2-1-6 笹塚センタービル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: BIOLOGICAL SIGNAL DETECTING DEVICE, BIOLOGICAL SIGNAL PROCESSING DEVICE, AND BLOOD PRESSURE MEASURING SYSTEM

(54) 発明の名称: 生体信号検出装置、生体信号処理装置及び血圧測定システム

[図9]



903 Heart sound detecting device
904 Blood pressure measuring device
912 Alternating current resistance detecting unit
AA Biological signal (electrocardiographic signal)
BB Heart sound signal

(57) Abstract: Radio waves transmitted from an oscillation source by way of a first antenna are received respectively by a second antenna and a third antenna, and synchronous detection is performed. Variations in the impedance of a person being measured, in other words variations in the impedance of the human body, give rise to an effect on an unmodulated radio wave similar to amplitude modulation, and fluctuations in the gain of the received radio wave caused by the presence of the human body are canceled out by means of a differential amplifier.

(57) 要約: 発振源から第一アンテナを通じて送信する電波を、第二アンテナと第三アンテナ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、差動増幅器によって打ち消される。

明 細 書

発明の名称：

生体信号検出装置、生体信号処理装置及び血圧測定システム

技術分野

[0001] 本発明は、周期性を有する生体信号を検出する生体信号検出装置と、生体信号から雑音を除去する生体信号処理装置と、これら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。

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 2 0 1 2 - 1 6 4 5 0 号公報

特許文献2：国際公開WO 2 0 1 4 / 0 8 4 1 6 2

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 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。

[0005] 本発明は係る状況に鑑みてなされたものであり、電波を用いて生体信号を検出する生体信号検出装置と、生体信号から雑音を除去する生体信号処理装置と、これら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、本発明の信号雑音除去装置は、高周波信号を発生する発振源と、高周波信号に基づく電波を送信する第一アンテナと、第一アンテナから発される電波を受信する第二アンテナと、第一アンテナから発される電波を受信する第三アンテナと、高周波信号を用いて、第二アンテナから受信される電波と第三アンテナから受信される電波から変調信号を復調する同期検波回路とを具備する。

発明の効果

[0007] 本発明によれば、電波を用いて生体信号を検出する生体信号検出装置と、生体信号から雑音を除去する生体信号処理装置と、これら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。

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。

[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]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10]生体信号検出装置の機能ブロック図である。

[図11]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。

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、心拍の周期は微妙に一定でない。心拍の周期には生体特有のゆらぎを含む。

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基の心拍周期に戻す。こうして、心音からノイズ除去を実現できる。

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] [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 101 の全体構成を示す概略図である。

センサ駆動装置 102 には、被測定者 103 の外耳 103a に装着される心拍センサ 104 と、被測定者 103 の胸に装着される心音マイク 105 が接続される。センサ駆動装置 102 は、心拍センサ 104 から心拍信号を、心音マイク 105 から心音信号を検出し、BlueTooth（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106aや、パソコン106b等の情報処理装置106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106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。

[0013] [第一実施形態：センサ駆動装置102と情報処理装置106のハードウェア構成]

図2Aは、センサ駆動装置102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102は、CPU201、ROM202、RAM203、第一A/D変換器204、第二A/D変換器205、シリアルポートを構成する第一バッファ206及び第二バッファ207がバス208に接続されている。

心拍センサ104は、例えば緑色のLED209と、フォトダイオード210の組で構成される。LED209のアノードには抵抗R211を通じて電源電圧が印加されている。フォトダイオード210のカソードには抵抗R212を通じて電源電圧が印加されている。

LED209のカソードは第一バッファ206に接続されている。周知のCMOSイン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。

[0014] 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。

[0015] [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。

[0016] 図 3 B の例でも、LED 209 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 LED 209 が発する光は、被測定者 103 の外耳 103 a 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 に入力され、心拍値と血圧値として表示部 225 に表示される。

[0017] すなわち、信号処理部 302 と血圧算出部 303 の機能は、情報処理装置 106 側と、センサ駆動装置 102 側のどちらに実装してもよい。

信号処理部 302 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。

[0018] [第一実施形態：信号処理部 302 のソフトウェア機能]

図 4 は、信号処理部 302 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 411 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 104 を構成するフォトダイオード 210 が出力する心拍信号は、第一 A/D 変換器 204 によって心拍データに変換され、心拍バッファ 401 に格納される。一方、心音マイク 105 が出力する心音信号は、第二

A/D変換器205によって心音データに変換され、ディレイ402を通じて心音バッファ403に格納される。第一A/D変換器204と第二A/D変換器205のサンプリング周波数、そして心拍バッファ401と心音バッファ403の格納サンプル数は等しく構成されている。

[0019] ここで、一旦、図6を参照して、心拍バッファ401と心音バッファ403とディレイ402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402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P404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P405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P406における、ディレイ402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103aから検出される心拍には、心臓と外耳103aとの距離に基づく時間軸上の遅延D601が存在する。ディレイ402はこの遅延D601を打ち消し、心拍バッファ401に格納される心拍データと、心音バッファ403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。

[0020] 再度図4に戻って、信号処理部302の説明を続ける。

心拍バッファ401内の心拍データは、心拍検出部407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407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401に格納されている心拍データと、心音バッファ403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407は、心拍バッファ401に格納されている心拍データを見て、R波アドレス情報P701と、切り出しアドレス情報A702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。

先ず、心拍検出部407は心拍バッファ401内における心拍データから、DC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401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P701である。

次に、心拍検出部407は仮想的なゼロ電位に基づいて、R波アドレス情報P701の前後に存在する、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。

[0021] 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に基づいて、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。

[0022] 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に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は先ず、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。

[0023] 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。

[0024] 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、代表的な二つの直交変換を用いたノイズ除去について、図5 A及び図5 Bにて説明する。

図5 A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409に格納される再配置心音データは、DCT変換処理部501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502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、DCT逆変換処理部503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412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。

[0025] 図5 Bは、離散フーリエ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409に格納される再配置心音データは、FFT変換処理部511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512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「LPF」と略）513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514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FFT逆変換処理部515によって復号離散データ列に変換され、処理済バッファ412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。

[0026] 処理済バッファ412内のノイズ除去済再配置心音データは、配置復帰処理部413によって、心音波形の時間軸上の位置が再配置処理部408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。

[0027] 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、心拍の周期は微妙に一定でない。心拍の周期には生体特有のゆらぎを含む。

そこで、心拍データから心拍検出部 4 0 7 を用いて 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 を取り出す。次に、再配置処理部 4 0 8 は R 波アドレス情報 P 7 0 1 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 P 8 0 1 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 P 7 0 1 と再配置 R 波アドレス情報 P 8 0 1 と切り出しアドレス情報 A 7 0 2 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。

[0028] 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 3 0 3 に入力される。血圧算出部 3 0 3 は、ノイズ除去済心音データの振幅を血圧算出部 3 0 3 内部のテーブルを参照して、血圧を算出する。

[0029] [第二実施形態：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 LED 209 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 901 を実現できる。

[0030] 図 9 は車載用血圧測定システム 901 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 901 は、生体信号検出装置 902 と、心音検出装置 903 と、血圧測定装置 904 よりなる。このうち血圧測定装置 904 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 903 は、ヘリカルアンテナ 905 から凡そ 60MHz 程度の微弱な電波を運転者 906 に照射して、その反射波から心音信号を検出する。

[0031] 生体信号検出装置 902 には、3つのアンテナが接続されている。

第一アンテナ 907 は凡そ 5～10cm 四方の金属板であり、ドライバーシート 908 の背もたれ 908a に埋め込まれている。

第二アンテナ 909 も第一アンテナ 907 と同様、凡そ 5～20cm 四方の金属板であり、ドライバーシート 908 のシート 908b に埋め込まれている。

第三アンテナ 910 は自動車のステアリング 911 に金属線として埋め込まれる。また、第三アンテナ 910 はステアリング 911 に埋め込む代わりに、ステアリング 911 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 910 の形状は第一アンテナ 907 及び第二アンテナ 909 と同様の、凡そ 5～10cm 四方の金属板で形成される。

[0032] 生体信号検出装置 902 の交流抵抗検出部 912 は、第一アンテナ 907 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 909 と第三アンテナ 910 からそれぞれ電波を受信する。交流抵抗検出部 912 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）913 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 902 から得られる生体信号と、心音検出装置 903 から得られる心音信号は、それぞれ血压測定装置 904 に入力され、被測定者 103 の血压が測定される。

[0033] 図 10 は、生体信号検出装置 902 の機能ブロック図である。

発振源 1001 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 907 から無変調電波として送信される。

第二アンテナ 909 には、コイル L1002 とコンデンサ C1003 よりなる同調回路が接続されている。第三アンテナ 910 にも、コイル L1004 とコンデンサ C1005 よりなる同調回路が接続されている。

第二アンテナ 909 が接続されている同調回路の出力信号は、第一ミキサ 1006 に印加される。第一ミキサ 1006 には発振源 1001 の無変調高周波信号も入力される。

第三アンテナ 910 が接続されている同調回路の出力信号は、第二ミキサ 1007 に印加される。第二ミキサ 1007 には、発振源 1001 の無変調高周波信号が、第一 $\pi/2$ 移相回路 1008 を通じて入力される。すなわち、第二ミキサ 1007 には発振源 1001 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 1006 110 と第二ミキサ 1007 112 は、例えばデュアルゲート FET 等が利用可能である。

[0034] 第一ミキサ 1006 には、第二アンテナ 909 が接続されている同調回路の出力信号と、発振源 1001 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 1006 の出力信号として、第一 LPF 1009 に供給される。第一 LPF 1009 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 LPF 1

009の出力信号は、第二 $\pi/2$ 移相回路1010によって $\pi/2$ だけ位相が遅延される。

第二ミキサ1007には、第三アンテナ910が接続されている同調回路の出力信号と、発振源1001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1007の出力信号として、第二LPF1011に供給される。第二LPF1011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1010の出力信号と、第二LPF1011の出力信号は、それぞれ差動増幅器1012に入力される。差動増幅器1012は、第二 $\pi/2$ 移相回路1010の出力信号と、第二LPF1011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1012の出力信号はBPF913に入力される。

二つの同調回路を除けば、第一ミキサ1006、第二ミキサ1007、第一 $\pi/2$ 移相回路1008、第一LPF1009、第二 $\pi/2$ 移相回路1010、第二LPF1011は、周知の同期検波回路と変わらない。

[0035] 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、人体の複数箇所に電極を接続して、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902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9の場合、被測定者である運転者906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902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1012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 1012 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。

[0036] 図 11 は、心音検出装置 903 の機能ブロック図である。この心音検出装置 903 は、本願の発明者が「脈拍センサ」として出願済（特願 2013-217093 号）の技術内容である。

心音検出装置 903 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 1102、BPF 1103、第一 RF 増幅器 1104、方向性結合器 1105 及びヘリカルアンテナ 905（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 RF 増幅器 1108、第三 RF 増幅器 1109、第三ミキサ 1110、第四ミキサ 1112、第三 LPF 1114、第四 LPF 1115、差動増幅器 1116 及び第五 LPF 1117 が含まれる。

[0037] 信号生成部ともいえるパルス波生成部 1102 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 1102 で生成されるパルスの周波数は、例えば 1 MHz である。

BPF 1103 は、パルス波生成部 1102 が生成したパルスから高調波成分を取り出す。BPF 1103 の中心周波数と帯域幅は、例えば 60 MHz $\pm$ 3 MHz である。BPF 1103 は例えば LC 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 RF 増幅器 1104 は、BPF 1103 を通過した高調波成分の信号を増幅する。

[0038] 第一 RF 増幅器 1104 によって増幅された高調波成分の信号は、方向性結合器 1105 の入力端子（図 11 中「IN」）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 1105 の出力端子（図 11 中「OUT

」) に接続されたヘリカルアンテナ 905 に供給される。

方向性結合器 1105 は、コイル、コンデンサ及び抵抗で形成され、VSWR 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 1105 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。

[0039] ヘリカルアンテナ 905 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 905 によって受信され、方向性結合器 1105 の内部で定在波を生じる。

方向性結合器 1105 の分離端子（図 11 中「Isolated」）には、ヘリカルアンテナ 905 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 1105 の結合端子（図 11 中「Coupled」）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 R1107 を介して接地ノードに接続されている。抵抗 R1107 としては方向性結合器 1105 及びヘリカルアンテナ 905 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、50Ωか75Ωである。

[0040] 第二 RF 増幅器 1108 は、BPF 1103 を通過した高調波成分の信号（進行波）を増幅する。

第三 RF 増幅器 1109 は、方向性結合器 1105 の分離端子から出力される、ヘリカルアンテナ 905 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 RF 増幅器 1108 の出力信号は、第三ミキサ 1110 に供給されると共に、反転増幅器 1111 を介して第四ミキサ 1112 に供給される。

第三 RF 増幅器 1109 の出力信号は、第四ミキサ 1112 に供給される

と共に、バッファ 1113 を介して第三ミキサ 1110 に供給される。なお、第二 RF 増幅器 1108 の出力信号と第三 RF 増幅器 1109 の出力信号は、位相が異なっているとしても所望の信号を第三ミキサ 1110 及び第四ミキサ 1112 から得られる。したがって、反転増幅器 1111 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 1110 と第四ミキサ 1112 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 1110 と第四ミキサ 1112 としては、例えばデュアルゲート FET 等が利用可能である。

[0041] 第三ミキサ 1110 の出力信号は、第三 LPF 1114 に供給される。第三 LPF 1114 は、第三ミキサ 1110 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 1112 の出力信号は、第四 LPF 1115 に供給される。第四 LPF 1115 は、第四ミキサ 1112 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 LPF 1114 の出力信号と、第四 LPF 1115 の出力信号は、それぞれ差動増幅器 1116 に入力される。オペアンプよりなる差動増幅器 1116 は、第三 LPF 1114 の出力信号と、第四 LPF 1115 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 1116 の出力信号は、第五 LPF 1117 に供給される。第五 LPF 1117 は、差動増幅器 1116 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。

[0042] 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 904 に、本実施形態で説明した生体信号検出装置 902 が出力する心拍信号と、心音検出装置 903 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 101 を実現することができる。

[0043] 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10に示した生体信号検出装置902の、第一LPF1009の後段に接続されている第二 $\pi/2$ 移相回路1010は、第二LPF1011の後段に接続してもよい。この時、第一LPF1009の出力信号は、同期検波回路における「USB+LSB」(Upper Side Band, Lower Side Band)であり、第二LPF1011の後段に接続される第二 $\pi/2$ 移相回路1010の出力信号は、同期検波回路における「USB-LSB」である。そして差動増幅器1012は、USBの信号を出力することとなる。

[0044] (2) 第一実施形態における血圧測定システム101と、第二実施形態における車載用血圧測定システム901は、

被測定者103の心拍信号を出力する生体信号検出装置902と、

前記被測定者103の心音信号を出力する心音検出装置903と、

前記生体信号検出装置902から出力される心拍信号と、前記心音検出装置903から出力される心音信号を用いて、被測定者103の血圧を測定する血圧測定装置904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902は、被測定者103の外耳103aに装着する心拍センサ104である。

第一実施形態における心音検出装置903は、被測定者103の胸に貼付する心音マイク105である。

[0045] (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411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5AのDCT逆変換処理部503又は図5BのFFT逆変換処理部515、そして図4の配置復帰処理部413が不要になる。

[0046] 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 101 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 302 について説明した。この信号処理装置 306 は、周期的変動を伴う心拍信号の R 波を検出して、RR 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 RR 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。

[0047] 第二実施形態の車載用血圧測定システム 901 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 902 について説明した。発振源 1001 から第一アンテナ 907 を通じて送信する電波を、第二アンテナ 909 と第三アンテナ 910 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 1012 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。

[0048] 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、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。

符号の説明

[0049] 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…血圧算出部、304…入出力制御部、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…FF

T 逆変換処理部、901…車載用血圧測定システム、902…生体信号検出装置、903…心音検出装置、904…血圧測定装置、905…ヘリカルアンテナ、906…運転者、907…第一アンテナ、908…ドライバーシート、909…第二アンテナ、910…第三アンテナ、911…ステアリング、912…交流抵抗検出部、913…BPF、1001…発振源、1006…第一ミキサ、1007…第二ミキサ、1008…第一 $\pi/2$ 移相回路、1009…第一LPF、1010…第二 $\pi/2$ 移相回路、1011…第二LPF、1012…差動増幅器、1102…パルス波生成部、1103…BPF、1104…第一RF増幅器、1105…方向性結合器、1108…第二RF増幅器、1109…第三RF増幅器、1110…第三ミキサ、1111…反転増幅器、1112…第四ミキサ、1113…バッファ、1114…第三LPF、1115…第四LPF、1116…差動増幅器、1117…第五LPF

請求の範囲

- [請求項1] 高周波信号を発生する発振源と、
前記高周波信号に基づく電波を送信する第一アンテナと、
前記第一アンテナから発される前記電波を受信する第二アンテナと、
、
前記第一アンテナから発される前記電波を受信する第三アンテナと、
、
前記高周波信号を用いて、前記第二アンテナから受信される前記電波と前記第三アンテナから受信される前記電波から変調信号を復調する同期検波回路と
を具備する、生体信号検出装置。
- [請求項2] 前記同期検波回路は、
前記第二アンテナから受信される電波と前記高周波信号との乗算信号を出力する第一ミキサと、
前記高周波信号を $\pi/2$ 位相をずらす第一 $\pi/2$ 移相回路と、
前記第三アンテナから受信される電波と前記第一 $\pi/2$ 移相回路の出力信号との乗算信号を出力する第二ミキサと、
前記第一ミキサの出力信号から、周波数差信号を出力する第一LPFと、
前記第二ミキサの出力信号から、周波数差信号を出力する第二LPFと、
前記第一LPF又は第二LPFの何れかの信号を $\pi/2$ 位相をずらす第二 $\pi/2$ 移相回路と、
前記第二 $\pi/2$ 移相回路の出力信号と、前記第一LPF又は前記第二LPFの、前記第二 $\pi/2$ 移相回路によって位相がずらされていない側の信号との差成分の信号を出力する差動増幅器と
を具備する、請求項1に記載の生体信号検出装置。
- [請求項3] 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、
前記生体信号検出装置は、
高周波信号を発生する発振源と、
前記高周波信号に基づく電波を送信する第一アンテナと、
前記第一アンテナから発される前記電波を受信する第二アンテナと
、
前記第一アンテナから発される前記電波を受信する第三アンテナと
、
前記高周波信号を用いて、前記第二アンテナから受信される前記電波と前記第三アンテナから受信される前記電波から変調信号を復調する同期検波回路と
を具備し、
前記心音検出装置は、
所定の帯域幅を有する第二の高周波信号を発生する信号生成部と、
前記第二の高周波信号に基づく第二の電波を送信する第四アンテナと、
前記信号生成部と前記第四アンテナに接続される方向性結合器と、
前記方向性結合器の出力信号から人体の心音に相当する信号を出力する差動増幅器と
を具備し、
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、被測定者の血圧を測定する、血圧測定システム。

[請求項4]

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入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づ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RR間隔の平均値であるRR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する、生体信号処理装置。

[請求項5]

前記ノイズ除去処理部は、

入力される離散データ列をDCT変換して係数データ列に変換するDCT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DCT逆変換して復号離散データ列を生成するDCT逆変換処理部と

を具備する、請求項4に記載の生体信号処理装置。

[請求項6]

前記ノイズ除去処理部は、

入力される離散データ列をFFT変換して複素データ列に変換するFFT変換処理部と、

前記複素データ列を振幅データ列と周波数・位相データ列に変換するベクトル演算処理部と、

前記振幅データ列から高周波成分を除去するLPFと、

前記LPFの出力データ列と前記周波数・位相データ列から復号複

素データ列に変換する逆ベクトル演算処理部と、

前記復号複素データ列をFFT逆変換して復号離散データ列を生成するFFT逆変換処理部と

を具備する、請求項4に記載の生体信号処理装置。

[請求項7]

被測定者の心拍信号を出力する生体信号検出装置と、

前記被測定者の心音信号を出力する心音検出装置と、

前記心拍信号と前記心音信号を基に、前記心音信号からノイズを除去したノイズ除去済心音データを出力する生体信号処理装置と、

前記ノイズ除去済心音データに基いて、被測定者の血圧を測定する血圧算出部と

を具備する、血圧測定システムであって、

前記生体信号処理装置は、

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、

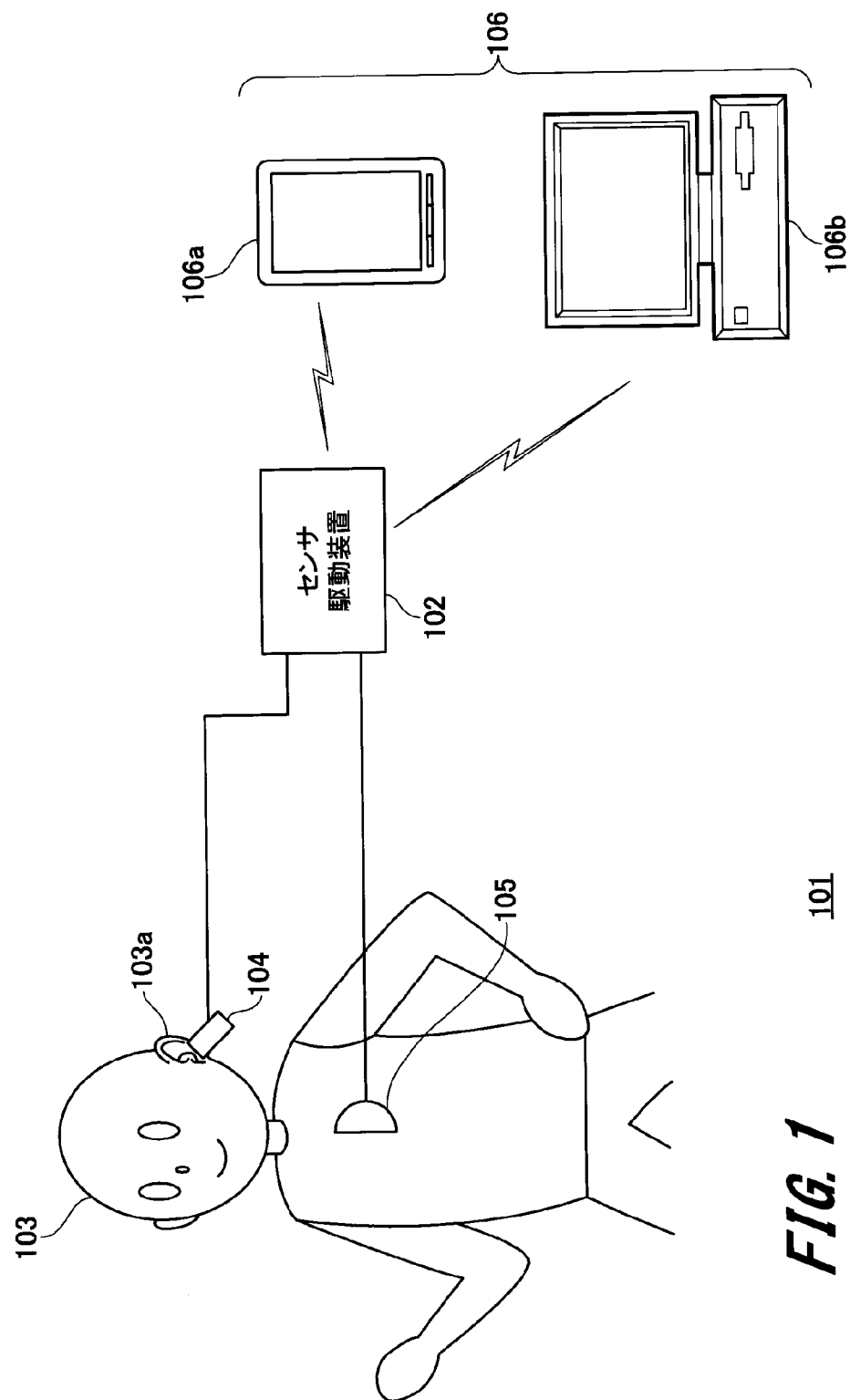
前記R波アドレス情報と前記切り出しアドレス情報に基いて前記心音データから所望のデータ部分を切り出した上で、前記心音バッファ内の前記心音データと前記R波アドレス情報からRR間隔の平均値であるRR平均値を算出して、前記データ部分を再配置して、再配置心音データを形成する再配置処理部と、

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する、血圧測定システム。

[図1]



[図3]

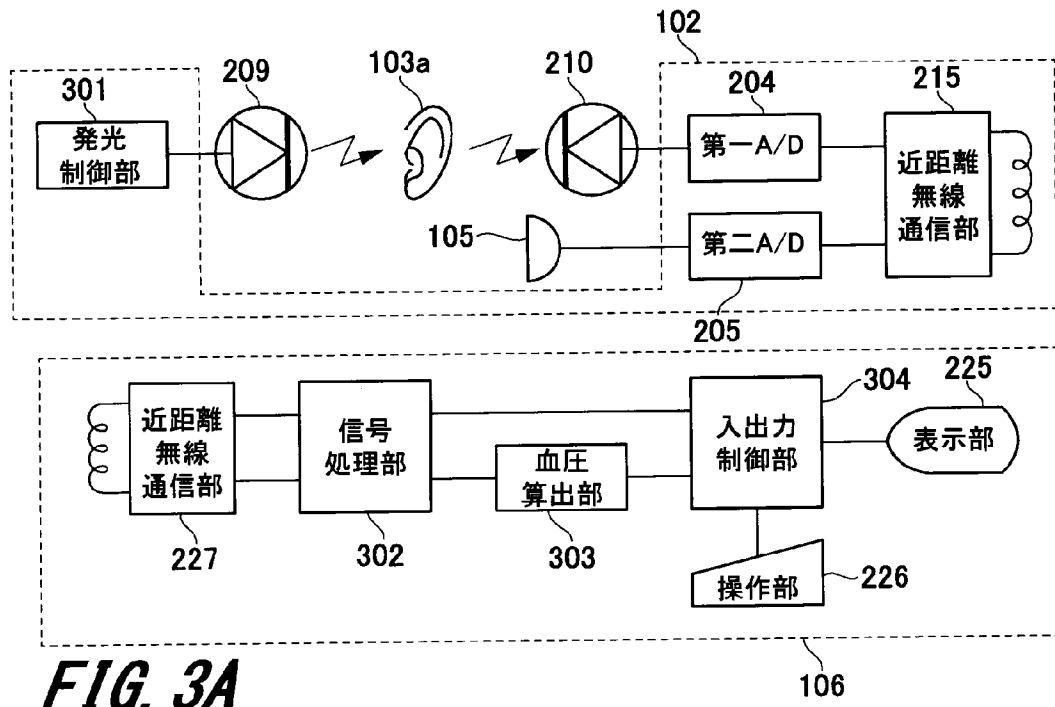
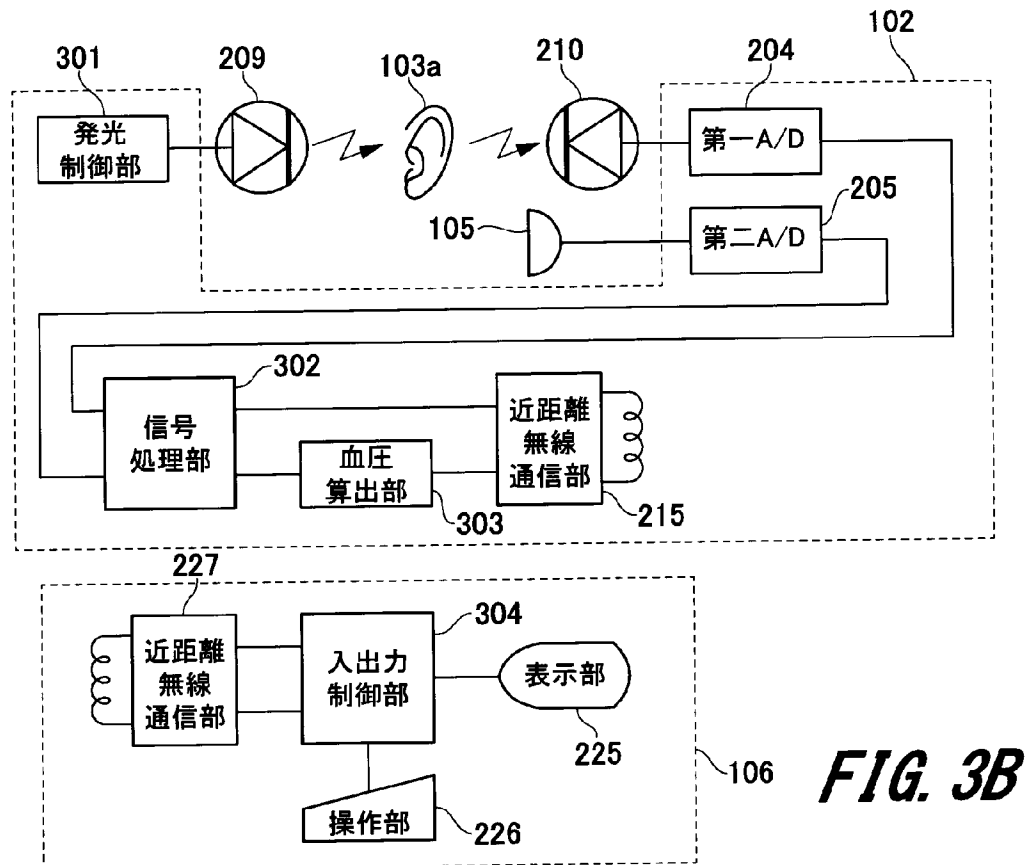
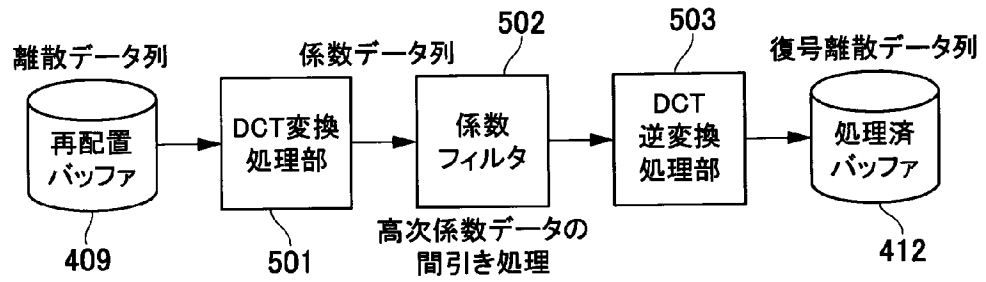
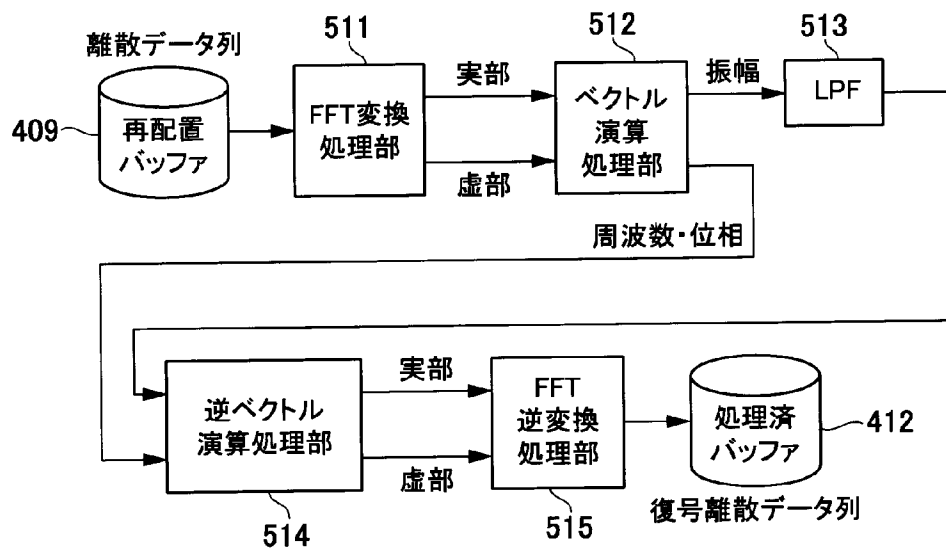
**FIG. 3A****FIG. 3B**

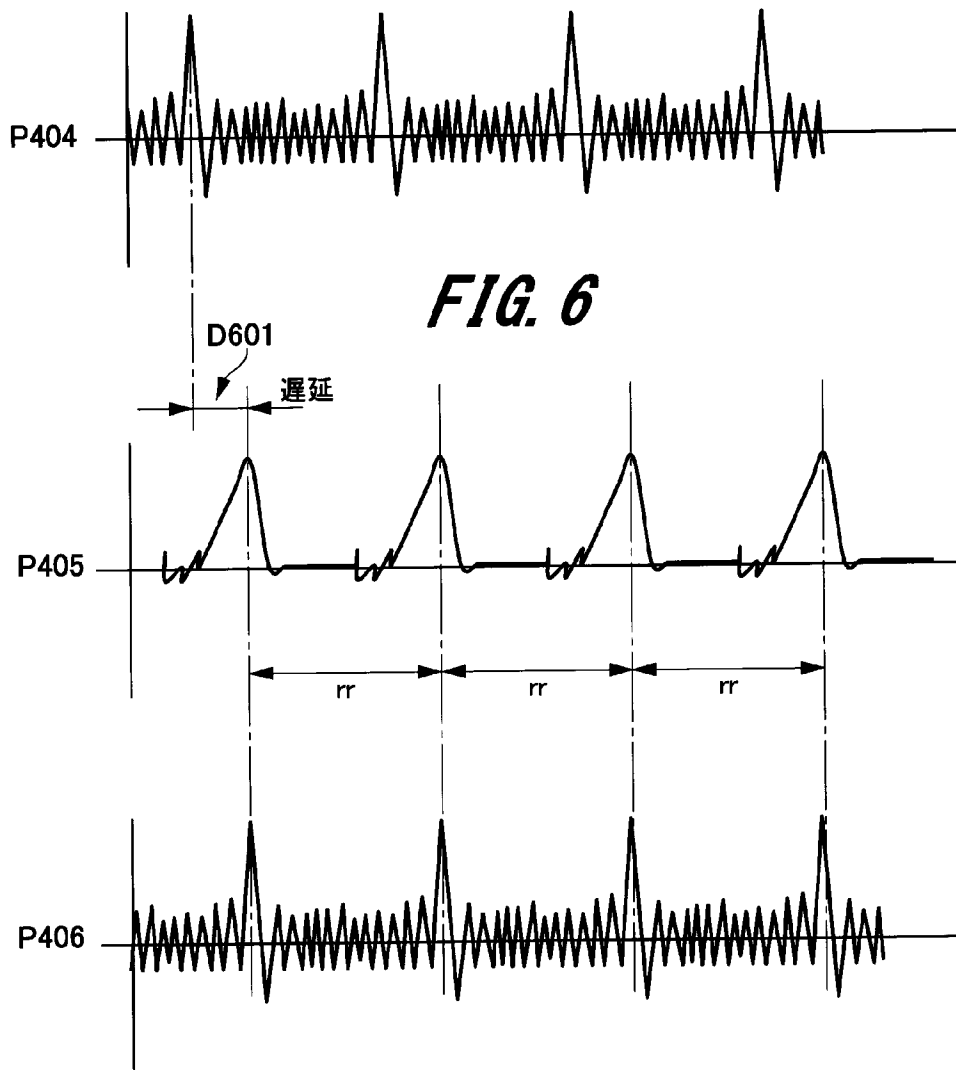
FIG. 4



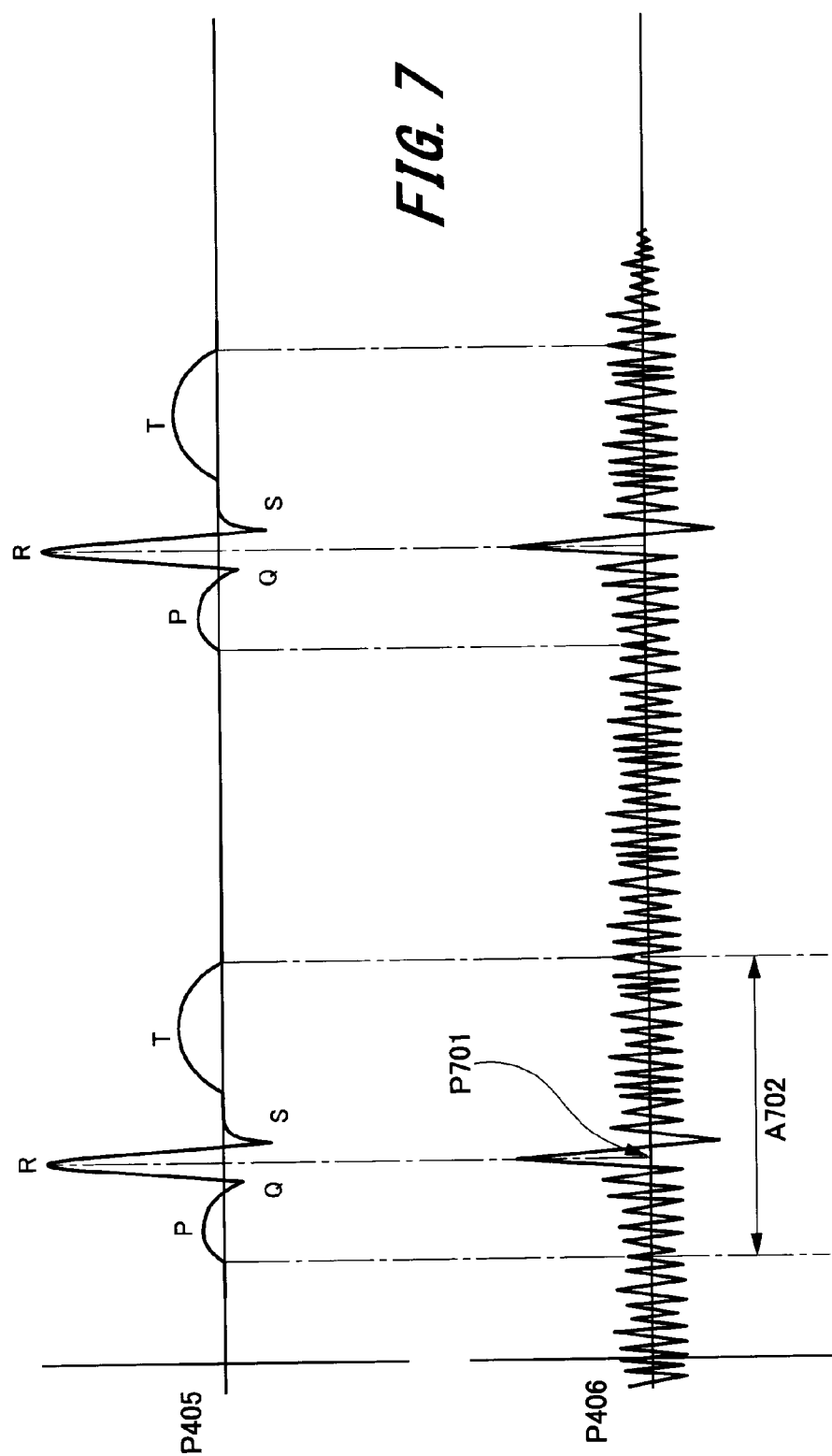
[図5]

**FIG. 5A****FIG. 5B**

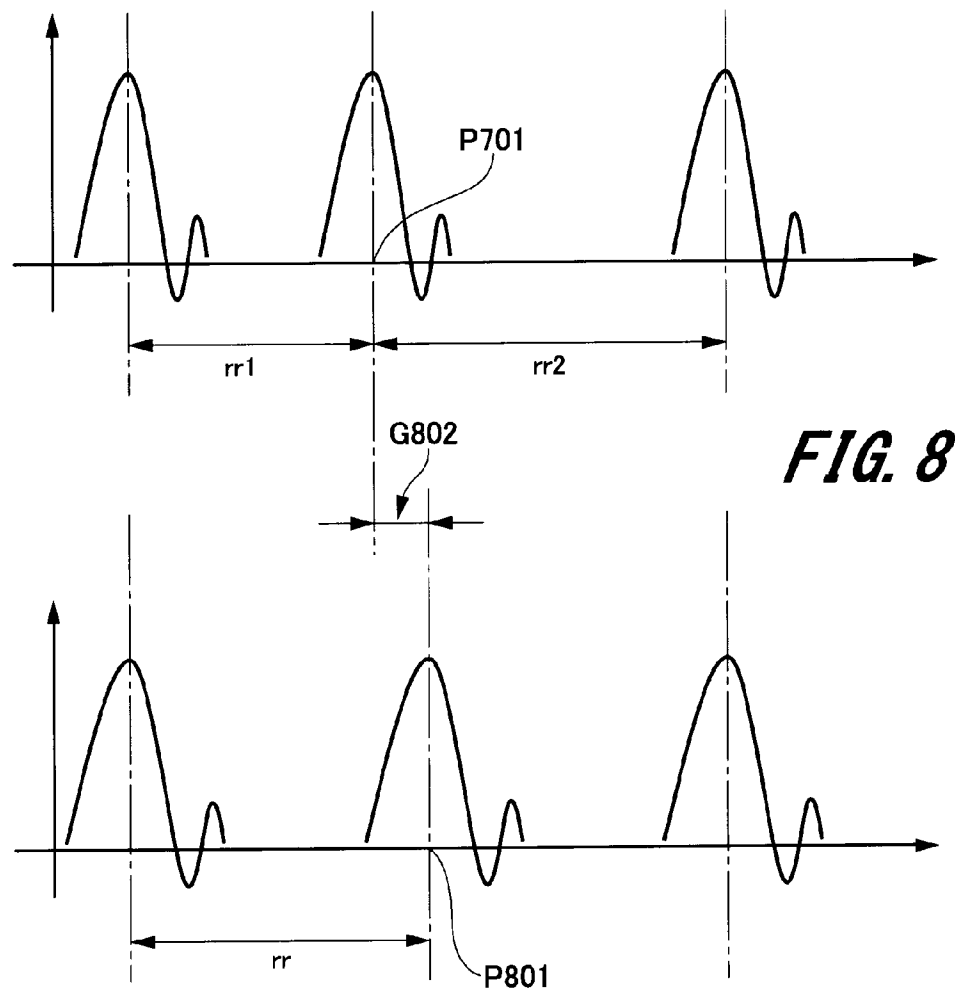
[図6]



[図7]



[図8]



[図10]

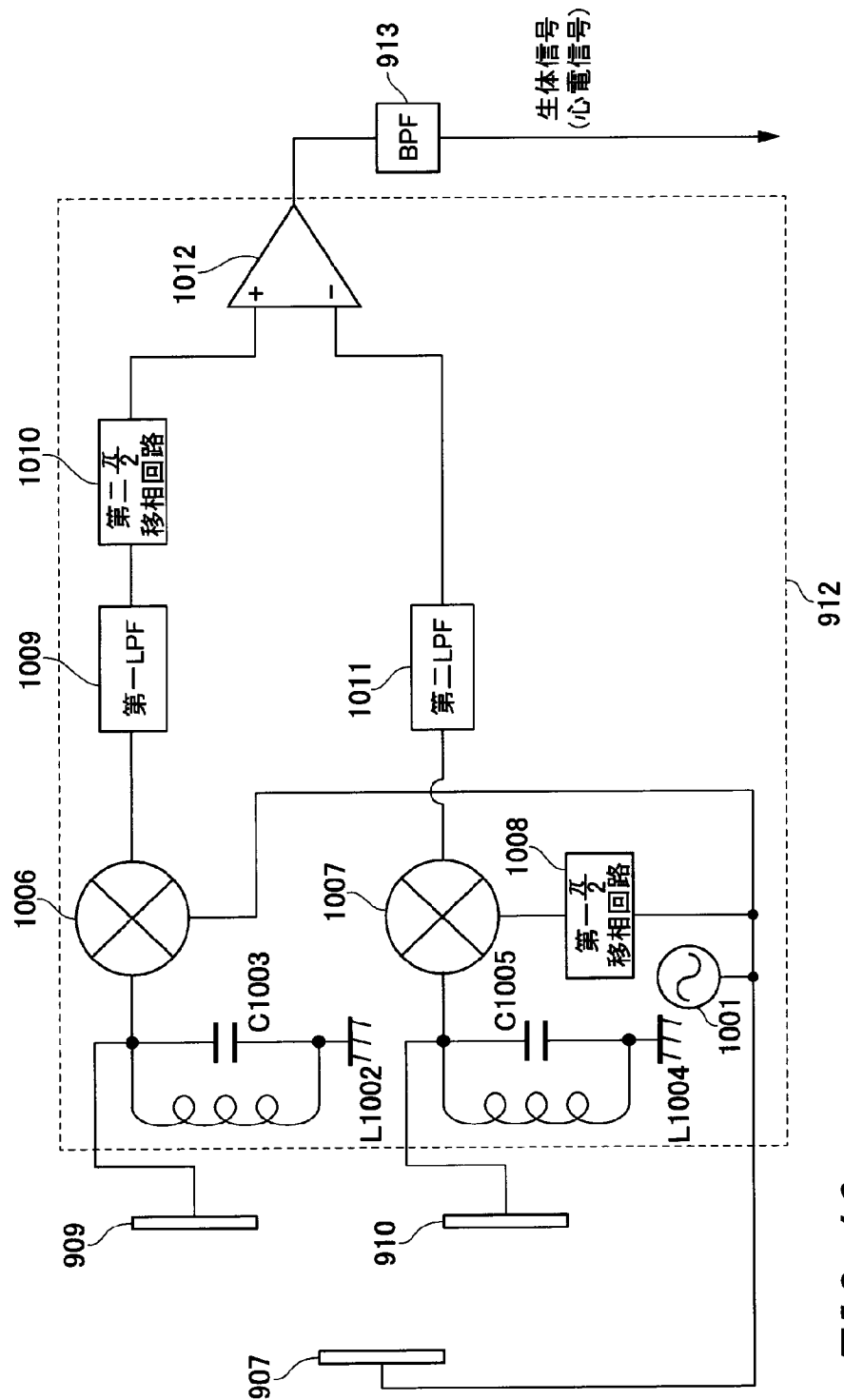
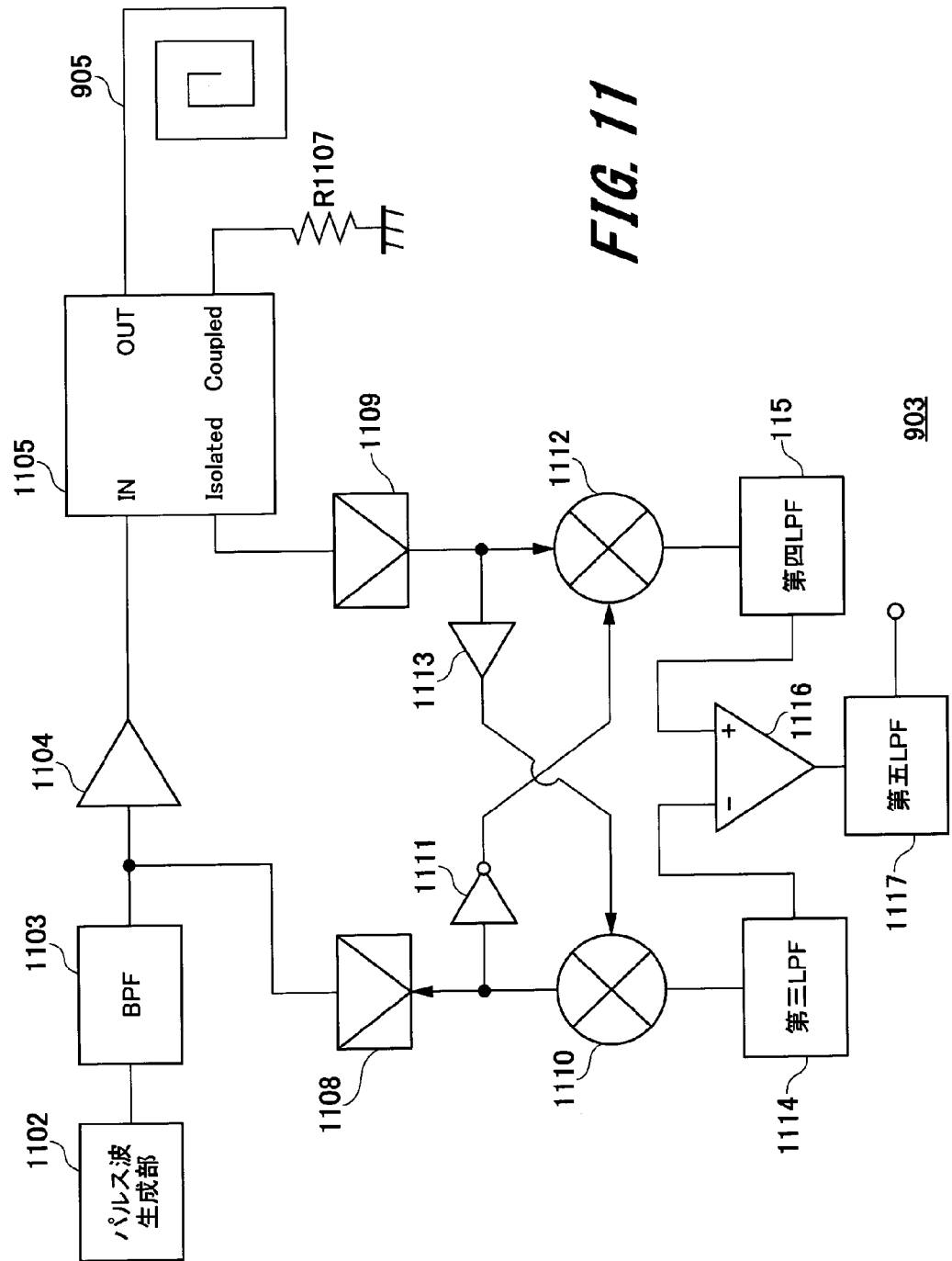


FIG. 10

[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/056957

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/022(2006.01) i, A61B5/02(2006.01) i, A61B5/0245(2006.01) i, A61B5/05(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/00-5/22

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-304963 A (Kabushiki Kaisha Tau Giken), 09 November 2006 (09.11.2006), paragraphs [0006], [0007], [0010], [0011]; fig. 1, 3, 4 (Family: none)	1
Y	JP 2009-130797 A (Fujitsu Ten Ltd.), 11 June 2009 (11.06.2009), paragraph [0004] (Family: none)	1
A	JP 2011-50604 A (Kyushu TLO Co., Ltd.), 17 March 2011 (17.03.2011), paragraphs [0021], [0022], [0024]; fig. 1 (Family: none)	2-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
09 May 2016 (09.05.16)

Date of mailing of the international search report
17 May 2016 (17.05.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/056957

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-16273 A (WIN Frontier Kabushiki Kaisha), 29 January 2015 (29.01.2015), paragraphs [0012], [0058] to [0064]; fig. 3 (Family: none)	2-7

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/022(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/05(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/00-5/22

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2006-304963 A (株式会社タウ技研) 2006.11.09, 段落【0006】 , 【0007】 , 【0010】 , 【0011】 , 図 1, 3, 4 (ファミリーなし)	1
Y	JP 2009-130797 A (富士通テン株式会社) 2009.06.11, 段落【0004】 (ファミリーなし)	1
A	JP 2011-50604 A (株式会社産学連携機構九州) 2011.03.17, 段落【0021】 , 【0022】 , 【0024】 , 図 1 (ファミリーなし)	2-7

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

09.05.2016

国際調査報告の発送日

17.05.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊知地 和之

2 Q

9 2 9 1

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2015-16273 A (W I Nフロンティア株式会社) 2015. 01. 29, 段落【0012】 , 【0058】 ～ 【0064】 , 図 3 (ファミリーなし)	2-7