

(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29日(29.09.2016)



(10) 国際公開番号  
**WO 2016/152744 A1**

- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0245 (2006.01)  
A61B 5/02 (2006.01) G06F 17/14 (2006.01)  
A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/058606
- (22) 国際出願日: 2016年3月17日(17.03.2016)
- (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 2015-059285 2015年3月23日(23.03.2015) 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(SHIN-YU 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,

[続葉有]

(54) Title: BIOLOGICAL SIGNAL PROCESSING DEVICE AND BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 生体信号処理装置及び血圧測定システム

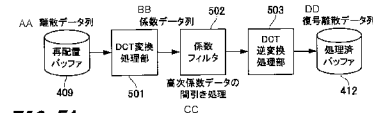


FIG. 5A

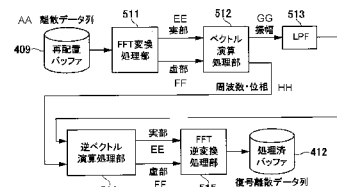


FIG. 5B

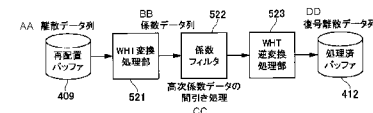


FIG. 5C

409 Repositioning buffer  
412 Processed buffer  
501 DCT transform processing unit  
502 Coefficient filter  
503 DCT inverse transform processing unit  
511 FFT transform processing unit  
512 Vector computation processing unit  
514 Inverse vector computation processing unit  
515 FFT inverse transform processing unit  
521 WHt transform processing unit  
523 WHt inverse transform processing unit  
AA Discrete data sequence  
BB Coefficient data sequence  
CC Thinning processing of high-order coefficient data  
DD Decrypted discrete data sequence  
EE Real part  
FF Imaginary part  
GG Amplitude  
HH Frequency/phase

(57) Abstract: In the present invention, the average value of an RR interval is obtained by detecting the R-wave of a heartbeat signal accompanying a periodic fluctuation. Next, the waveform of a heart sound signal that accompanies the periodic fluctuation in synchronization with the heartbeat signal is forcibly repositioned to the interval that is the average value of the RR interval. After the repositioning, noise removal is carried out using a discrete Walsh-Hadamard transform and a discrete Walsh-Hadamard inverse transform, and the resulting waveform is restored to its original position.

(57) 要約: 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、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。



ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, 添付公開書類:

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).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

**発明の名称：** 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。

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] 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、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RR間隔の平均値であるRR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。

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WHT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WHT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。

## 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]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。

[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。

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] 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。

[0013] [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。

[0014] [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、CPU 201、ROM 202、RAM 203、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 20

8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。

[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3 A及び図3 B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3 A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3 B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3 A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3 B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 に入力され、心拍値と血圧値として表示部 225 に表示される。

[0018] 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。

[0019] [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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[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は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。

[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。

[0026] 図5B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。

[0027] 図5C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、WHT変換処理部521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522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、WHT逆変換処理部523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。

機能ブロック単位で見ると、図5C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5A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。

[0028] 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A702を再配置R波アドレス情報P801とR波アドレス情報P701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P801とR波アドレス情報P701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。

[0029] 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RR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P

801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。

[0030] ノイズ除去済心音データは、図3A及び図3B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。

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。

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。

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値 913 以上の値になった場合に、後続する時定数制御部 914 に論理の真を与える。

時定数制御部 914 は、第二コンパレータ 912 の出力論理値が真である場合に、ピークホールド部 903 の時定数を増加させる方向に制御する。

[0034] [第二実施形態：心拍パルス検出部 901 の動作]

図 10 は、心拍パルス検出部 901 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 901 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 11 は、心拍パルス検出部 901 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 901 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 10 及び図 11 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 921 における波形図は、ディレイ 902 によって時間軸がピー

クホールド部 903 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 922 における波形図は、ピークホールド部 903 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 923 における波形図は、測定点 P 921 における心拍データの反転値である。

測定点 P 924 における波形図は、第一加算器 904 が出力するデータである。

測定点 P 925 における波形図は、第一コンパレータ 906 が出力する論理値である。

[0035] 先ず、図 10 を参照して、心拍パルス検出部 901 の正常時における動作を説明する。

ピークホールド部 903 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 10 における時点 T 1001 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 903 は時定数を伴って減衰するデータを出力する。これが図 10 における時点 T 1002 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 903 が形成するデータが出力される。これが時点 T 1003 である。

すなわち、時点 T 1001 から時点 T 1002 の間は、ピークホールド部 903 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 1002 から時点 T 1003 の間は、ピークホールド部 903 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。

[0036] 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 924 における時点 T 1001 から時点 T 1002 の間である。こ

の、時点T1001から時点T1002を第一コンパレータ906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RR間隔である、間隔R1004と間隔R1005は近い値になる。間隔R1004と間隔R1005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906に印加される基準信号レベル値907の誤差等の要因で、第一コンパレータ906による時点T1001と時点T1002の捕捉には誤差が生じるが、実用上は問題ない。

[0037] 以上を踏まえて、図11を参照して、心拍パルス検出部901の異常時における動作を説明する。

図11中、時点T1101は図10の時点T1001と同じである。同様に、時点T1102は図10の時点T1002と同じであり、時点T1105は図10の時点T1003と同じである。

T波のピーク値がR波に近い位大きい、及び／又はピークホールド部903の時定数が小さい場合は、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、血压測定システム 101 を開示した。第一実施形態の血压測定システム 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、血压を算出できる。血压測定システム 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压測定システム 1201 を実現できる。

[0040]     図 12 は車載用血压測定システム 1201 の全体構成を示す概略図である。

車載用血压測定システム 1201 は、生体信号検出装置 1202 と、心音検出装置 1203 と、血压測定装置 1204 よりなる。このうち血压測定装置 1204 は、第一実施形態で説明した血压測定システム 101 の、信号処理部 302 及び血压算出部 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 ～ 10 cm 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 L 1302 とコンデンサ C 1303 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 L 1304 とコンデンサ C 1305 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 L P F 1309 に供給される。第一 L P F 1309 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 L P F 1309 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 L P F 1311 に供給される。第二 L P F 1311 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 L P F 1311 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 L P F 1311 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 B P F 1213 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 L P F 1309、第二  $\pi/2$  移相回路 1310、第二 L P F 1311 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 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 2013-217093 号）の技術内容である。

心音検出装置 1203 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 1402、BPF 1403、第一 RF 増幅器 1404、方向性結合器 1405 及びヘリカルアンテナ 1205（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 1408、第三 RF 増幅器 1409、第三ミキサ 1410、第四ミキサ 1412、第三 LPF 1414、第四 LPF 1415、差動増幅器 1416 及び第五 LPF 1417 が含まれる。

[0047] 信号生成部ともいえるパルス波生成部 1402 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 1402 で生成されるパルスの周波数は、例えば 1 MHz である。

BPF 1403 は、パルス波生成部 1402 が生成したパルスから高調波成分を取り出す。BPF 1403 の中心周波数と帯域幅は、例えば 60 MHz  $\pm$  3 MHz である。BPF 1403 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1404は、BPF1403を通過した高調波成分の信号を増幅する。

[0048] 第一RF増幅器1404によって増幅された高調波成分の信号は、方向性結合器1405の入力端子（図14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1405の出力端子（図14中「OUT」）に接続されたヘリカルアンテナ1205に供給される。

方向性結合器1405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1405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。

[0049] ヘリカルアンテナ1205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1205によって受信され、方向性結合器1405の内部で定在波を生じる。

方向性結合器1405の分離端子（図14中「Isolated」）には、ヘリカルアンテナ1205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1405の結合端子（図14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R1407を介して接地ノードに接続されている。抵抗R1407としては方向性結合器1405及びヘリカルアンテナ1205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。

[0050] 第二RF増幅器1408は、BPF1403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1409は、方向性結合器1405の分離端子から出力さ

れる、ヘリカルアンテナ 1205 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 1408 の出力信号は、第三ミキサ 1410 に供給されると共に、反転増幅器 1411 を介して第四ミキサ 1412 に供給される。

第三 RF 増幅器 1409 の出力信号は、第四ミキサ 1412 に供給されると共に、バッファ 1413 を介して第三ミキサ 1410 に供給される。なお、第二 RF 増幅器 1408 の出力信号と第三 RF 増幅器 1409 の出力信号は、位相が異なっても所望の信号を第三ミキサ 1410 及び第四ミキサ 1412 から得られる。したがって、反転増幅器 1411 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 1410 と第四ミキサ 1412 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 1410 と第四ミキサ 1412 としては、例えばデュアルゲート FET 等が利用可能である。

[0051] 第三ミキサ 1410 の出力信号は、第三 LPF 1414 に供給される。第三 LPF 1414 は、第三ミキサ 1410 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 1412 の出力信号は、第四 LPF 1415 に供給される。第四 LPF 1415 は、第四ミキサ 1412 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 1414 の出力信号と、第四 LPF 1415 の出力信号は、それぞれ差動増幅器 1416 に入力される。オペアンプよりなる差動増幅器 1416 は、第三 LPF 1414 の出力信号と、第四 LPF 1415 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 1416 の出力信号は、第五 LPF 1417 に供給される。第五 LPF 1417 は、差動増幅器 1416 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。

[0052] 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 1204 に、本実施形態で説明した生体信号検出装置 1202 が出力する心拍信号と、心音検出装置 1203 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。

[0053] 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 13 に示した生体信号検出装置 1202 の、第一 L P F 1309 の後段に接続されている第二  $\pi/2$  移相回路 1310 は、第二 L P F 1311 の後段に接続してもよい。この時、第一 L P F 1309 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 1311 の後段に接続される第二  $\pi/2$  移相回路 1310 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 1312 は、U S B の信号を出力することとなる。

[0054] (2) 第一実施形態における血圧測定システム 101 と、第三実施形態における車載用血圧測定システム 1201 は、

被測定者 103 の心拍信号を出力する生体信号検出装置 1202 と、  
前記被測定者 103 の心音信号を出力する心音検出装置 1203 と、  
前記生体信号検出装置 1202 から出力される心拍信号と、前記心音検出装置 1203 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 1204 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 1202 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 1203 は、被測定者 103 の胸に貼付する心音マイク 105 である。

[0055] (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 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。

[0056] (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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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

[0061] 1 0 1 … 血圧測定システム、1 0 2 … センサ駆動装置、1 0 3 … 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、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…ドライバーシート、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、1  
411…反転増幅器、1412…第四ミキサ、1413…バッファ、141  
4…第三LPF、1415…第四LPF、1416…差動増幅器、1417  
…第五LPF

## 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、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、

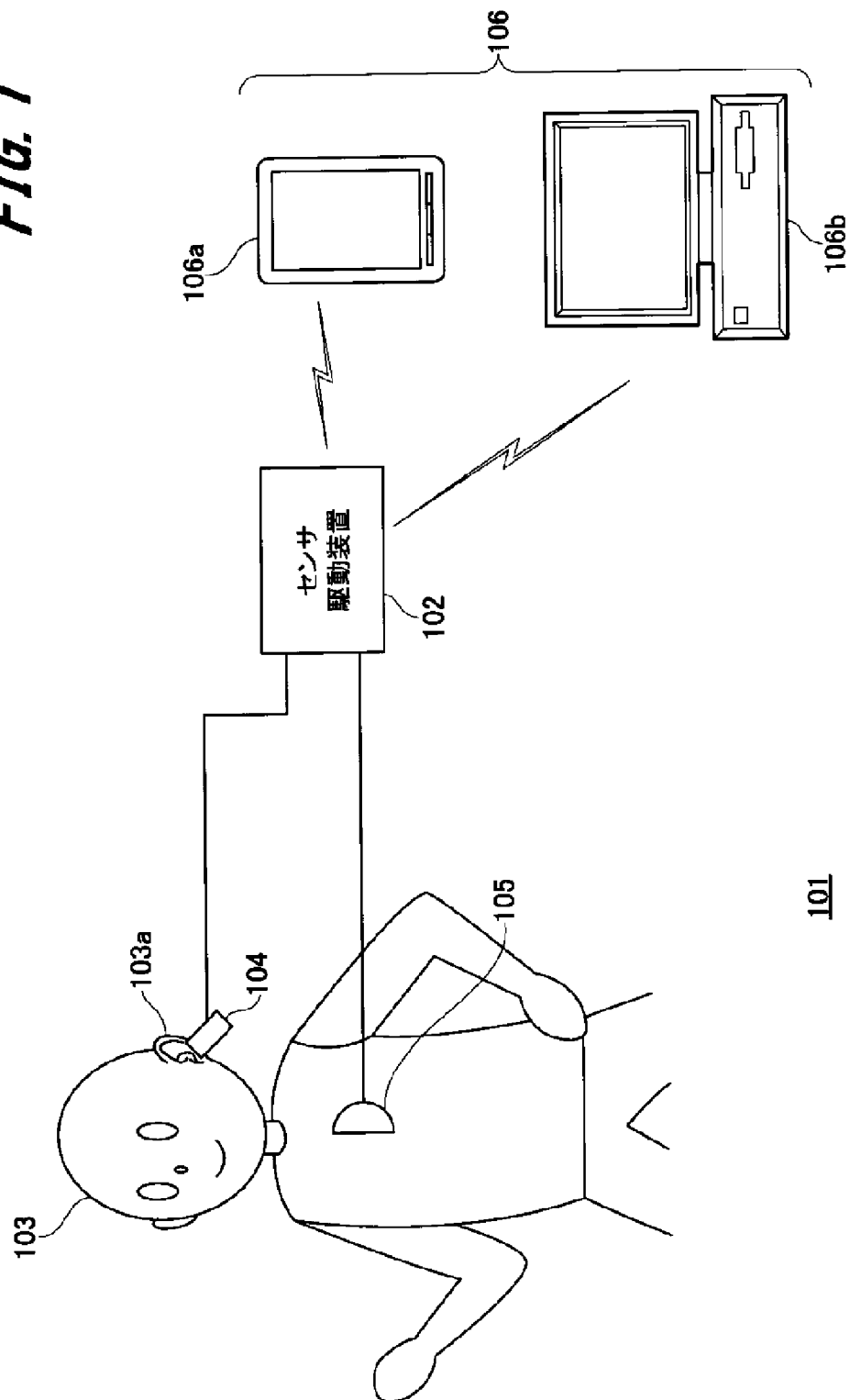
前記ノイズ除去処理部は、

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、

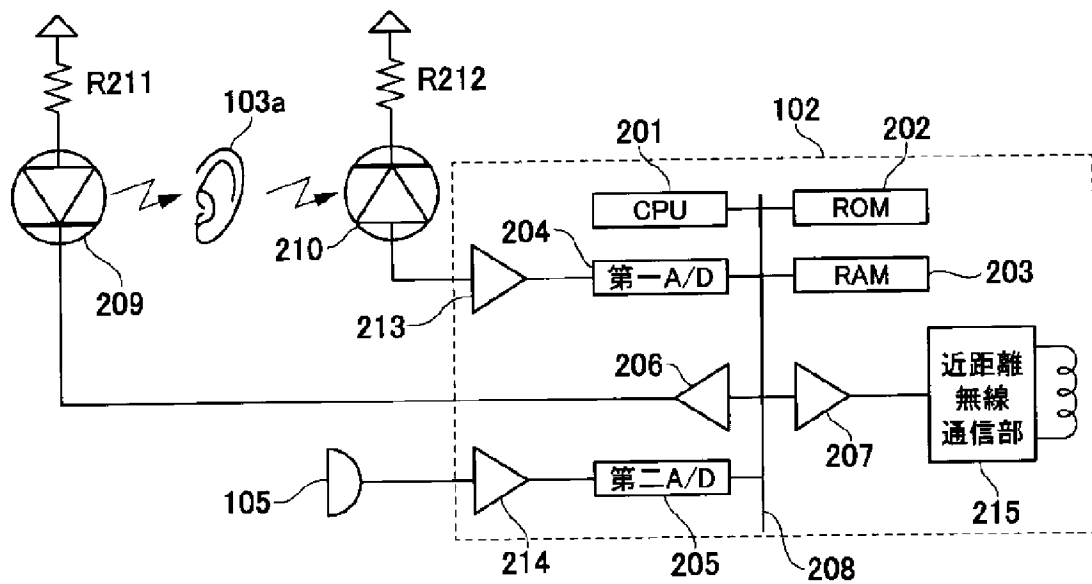
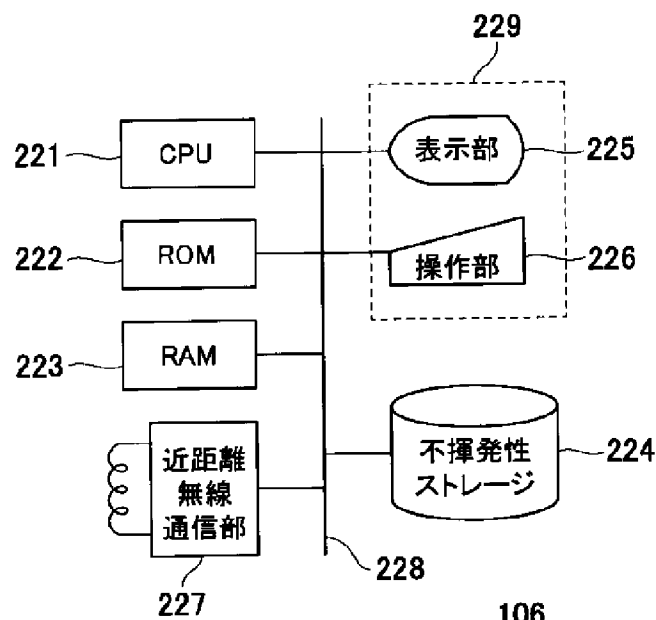
前記係数データ列の高次係数データの間引き処理を行う係数フィルタと、

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。

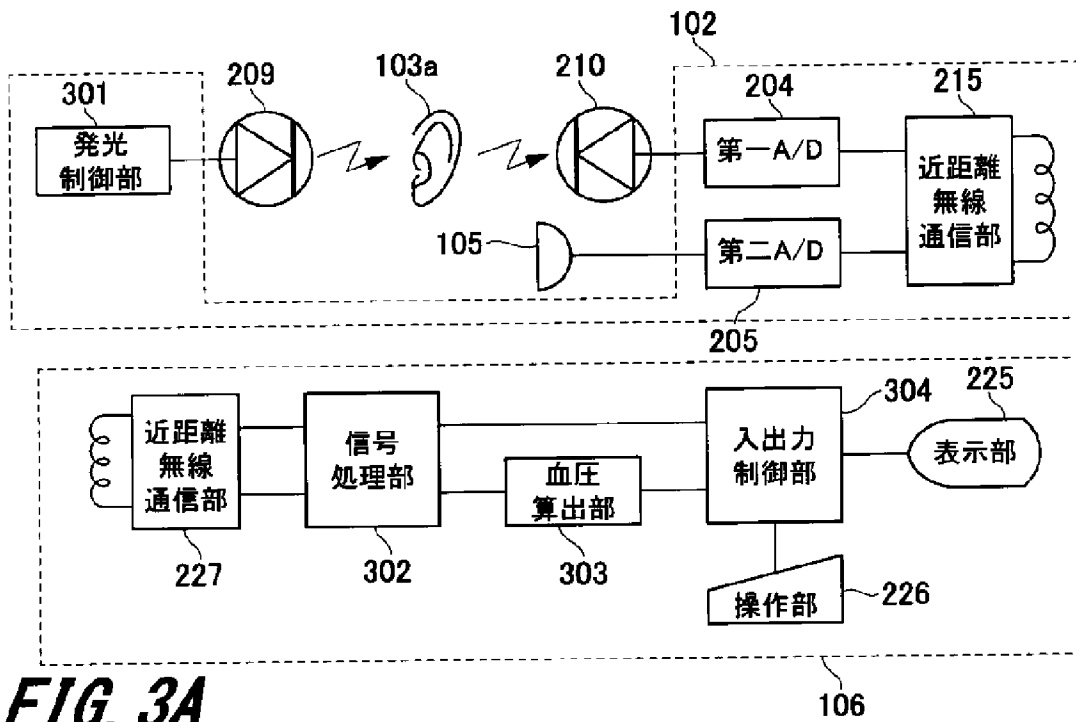
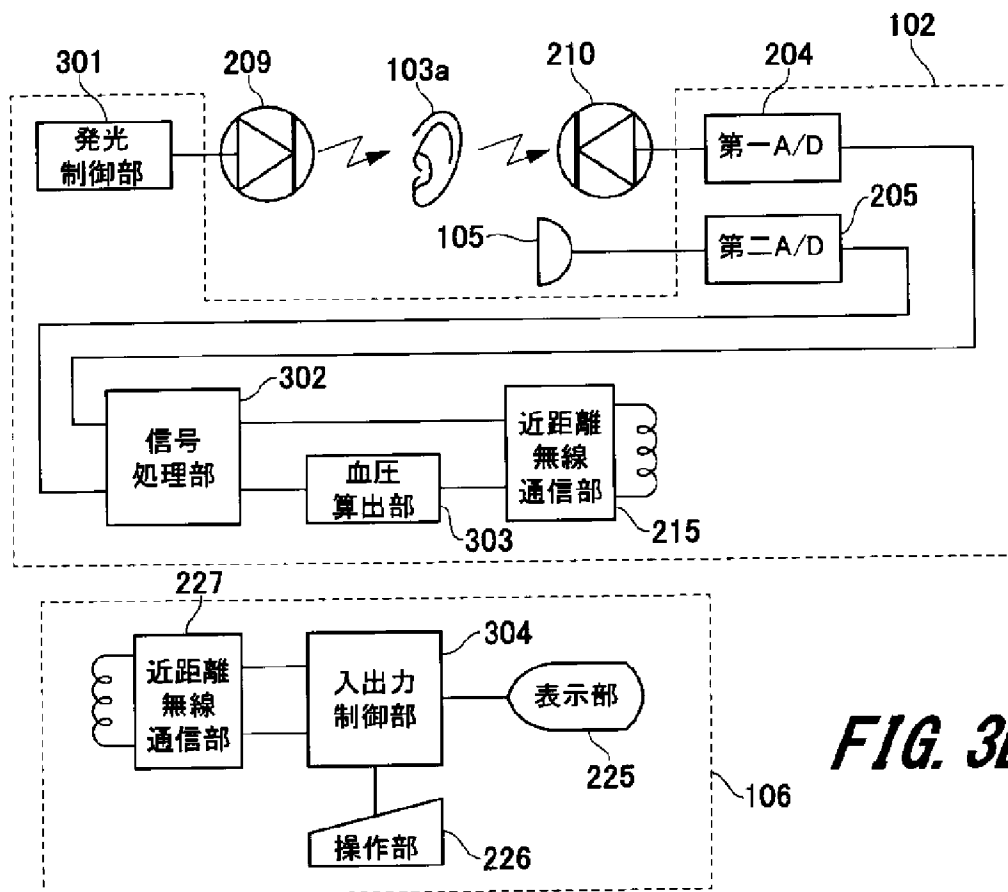
[図1]

**FIG. 1**

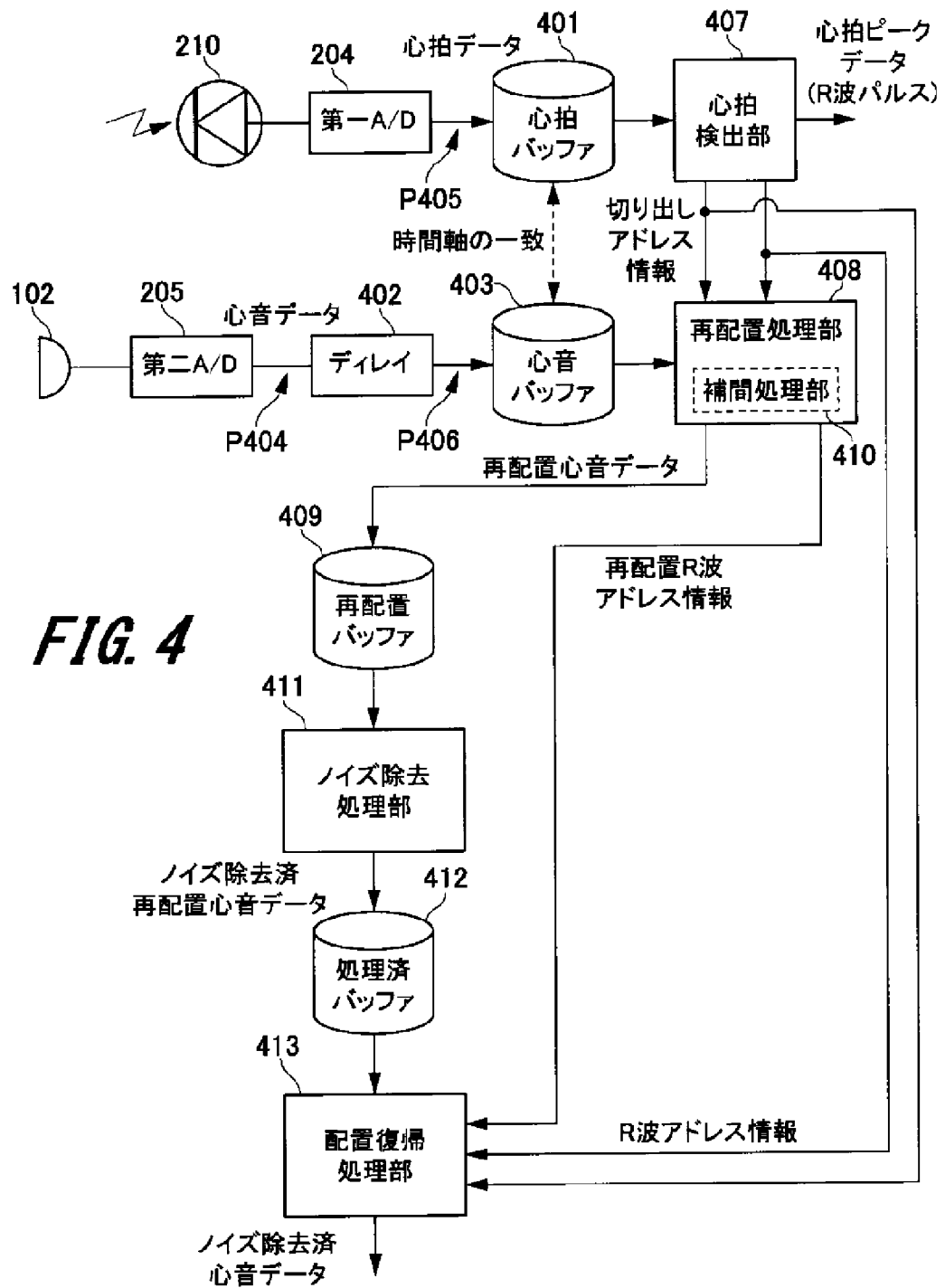
[図2]

**FIG. 2A****FIG. 2B**

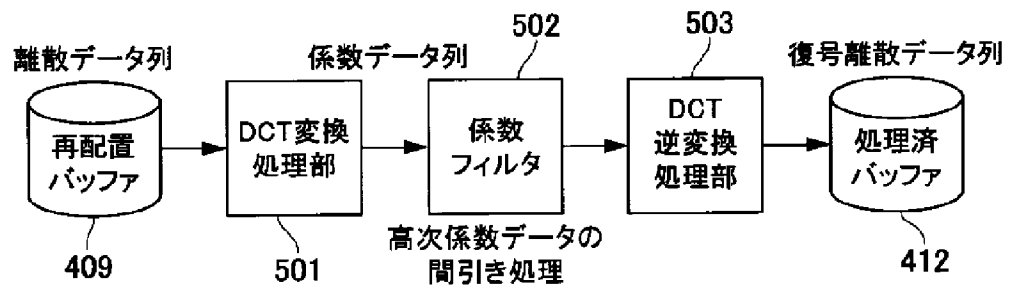
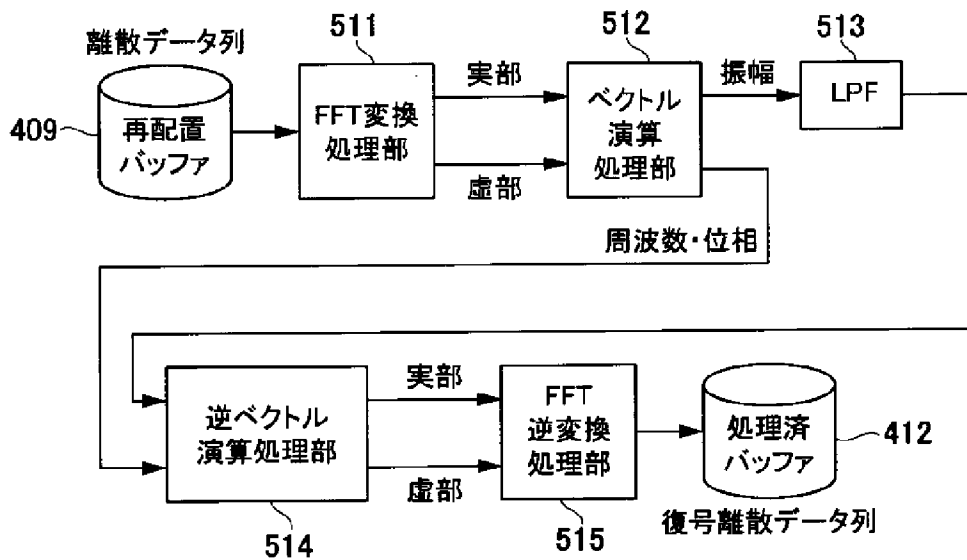
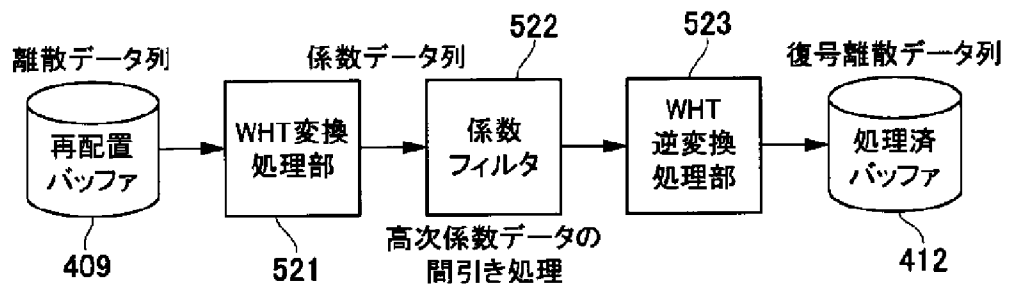
[図3]

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

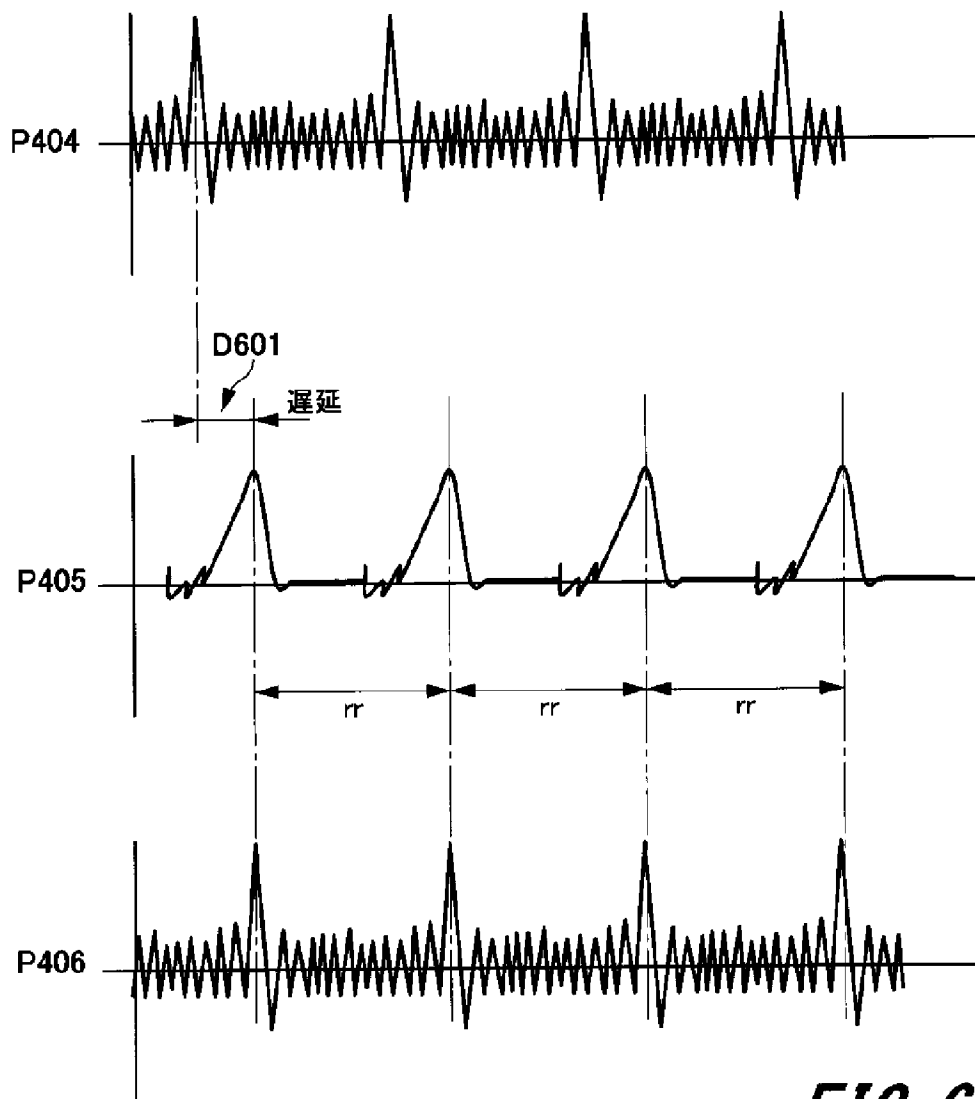
[図4]



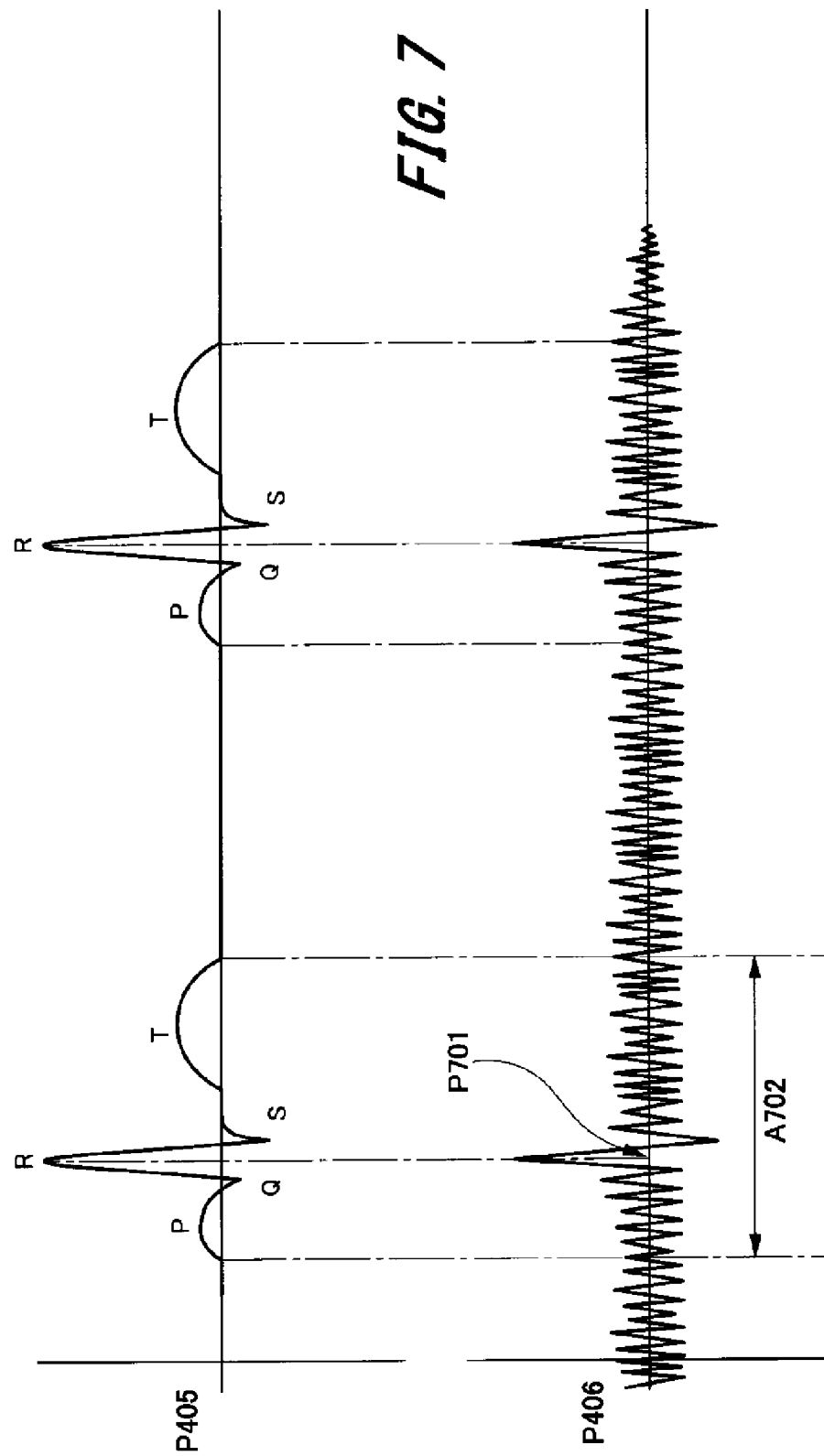
[図5]

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

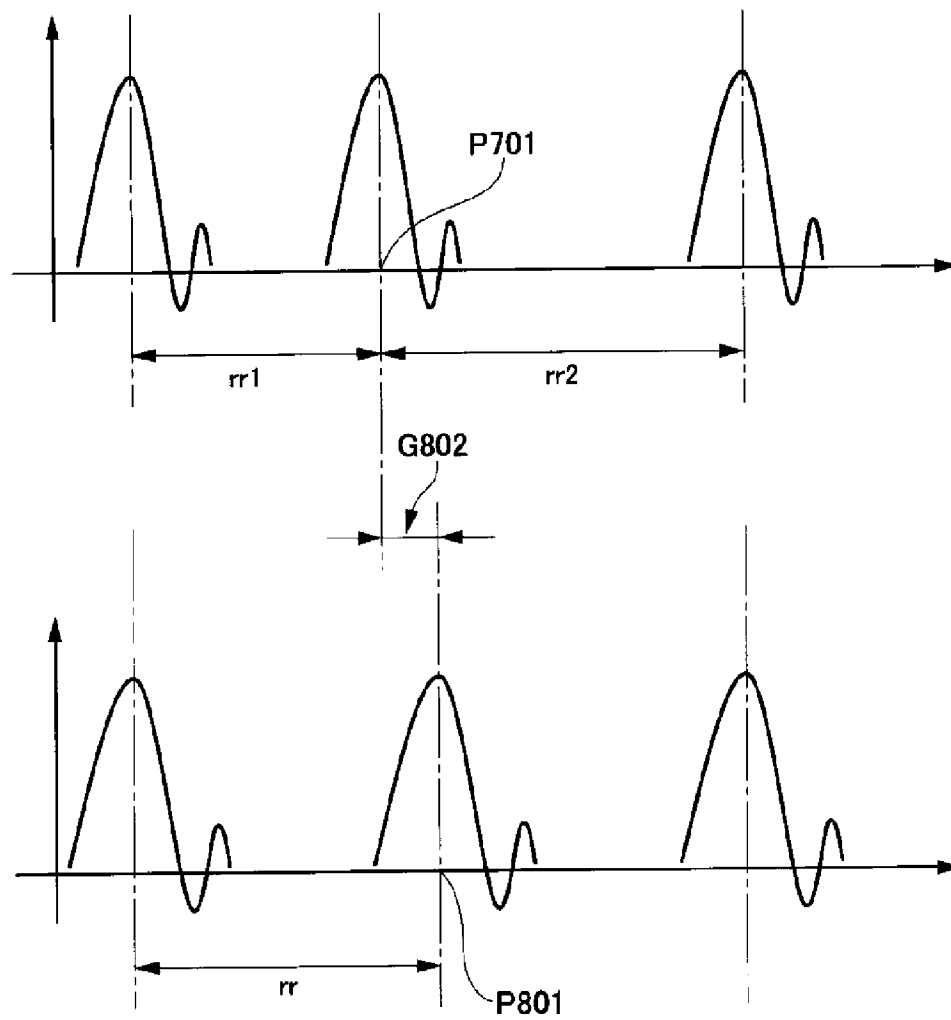
[図6]

**FIG. 6**

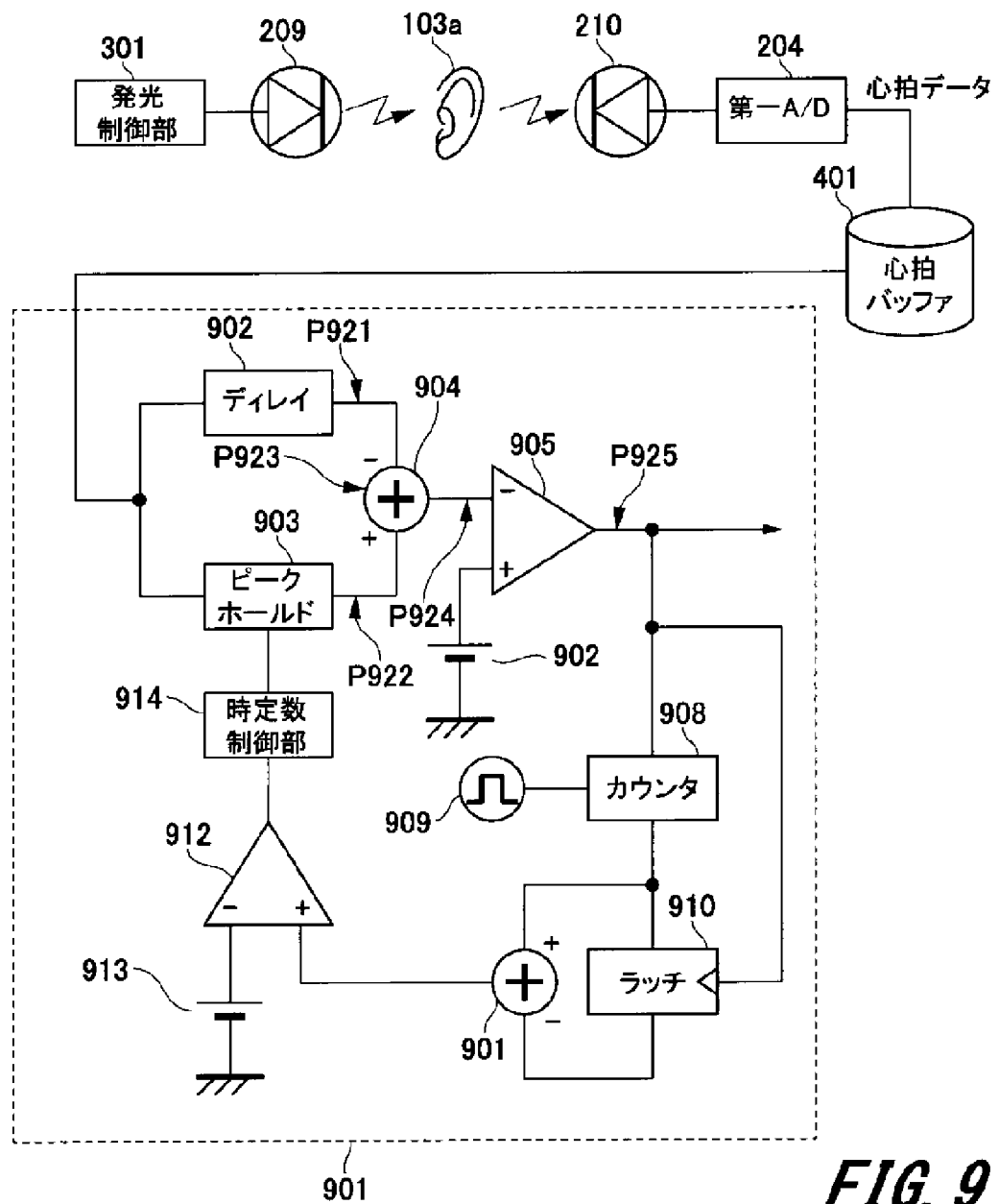
[図7]



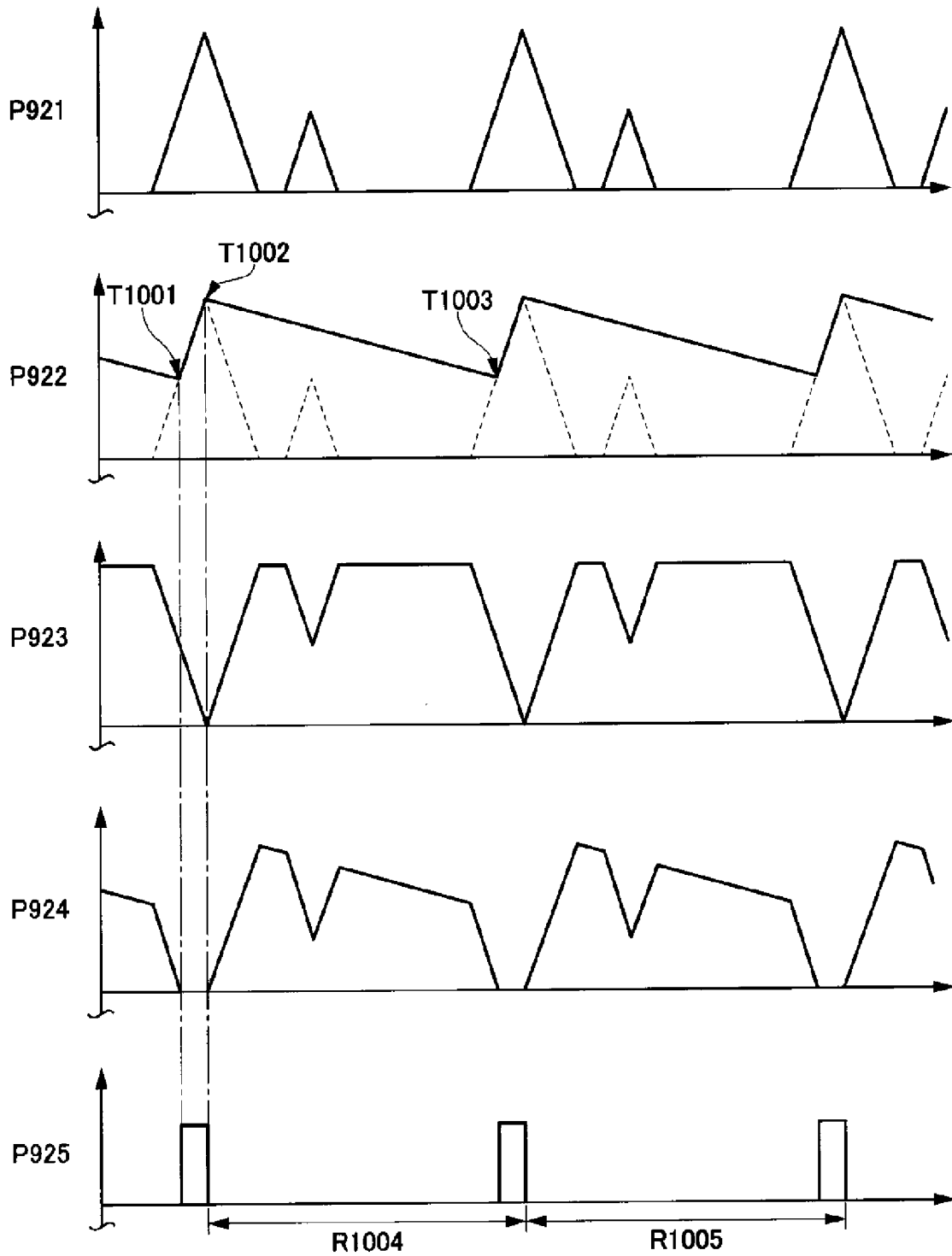
[図8]

**FIG. 8**

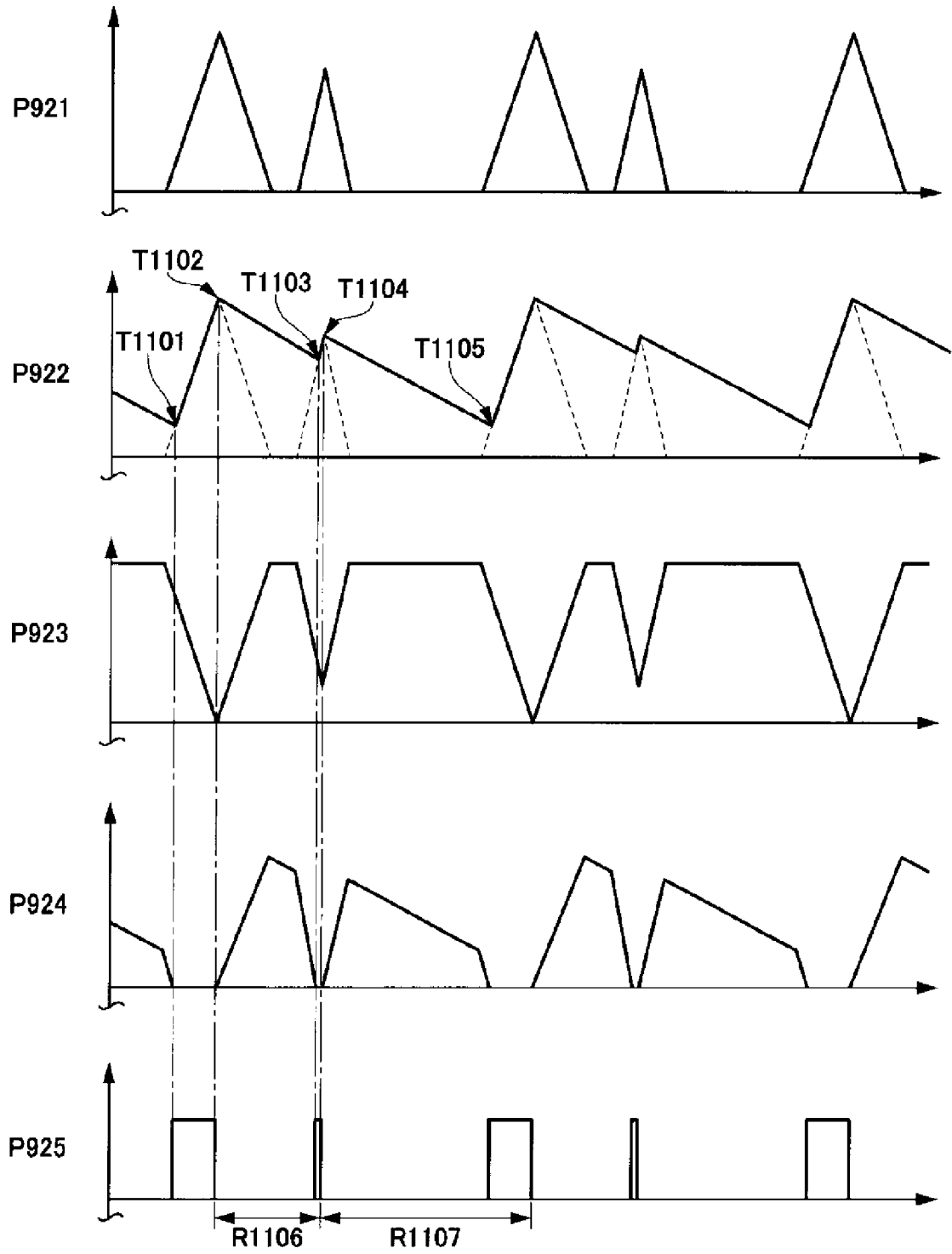
[図9]



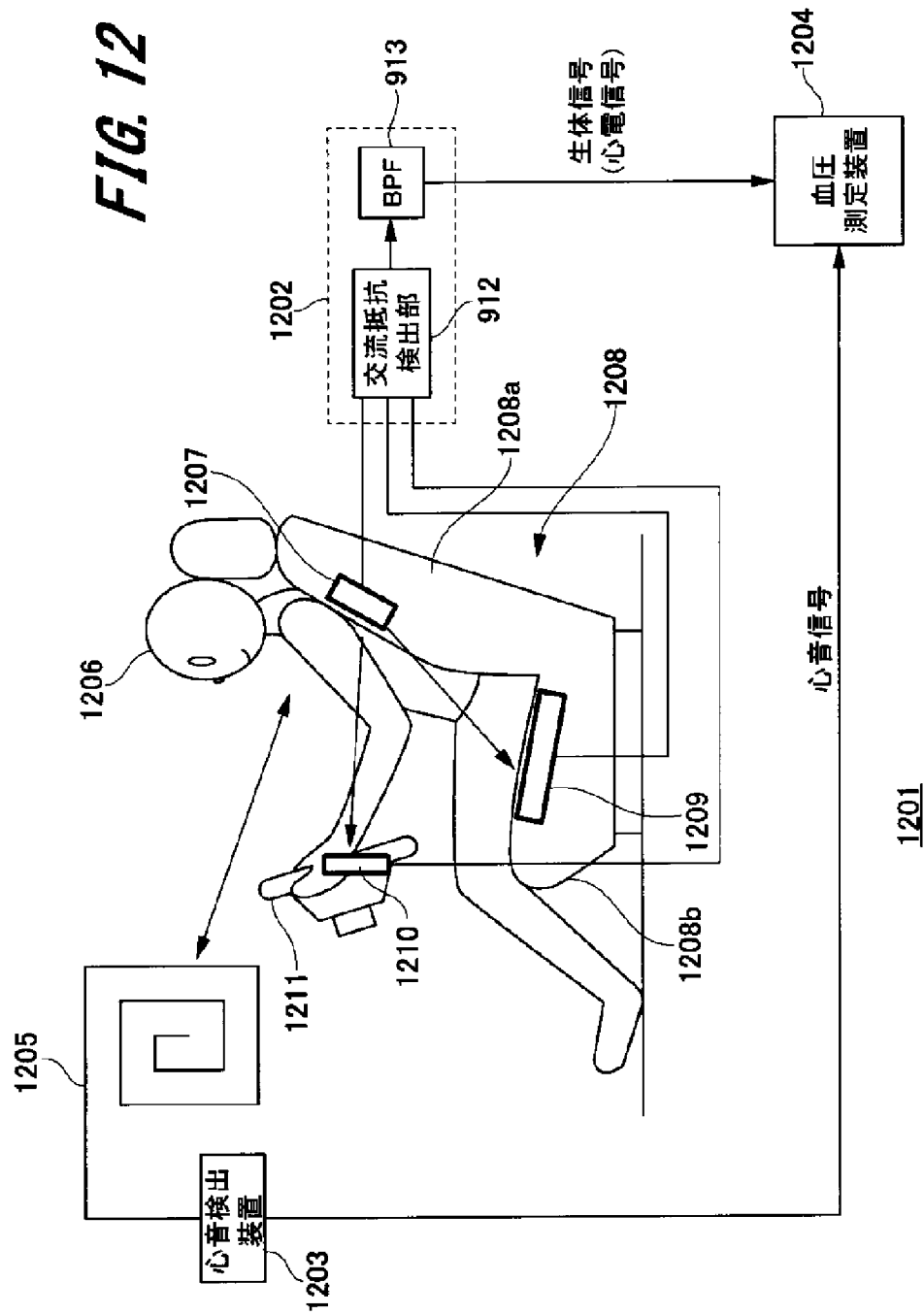
[図10]

**FIG. 10**

[図11]

**FIG. 11**

[図12]



[図13]

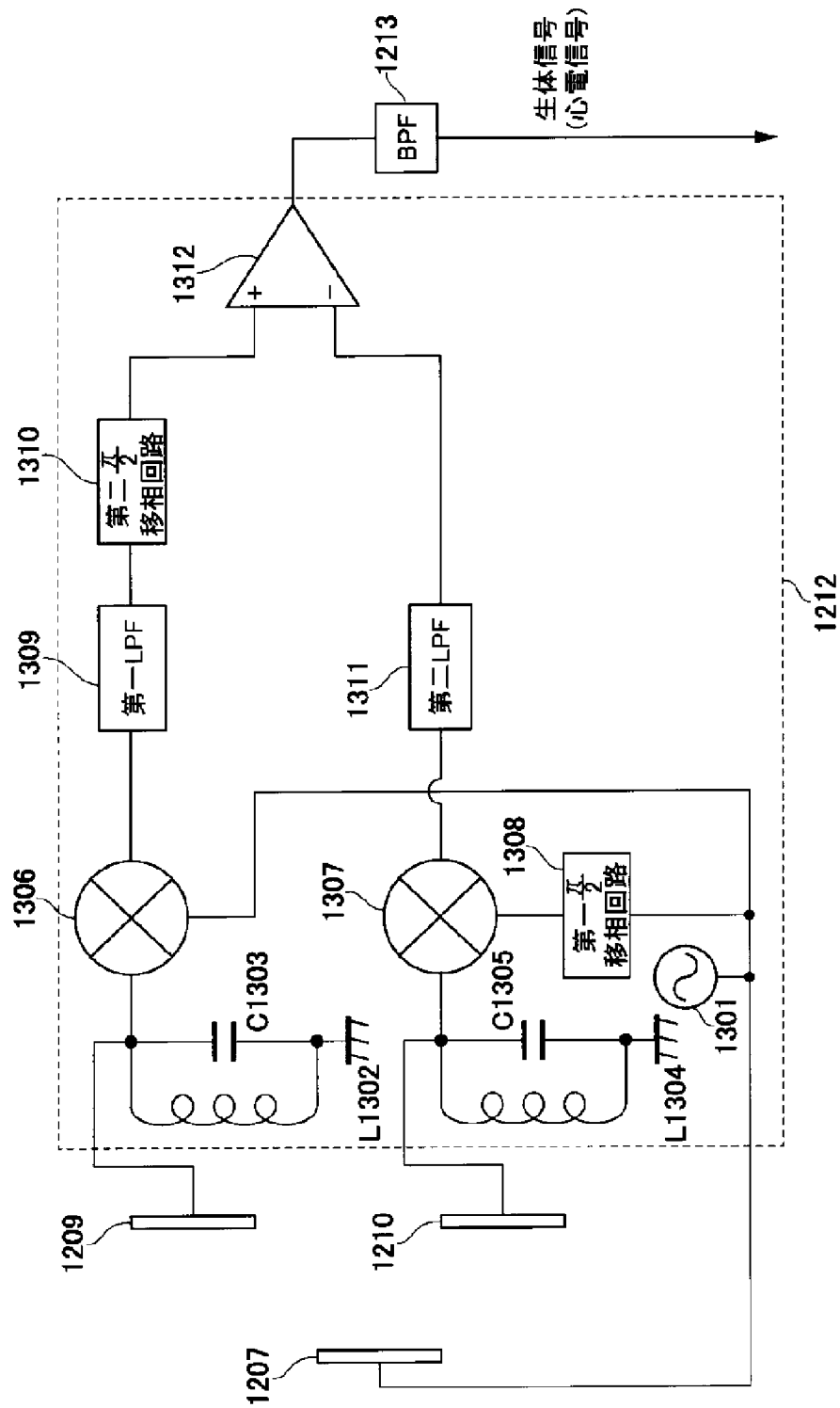
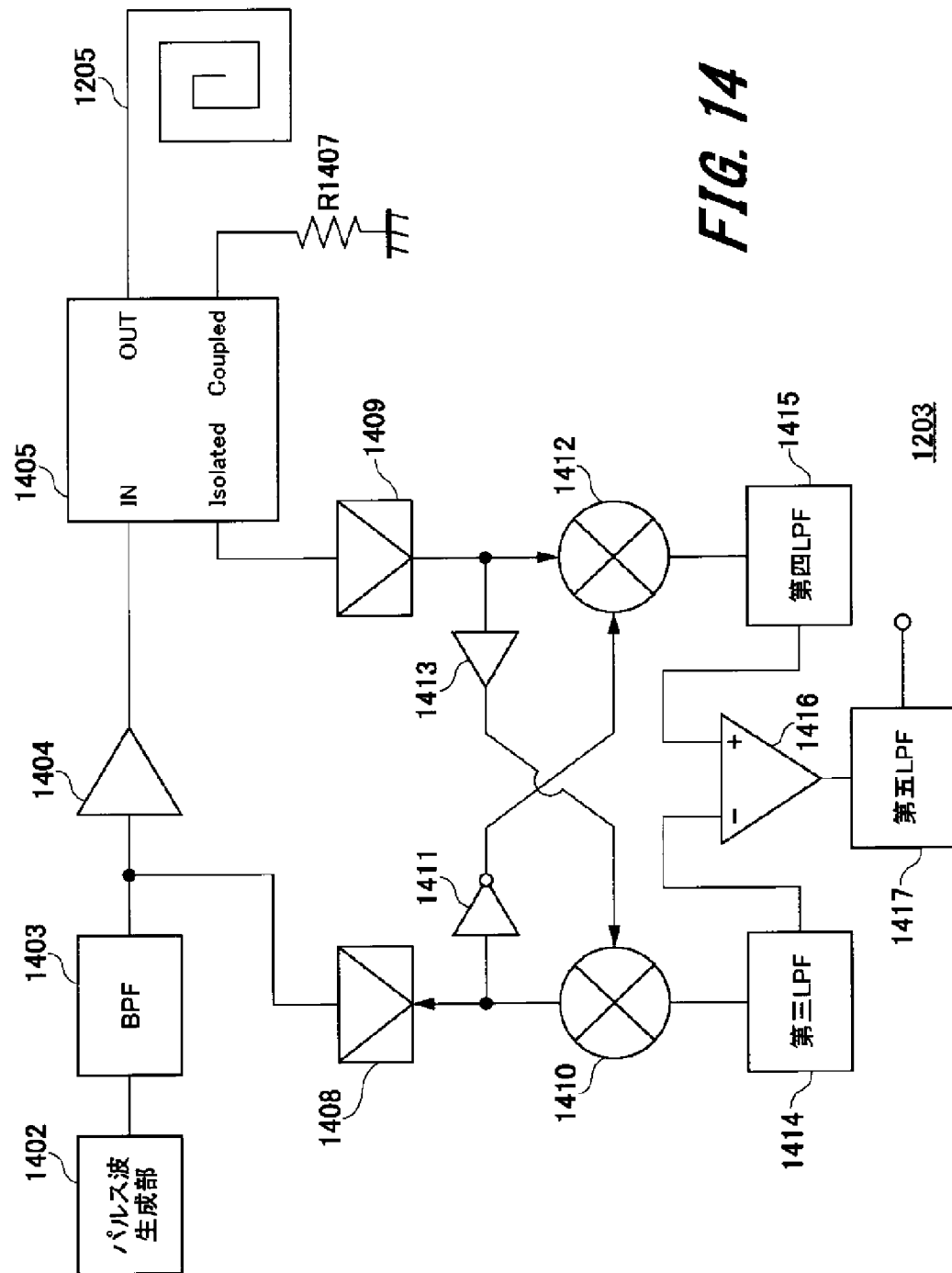


FIG. 13

1202

[図14]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/058606

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/00(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, G06F17/14(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, A61B5/02, A61B5/022, A61B5/0245, G06F17/14

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. |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | JP 2012-16450 A (Fukuoka University),<br>26 January 2012 (26.01.2012),<br>paragraph [0019]<br>(Family: none)                                               | 1-2                   |
| A         | WO 2012/050088 A1 (Fukuoka University),<br>19 April 2012 (19.04.2012),<br>paragraph [0052]<br>& US 2013/0231576 A1<br>paragraph [0101]<br>& CN 103298396 A | 1-2                   |
| A         | JP 2004-358 A (Nippon Telegraph and Telephone Corp.),<br>08 January 2004 (08.01.2004),<br>paragraph [0022]<br>(Family: none)                               | 1-2                   |

☒ 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  
06 June 2016 (06.06.16)

Date of mailing of the international search report  
14 June 2016 (14.06.16)

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/JP2016/058606

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 2015-9047 A (Nagaoka University of Technology),<br>19 January 2015 (19.01.2015),<br>paragraphs [0021], [0023]; fig. 2, 3<br>(Family: none) | 1-2                   |
| A         | WO 2014/084162 A1 (Kyushu Institute of Technology),<br>05 June 2014 (05.06.2014),<br>paragraphs [0031], [0032]; fig. 4<br>(Family: none)      | 1-2                   |

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/00(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, G06F17/14(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, A61B5/02, A61B5/022, A61B5/0245, G06F17/14

## 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<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| A               | JP 2012-16450 A (学校法人福岡大学) 2012.01.26, [0019] (ファミリーなし)                                       | 1-2            |
| A               | WO 2012/050088 A1 (学校法人福岡大学) 2012.04.19, [0052] & US 2013/0231576 A1, [0101] & CN 103298396 A | 1-2            |
| A               | JP 2004-358 A (日本電信電話株式会社) 2004.01.08, [0022] (ファミリーなし)                                       | 1-2            |

☑ 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

06.06.2016

国際調査報告の発送日

14.06.2016

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)

増渕 俊仁

2 Q

4 7 4 7

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<br>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<br>請求項の番号 |
| A                     | JP 2015-9047 A (国立大学法人長岡技術科学大学) 2015. 01. 19,<br>[0021], [0023], 図 2, 3 (ファミリーなし) | 1-2            |
| A                     | WO 2014/084162 A1 (国立大学法人九州工業大学) 2014. 06. 05,<br>[0031], [0032], 図 4 (ファミリーなし)   | 1-2            |