(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
2019年6月27日(27.06.2019)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2019/124025 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)　*A61B 5/02* (2006.01)

(21) 国際出願番号：　PCT/JP2018/044217

(22) 国際出願日：　2018年11月30日(30.11.2018)

(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 2017-245311　2017年12月21日(21.12.2017) JP

(71) 出願人:オムロンヘルスケア株式会社(**OMRON HEALTHCARE CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 Kyoto (JP). オムロン株式会社(**OMRON CORPORATION**) [JP/JP]; 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町８０１番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者:森 健太郎(**MORI, Kentaro**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 川端 康大(**KAWABATA, Yasuhiro**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 松村 直美(**MATSUMURA, Naomi**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

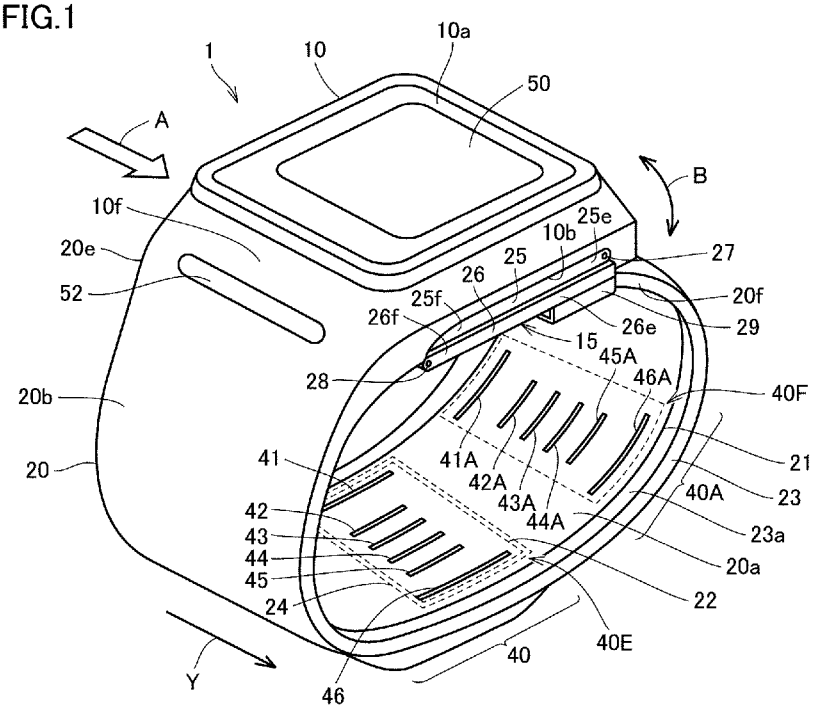
(74) 代理人:特許業務法人深見特許事務所(**FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.**); 〒5300005 大阪府大

WO 2019/124025 A1

(54) **Title:** MEASUREMENT DEVICE AND PROGRAM

(54) 発明の名称： 測定装置およびプログラム

FIG.1



(57) **Abstract:** In order to more accurately acquire information relating to pulse waves, this device for measuring a pulse wave is provided with a first pulse wave sensor unit and a second pulse wave sensor unit which can be respectively placed in correspondence with measurement sites that are spaced apart from each other. The first pulse wave sensor unit outputs a current signal having a first frequency to the measurement site and detects a voltage signal indicating a pulse wave from the measurement site. The second pulse wave sensor unit outputs a current signal having a frequency different from

［続葉有］

阪市北区中之島三丁目２番４号 中之島フェスティバルタワー・ウエスト Osaka (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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)）

the first frequency to the corresponding measurement site and detects a voltage signal indicating a pulse wave from the measurement site. The device processes the voltage signal detected by the first pulse wave sensor unit on the basis of a filter characteristic corresponding to the first frequency and processes the voltage signal detected by the second pulse wave sensor unit on the basis of a filter characteristic corresponding to a second frequency.

(57) 要約：脈波に関する情報をより精度よく取得する。脈波を測定する装置は、互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部を備える。第１脈波センサ部は、第１周波数を有する電流信号を測定部位に出力するとともに、測定部位から脈波を表す電圧信号を検出する。第２脈波センサ部は、第１周波数とは異なる周波数を有する電流信号を対応の測定部位に出力するとともに、測定部位から脈波を表す電圧信号を検出する。装置は、第１脈波センサ部が検出する電圧信号を、第１周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理し、第２脈波センサ部が検出する電圧信号を、第２周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する。

明　細　書

発明の名称 ： 測定装置およびプログラム

技術分野

[0001] 本開示は、測定装置およびプログラムに関し、特に、脈波に関する情報の測定装置およびプログラムに関する。

背景技術

[0002] 脈波を検出する方法として、例えば、特許文献１（特開２０１７－０７０７３９号公報）は、橈骨動脈および尺骨動脈のうちの一つ又は両方の脈波情報を含む生体信号を測定する構成を開示する。

[0003] 特許文献２（特開２０１６－１３５２６１号公報）は、脈波を検出するために、第１方向に配列された発光素子を有するセンサから生体表面に光を照射し、生体内を通過した光を受光素子で受光して、脈波信号として検出する構成を開示する。また、特許文献２は、近接して配置されたセンサどうしの発光の周期をずらすことで、各センサに由来する光による信号どうしを区別する構成を開示する。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１７－０７０７３９号公報
特許文献2：特開２０１６－１３５２６１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 従来、脈波に関する情報を検出するために、動脈上の異なる２点のそれぞれで脈波センサにより脈波信号を検出する構成が提案されている。この場合、脈波センサが近接して配置されるときは、各脈波センサの検出信号は、他方の脈波センサの検出信号と干渉し得る。したがって、脈波に関する情報の正確な検出のために、当該干渉による影響を排除したいとの要望があった。

[0006] 本開示のある局面における目的は、脈波に関する情報をより精度よく取得

する測定装置およびプログラムを提供することである。

課題を解決するための手段

[0007] この開示のある局面に従うと、脈波を測定する装置は、互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部と、を備える。

[0008] 第１脈波センサ部は、第１周波数を有する第１電流信号を対応の測定部位に出力する第１出力部と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するための第１検出部と、を含む。第２脈波センサ部は、第１周波数とは異なる第２周波数を有する第２電流信号を対応の測定部位に出力する第２出力部と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するための第２検出部と、を含む。

[0009] さらに、第１検出部は、検出する脈波を表す電圧信号を、第１周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理し、第２検出部は、検出する脈波を表す電圧信号を、第２周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する。

[0010] 好ましくは、第１周波数は６０ｋＨｚを示し、第２周波数は５０ｋＨｚを示す。

この開示の他の局面に従う、脈波を測定する装置は、互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部を備える。

[0011] 第１脈波センサ部は、第１周波数を有する第１電流信号を対応の測定部位に出力する第１出力部と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するための第１検出部と、を含み、第２脈波センサ部は、第２周波数を有する第２電流信号を対応の測定部位に出力する第２出力部と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するための第２検出部と、を含む。測定装置は、第１脈波センサ部と第２脈波センサ部を、予め定められた間隔で交互に駆動する。

[0012] 好ましくは、第１周波数と第２周波数は、同じ周波数を示す。

好ましくは、第１周波数は、第２周波数とは異なる。

[0013] 好ましくは、第１周波数は、５０ｋＨｚまたは６０ｋＨｚを示し、第２周波数は、５０ｋＨｚまたは６０ｋＨｚを示す。

[0014] 好ましくは、測定装置は、さらに、第１検出部が検出する電圧信号が示す脈波および第２検出部が検出する電圧信号が示す脈波の少なくとも一方から、脈波伝搬速度を検出する。

[0015] 好ましくは、測定装置は、さらに、第１検出部が検出する電圧信号が示す脈波から算出される脈波伝搬速度に基づく第１血圧および第２検出部が検出する電圧信号が示す脈波から算出される脈波伝搬速度に基づく第２血圧の少なくとも一方を算出する血圧算出部を、さらに備える。

[0016] 好ましくは、測定装置は、さらに、第１検出部および第２検出部が検出する脈波を表す電圧信号のそれぞれについて、Ｓ／Ｎ比を検出する。

[0017] 好ましくは、血圧算出部は、第１検出部および第２検出部が検出する脈波を表す電圧信号のうち、Ｓ／Ｎ比の高い方の電圧信号が示す脈波から算出される脈波伝搬速度に基づく血圧を算出する。

[0018] 好ましくは、血圧算出部は、第１血圧および第２血圧のうちの代表血圧を算出する。

好ましくは、代表血圧は、第１血圧および第２血圧の平均血圧を含む。

[0019] 好ましくは、平均血圧は、第１血圧および第２血圧のそれぞれに重みを付けて算出される平均であって、第１血圧の重みは対応のＳ／Ｎ比に基づき、第２血圧の重みは対応のＳ／Ｎ比に基づいている。

[0020] 好ましくは、測定装置は、ディスプレイを、さらに備え、表示部を有した外部の情報処理装置と通信する通信部を、さらに備え、測定装置は、血圧算出部が算出した血圧値を表示部に表示するように、通信部を介して情報処理装置に送信する。

[0021] この開示のさらに他の局面に従うと、装置の制御方法をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、装置は、互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部と、を備え、制御方法は、第１脈波センサ部を、第１周波数を有する第１電流

信号を対応の測定部位に出力するよう制御する第１出力ステップと、第１脈波センサ部を、第１脈波センサ部に対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第１検出ステップと、第２脈波センサ部を、第２周波数を有する第２電流信号を対応の測定部位に出力するよう制御する第２出力ステップと、第２脈波センサ部を、第２脈波センサ部に対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第２検出ステップと、第１検出ステップにおいて検出する脈波を表す電圧信号を、第１周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する第１処理ステップと、第２検出ステップにおいて検出する脈波を表す電圧信号を、第２周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する第２処理ステップと、を備える。

[0022] この開示のさらに他の局面に従うと、装置の制御方法をコンピュータに実行させるためのプログラムが提供される。装置は、互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部と、を備える。制御方法は、第１脈波センサ部を、第１周波数を有する第１電流信号を対応の測定部位に出力するよう制御する第１出力ステップと、第１脈波センサ部を、対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第１検出ステップと、第２脈波センサ部を、第２周波数を有する第２電流信号を対応の測定部位に出力するよう制御する第２出力ステップと、第２脈波センサ部を、対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第２検出ステップと、第１脈波センサ部と第２脈波センサ部を、予め定められた間隔で交互に駆動するステップと、を備える。

発明の効果

[0023] 本開示によると、脈波に関する情報をより精度よく取得することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]実施の形態１に係る血圧計１の外観斜視図である。

[図2]実施の形態１に係る血圧計１が左の手首９０に装着された状態で、手首９０の長手方向に対して垂直な断面を模式的に示す図である。

[図3]実施の形態１に係る血圧計１が手首９０に装着された状態における、インピーダンス測定用の電極群の平面レイアウトを示す図である。

[図4]実施の形態１に係る血圧計１の制御系のブロック構成を示す図である。

[図5]実施の形態１に係るセンサ部の構成を示す図である。

[図6]実施の形態１に係る脈波伝播時間に基づく血圧測定を説明するための模式図である。

[図7]実施の形態１に係るオシロメトリック法による血圧測定を行なう場合において、血圧計１が手首９０に装着された状態での、手首の長手方向に沿った模式断面図である。

[図8]実施の形態１に係るＣＰＵ１００が備える測定に関する機能の構成を模式的に示す図である。

[図9]実施の形態１に係るＰＴＴに基づく血圧測定の処理を示すフローチャートである。

[図10]実施の形態１に係る測定結果の格納例を示す図である。

[図11]実施の形態１に係る測定結果の表示例を示す図である。

[図12]実施の形態１に係るシステムの概略的な構成を示す図である。

[図13]実施の形態１の背景を説明するための図である。

[図14]実施の形態１の構成を示す図である。

[図15]実施の形態２に係るＣＰＵ１００Ａが備える測定に関する機能の構成を模式的に示す図である。

[図16]実施の形態２に係る周期ＣＲを模式的に示す図である。

[図17]実施の形態２に係る測定部位に出力される電流信号の波形を模式的に示す図である。

[図18]実施の形態４に係る血圧計１の制御方法を示すフローチャートである。

[図19]実施の形態４に係る血圧計１の他の制御方法を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0025] 以下、図面を参照しつつ、本発明の実施の形態について説明する。以下の説明では、同一の部品には同一の符号を付してある。それらの名称および機能も同じである。したがって、それらについての詳細な説明は繰り返さない。

[0026] 以下では、脈波に関する情報として、脈波伝搬時間（以下、ＰＴＴと称する）を例示するが、脈波に関する情報は、ＰＴＴに限定されない。また、脈波に関する情報を取得するための測定装置は、ウェアラブル端末である血圧計に搭載されるケースを説明する。ただし、「測定装置」を搭載する装置は、血圧計に限られない。また、血圧計は、ウェアラブル型の端末に限定されない。

[0027] ［実施の形態１］

＜血圧計の構成＞

図１は、実施の形態１に係る血圧計１の外観斜視図である。図２は、実施の形態１に係る血圧計１が左の手首９０に装着された状態（以下、「装着状態」とも称する。）で、手首９０の長手方向に対して垂直な断面を模式的に示す図である。本実施の形態では、左の手首９０が測定部位となる。なお、「測定部位」は、動脈が通っている部位であればよく、手首に限定されない。測定部位は、例えば、右手首、上腕、足首、大腿などの下肢であってもよい。

[0028] 図１および図２を参照して、ベルト２０は、帯状の部材である。ベルト２０は、その長手方向が手首９０を周方向に対応するようにして、装着状態では、摺動可能に巻き付け装着される。ベルト２０の幅方向Ｙの寸法（幅寸法）は、例えば、約３０ｍｍである。ベルト２０は、帯状体２３と、圧迫カフ２１とを含む。帯状体２３は、測定部位側の面である内周面２３ａおよび内周面２３ａの反対側の面である外周面２０ｂを有する。実施の形態１では、ベルト２０が測定部位に巻き付けが装着される場合、血圧計１の状態は「装着状態」となる。また、「装着中」は、この「装着状態」が継続する場合を示す。

[0029] 圧迫カフ２１は、帯状体２３の内周面２３ａに沿って取り付けられ、手首９０に接する内周面２０ａを有する（図２参照）。圧迫カフ２１は、伸縮可能な２枚のポリウレタンシートを厚さ方向に対向させ、それらの周縁部を溶着して、流体袋として構成されている。本実施の形態では、圧迫カフ２１の流体袋は、流体を収容可能な袋状の部材であればよい。圧迫カフ２１は、流体が供給されると膨張し、膨張に伴い測定部位は加圧される。また、流体が排出されると圧迫カフ２１は収縮し、測定部位の加圧状態は解消される。

[0030] 本体１０は、ベルト２０のうちの一方の端部２０ｅと一体に設けられる。なお、ベルト２０と本体１０とを別々に形成し、ベルト２０に対して本体１０を、係合部材（例えば、ヒンジ）を介して、一体に取り付ける構成でもよい。本実施の形態では、本体１０が配置された部位は、装着状態において手首９０の背側面（手の甲側の面）９０ｂに対応する（図２参照）。図２中には、手首９０内で掌側面（手の平側の面）９０ａ近傍を通る橈骨動脈９１と尺骨動脈９１Ａが示されている。

[0031] 図１に示すように、本体１０は、ベルト２０の外周面２０ｂに対して垂直な方向に厚さを有する立体的形状を有する。本体１０は、ユーザの日常活動を妨げないように、小型で、薄厚に形成される。本体１０は、ベルト２０から外向きに突起した四角錐台状の輪郭を有する。

[0032] 本体１０の頂面（測定部位から最も遠い側の面）１０ａには、ディスプレイ５０が設けられる。本体１０の側面（図１における左手前側の側面）１０ｆに沿って、ユーザからの指示を入力するための操作部５２が設けられる。

[0033] ベルト２０の一方の端部２０ｅと他方の端部２０ｆとの間の部位であって、ベルト２０の内周面２０ａ（すなわち、圧迫カフ２１の内周面２０ａ）上には、センサ部４０および４０Ａが設けられる。センサ部４０および４０Ａは、インピーダンス測定機能を用いて脈波を検出する機能を備える。

[0034] センサ部４０が配置された部位の内周面２０ａには、電極群４０Ｅが配置される。電極群４０Ｅは、ベルト２０の幅方向Ｙに関して互いに離間した状態で配置された６個の板状（またはシート状）の電極４１～４６を有する。

電極群４０Ｅが配置された部位は、装着状態において手首９０の橈骨動脈９１に対応する。

[0035] 外周面２１ａにおける、電極群４０Ｅに対応する位置には、固形物２２が配置される。固形物２２の外周側には、押圧カフ２４が配置される。押圧カフ２４は、圧迫カフ２１の周方向に関して電極群４０Ｅに対応する領域を局所的に抑圧する拡張部材である。押圧カフ２４は、ベルト２０を構成する帯状体２３の内周面２３ａに配置される（図２参照）。帯状体２３は、厚さ方向に関して可撓性を有し、周方向（長手方向）に関して非伸縮性を有するプラスチック材料から構成される。

[0036] 押圧カフ２４は、ベルト２０の厚さ方向に伸縮する流体袋であり、流体の供給により加圧状態となり、流体の排出により非加圧状態となる。押圧カフ２４は、例えば、伸縮可能な２枚のポリウレタンシートを厚さ方向に対向させ、それらの周縁部を溶着して、流体袋として構成されている。

[0037] 押圧カフ２４の内周面２４ａのうち、電極群４０Ｅに対応する位置には、固形物２２が配置されている。固形物２２は、例えば、厚さ１～２ｍｍ程度の板状の樹脂（例えば、ポリプロピレン）で構成されている。本実施の形態では、センサ部４０を測定部位（橈骨動脈９１に対応する部位）に押圧する押圧部として、ベルト２０、押圧カフ２４、および固形物２２を用いている。

[0038] センサ部４０Ａは、センサ部４０と類似した配置態様および構成を有する。具体的には、センサ部４０Ａが配置された部位の内周面２０ａには、電極群４０Ｆが配置される。電極群４０Ｆは、ベルト２０の幅方向Ｙに関して互いに離間した状態で配置された６個の板状（またはシート状）の電極４１Ａ～４６Ａを有する。電極群４０Ｆが配置された部位は、装着状態において手首９０の尺骨動脈９１Ａに対応する。

[0039] 外周面２１ａにおける、電極群４０Ｆに対応する位置には、固形物２２Ａが配置される。固形物２２Ａの外周側には、押圧カフ２４Ａが配置される。押圧カフ２４Ａは、圧迫カフ２１の周方向に関して電極群４０Ｆに対応する

領域を局所的に抑圧する拡張部材である。押圧カフ２４Ａも、押圧カフ２４と同様に、ベルト２０を構成する帯状体２３の内周面２３ａに配置される（図２参照）。

[0040] 押圧カフ２４Ａは、ベルト２０の厚さ方向に伸縮する流体袋であり、流体の供給により加圧状態となり、流体の排出により非加圧状態となる。押圧カフ２４Ａは、例えば、伸縮可能な２枚のポリウレタンシートを厚さ方向に対向させ、それらの周縁部を溶着して、流体袋として構成されている。

[0041] 押圧カフ２４Ａの内周面２４ｂのうち、電極群４０Ｆに対応する位置には、固形物２２Ａが配置されている。固形物２２Ａは、例えば、厚さ１～２ｍｍ程度の板状の樹脂（例えば、ポリプロピレン）で構成されている。本実施の形態では、センサ部４０Ａを測定部位（尺骨動脈９１Ａに対応する部位）に押圧する押圧部として、ベルト２０、押圧カフ２４Ａ、および固形物２２Ａを用いている。

[0042] 図１に示すように、本体１０の底面（測定部位に最も近い側の面）１０ｂと、ベルト２０の端部２０ｆとは、三つ折れバックル１５（以下、単に「バックル１５」とも称する。）によって接続されている。

[0043] バックル１５は、外周側に配置された板状部材２５と、内周側に配置された板状部材２６とを含む。板状部材２５の一方の端部２５ｅは、幅方向Ｙに沿って延びる連結棒２７を介して本体１０に対して回動自在に取り付けられる。板状部材２５の他方の端部２５ｆは、幅方向Ｙに沿って延びる連結棒２８を介して、板状部材２６の一方の端部２６ｅに対して回動自在に取り付けられる。板状部材２６の他方の端部２６ｆは、固定部２９によってベルト２０の端部２０ｆ近傍に固定されている。

[0044] ベルト２０の周方向に関して、固定部２９の取り付け位置は、ユーザの手首９０の周囲長に合わせて予め可変して設定されている。これにより、血圧計１（ベルト２０）は、全体として略環状に構成されるとともに、本体１０の底面１０ｂとベルト２０の端部２０ｆとが、バックル１５によって図１中の矢印Ｂ方向に開閉可能に構成される。

[0045] ユーザは、血圧計１を手首９０に装着する際、バックル１５を開いてベルト２０の環の径を大きくした状態で、図１中の矢印Ａで示す方向からベルト２０に左手を通す。次に、図２に示すように、ユーザは、手首９０の周りのベルト２０の角度位置を摺動させる等して調節し、橈骨動脈９１上に位置するようにセンサ部４０を移動させる。これにより、センサ部４０の電極群４０Ｅは、手首９０の掌側面９０ａのうち橈骨動脈９１に対応する部分９０ａ１に当接する状態となる。また、センサ部４０Ａの電極群４０Ｆは、手首９０の掌側面９０ａのうち尺骨動脈９１Ａに対応する部分に当接する状態となる。この状態で、ユーザは、バックル１５を閉じて固定する。このようにして、ユーザは血圧計１（ベルト２０）を手首９０に巻き付け装着する。

[0046] 図３は、実施の形態１に係る血圧計１が手首９０に装着された状態における、インピーダンス測定用の電極群の平面レイアウトを示す図である。図３を参照して、装着状態においては、センサ部４０の電極群４０Ｅは、左の手首９０の橈骨動脈９１に対応して、手首の長手方向に沿って並んだ状態となる。電極群４０Ｅは、幅方向Ｙに関して、両側に配置された通電用の電流電極対４１，４６と、当該電流電極対４１，４６の間に配置された検出電極対４２，４３および検出電極対４４，４５とを含む。第１脈波センサ４０－１は検出電極対４２，４３を含み、第２脈波センサ４０－２は検出電極対４４，４５を含む。

[0047] 検出電極対４２，４３に対して、橈骨動脈９１の血流のより下流側の部分に対応して、検出電極対４４，４５が配置されている。幅方向Ｙに関して、検出電極対４２，４３の中央と検出電極対４４，４５の中央との間の間隔Ｄ（後述する図６参照）は、例えば、２０ｍｍに設定される。間隔Ｄは、第１脈波センサ４０－１と第２脈波センサ４０－２との間隔に相当する。また、幅方向Ｙに関して、検出電極対４２，４３間の間隔、および検出電極対４４，４５の間隔は、例えば、いずれも２ｍｍに設定される。

[0048] 同様に、装着状態においては、センサ部４０Ａの電極群４０Ｆは、左の手首９０の尺骨動脈９１Ａに対応して、手首の長手方向に沿って並んだ状態と

なる。電極群４０Ｆは、幅方向Ｙに関して、両側に配置された通電用の電流電極対４１Ａ，４６Ａと、当該電流電極対４１Ａ，４６Ａの間に配置された検出電極対４２Ａ，４３Ａおよび検出電極対４４Ａ，４５Ａを含む。第１脈波センサ４０－１Ａは検出電極対４２Ａ，４３Ａを含み、第２脈波センサ４０－２Ａは検出電極対４４Ａ，４５Ａを含む。

[0049] 検出電極対４２Ａ，４３Ａに対して、尺骨動脈９１Ａの血流のより下流側の部分に対応して、検出電極対４４Ａ，４５Ａが配置されている。幅方向Ｙに関して、検出電極対４２Ａ，４３Ａの中央と検出電極対４４Ａ，４５Ａの中央との間の上記の間隔Ｄは、例えば、２０ｍｍに設定される。間隔Ｄは、第１脈波センサ４０－１Ａと第２脈波センサ４０－２Ａとの間隔に相当する。また、幅方向Ｙに関して、検出電極対４２Ａ，４３Ａ間の間隔、および検出電極対４４Ａ，４５Ａの間隔は、例えば、いずれも２ｍｍに設定される。

[0050] このような電極群４０Ｅおよび４０Ｆは偏平に構成され得るため、血圧計１では、ベルト２０を全体として薄厚に構成できる。また、電極群４０Ｅおよび４０Ｆは、柔軟に構成され得るため、電極群４０Ｅおよび４０Ｆは、圧迫カフ２１による左の手首９０の圧迫を妨げず、後述のオシロメトリック法による血圧測定の精度を損なわない。

[0051] 図４は、実施の形態１に係る血圧計１の制御系のブロック構成を示す図である。血圧計１は、オシロメトリック法による血圧測定機能と、ＰＴＴに基づく血圧測定機能とを備える。図４の血圧計１では、流体として空気を用いる構成を例示する。

[0052] 図４を参照して、本体１０は、制御部として機能するＣＰＵ(Central Processing Unit)１００と、ディスプレイ５０と、記憶部として機能するメモリ５１と、操作部５２と、電池５３と、通信部５９とを含む。また、本体１０は、圧力センサ３１と、ポンプ３２と、弁３３と、圧力センサ３４と、切替弁３５とを含む。切替弁３５は、ポンプ３２および弁３３の接続先を、圧迫カフ２１または押圧カフ２４，２４Ａに切り替える。

[0053] さらに、本体１０は、圧力センサ３１および圧力センサ３４のそれぞれか

らの出力を周波数に変換する発振回路３１０および発振回路３４０と、ポンプ３２を駆動するポンプ駆動回路３２０とを含む。センサ部４０，４０Ａの構成は、図５で後述する。

[0054] ディスプレイ５０は、例えば、有機ＥＬ(Electro Luminescence)ディスプレイで構成され、ＣＰＵ１００からの制御信号に従って情報を表示する。この情報は、測定結果を含む。なお、ディスプレイ５０は、有機ＥＬディスプレイに限られず、例えば、ＬＣＤ（Liquid Cristal Display）など、他のタイプのディスプレイで構成されてもよい。

[0055] 操作部５２は、例えば、プッシュ式スイッチで構成され、ユーザによる血圧測定開始または停止の指示に応じた操作信号をＣＰＵ１００に入力する。なお、操作部５２は、プッシュ式スイッチに限られず、例えば、感圧式（抵抗式）または近接式（静電容量式）のタッチパネル式スイッチなどであってもよい。また、本体１０がマイクロフォン（図示しない）を含んでおり、ユーザの音声によって血圧測定開始の指示を受け付けてもよい。

[0056] メモリ５１は、血圧計１を制御するためのプログラムのデータ、血圧計１を制御するために用いられるデータ、血圧計１の各種機能を設定するための設定データ、血圧値の測定結果のデータなどを非一時的に記憶する。また、メモリ５１は、プログラムが実行されるときのワークメモリなどとして用いられる。

[0057] ＣＰＵ１００は、メモリ５１に記憶された血圧計１を制御するためのプログラムに従って、制御部として各種機能を実行する。例えば、オシロメトリック法による血圧測定を実行する場合は、ＣＰＵ１００は、操作部５２からの血圧測定開始の指示に応じて、圧力センサ３１からの信号に基づいて、ポンプ３２（および弁３３）を駆動する。また、ＣＰＵ１００は、圧力センサ３１からの信号に基づいて、血圧値（最高血圧（収縮期血圧：Systolic Blood Pressure）と最低血圧（拡張期血圧：Diastolic Blood Pressure））を算出するとともに、脈拍数を算出する。

[0058] ＣＰＵ１００は、ＰＴＴに基づく血圧測定を実行する場合、操作部５２か

らの血圧測定開始の指示に応じて、圧迫カフ２１内の空気を排出させるために弁３３を駆動する制御を行なう。また、ＣＰＵ１００は、切替弁３５を駆動して、ポンプ３２（および弁３３）の接続先を押圧カフ２４，２４Ａに切り替える制御を行なう。さらに、ＣＰＵ１００は、圧力センサ３４からの信号に基づいて、血圧値を算出する制御を行なう。

[0059] 通信部５９は、ＣＰＵ１００によって制御されて、ネットワーク９００を介して外部の情報処理装置と通信する。外部の情報処理装置は、後述する携帯型端末１０Ｂおよびサーバ３０を含み得るが、これら装置に限定されない。ネットワーク９００を介した通信は、無線または有線を含み得る。例えば、ネットワーク９００は、インターネットおよびＬＡＮ（Local Area Network）を含み得る。または、ＵＳＢケーブルを用いた１対１の通信も含み得る。通信部５９は、マイクロＵＳＢコネクタを含み得る。

[0060] ポンプ３２および弁３３は、切替弁３５、エア配管３９ａ，３９ｂを介して、圧迫カフ２１および押圧カフ２４，２４Ａに接続されている。圧力センサ３１はエア配管３８ａを介して、圧力センサ３４はエア配管３８ｂを介して、それぞれ圧迫力フ２１および押圧カフ２４，２４Ａに接続されている。圧力センサ３１は、エア配管３８ａを介して、圧迫カフ２１内の圧力を検出する。切替弁３５は、ＣＰＵ１００から与えられる制御信号に基づいて駆動し、ポンプ３２および弁３３の接続先を圧迫カフ２１または押圧カフ２４，２４Ａに切り替える。

[0061] ポンプ３２は、例えば、圧電ポンプで構成される。切替弁３５により、ポンプ３２および弁３３の接続先が圧迫カフ２１に切り替えられている場合には、ポンプ３２は、圧迫カフ２１内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管３９ａを通して圧迫カフ２１に加圧用の流体としての空気を供給する。切替弁３５により、ポンプ３２および弁３３の接続先が押圧カフ２４，２４Ａに切り替えられている場合には、ポンプ３２は、押圧カフ２４，２４Ａのカフ内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管３９ｂを通して押圧カフ２４，２４Ａに空気を供給する。

[0062] 弁３３は、ポンプ３２に搭載され、ポンプ３２のオン／オフに伴って開閉が制御される構成になっている。具体的には、切替弁３５により、ポンプ３２および弁３３の接続先が圧迫カフ２１に切り替えられている場合には、弁３３は、ポンプ３２がオンされると閉じて、圧迫カフ２１内に空気を封入する一方、ポンプ３２がオフされると開いて、圧迫カフ２１の空気をエア配管３９ａを通して大気中へ排出させる。

[0063] 切替弁３５により、ポンプ３２および弁３３の接続先が押圧カフ２４，２４Ａに切り替えられている場合には、弁３３は、ポンプ３２がオンされると閉じて、押圧カフ２４，２４Ａ内に空気を封入する一方、ポンプ３２がオフされると開いて、押圧カフ２４，２４Ａの空気を、エア配管３９ｂを通して大気中へ排出させる。弁３３は、逆止弁の機能を有し、排出されるエアが逆流することはない。ポンプ駆動回路３２０は、ポンプ３２をＣＰＵ１００から与えられる制御信号に基づいて駆動する。

[0064] 圧力センサ３１は、例えば、ピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管３８ａを介して、ポンプ３２、弁３３および圧迫カフ２１に接続されている。圧力センサ３１は、エア配管３８ａを介して、ベルト２０（圧迫カフ２１）の圧力、例えば、大気圧を基準（ゼロ）とした圧力を検出して時系列の信号として出力する。

[0065] 発振回路３１０は、圧力センサ３１からのピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号をＣＰＵ１００に出力する。圧力センサ３１の出力は、圧迫力フ２１の圧力を制御するため、および、オシロメトリック法によって血圧値を算出するために用いられる。

[0066] 圧力センサ３４は、例えば、ピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管３８ｂを介して、ポンプ３２、弁３３および押圧カフ２４，２４Ａに接続されている。圧力センサ３４は、エア配管３８ｂを介して、押圧カフ２４，２４Ａの圧力、例えば、大気圧を基準（ゼロ）とした圧力を検出して時系列の信号として出力する。

[0067] 発振回路３４０は、圧力センサ３４からのピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に応じて発振し、圧力センサ３４の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号をＣＰＵ１００に出力する。圧力センサ３４の出力は、押圧カフ２４，２４Ａの圧力を制御するため、および、ＰＴＴに基づく血圧を算出するために用いられる。ＰＴＴに基づく血圧測定のために押圧カフ２４，２４Ａの圧力を制御する場合には、ＣＰＵ１００は、ポンプ３２および弁３３を制御して、種々の条件に応じてカフ圧の加圧と減圧を行なう。

[0068] 電池５３は、本体１０に搭載された各種要素に電力を供給する。電池５３は、配線７１を通して、センサ部４０，４０Ａ部４９へも電力を供給する。配線７１は、信号用の配線７２とともに、ベルト２０の帯状体２３と圧迫カフ２１との間に挟まれた状態で、ベルト２０の周方向に沿って本体１０とセンサ部４０，４０Ａとの間に延在して設けられている。

[0069] （センサ部の構成）

図５は、実施の形態１に係るセンサ部の構成を示す図である。図５（Ａ）を参照して、センサ部４０は、前述した電極群４０Ｅの電極４１～４６、ならびに通電および電圧検出部４９を備える。通電および電圧検出部４９は、第１周波数を有した第１電流信号を電流電極４１および４６を介して対応の測定部位に出力する交流電源部４９２（第１出力部に相当）と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出電極４２～４５を介して検出するための電圧検出部４９１（第１検出部に相当）を含む。

[0070] 交流電源部４９２は、ＣＰＵ１００からの制御信号ＣＴ１に従い、電池５３からの電圧を受けて第１周波数を有した電圧を電流電極４１，４６に印加する。これにより、測定部位に電流が供給される。電圧検出部４９１は、ＣＰＵ１００からの制御信号ＣＴ１に従い、検出電極４２～４５を介して測定部位からの電圧信号を検出する。電圧検出部４９１は、第１周波数に対応のフィルタ特性（カットオフ周波数など）を有したＢＰＦ（band-pass filter）を含むフィルタ部４９３、検出される電圧信号のＳ／Ｎ比（signal-noise

ratio）を検出するＳ／Ｎ比検出部４９４、および電圧信号をディジタルデータに変換するＡ／Ｄ（analog-digital）変換部４９５を含む。電圧検出部４９１は、検出されるＳ／Ｎ比Ｒ１および変換後のディジタルデータを、ＣＰＵ１００に出力する。

[0071] 図５（Ｂ）を参照して、センサ部４０Ａは、前述した電極群４０Ｆの電極４１Ａ～４６Ａ、ならびに通電および電圧検出部４９Ａを備える。通電および電圧検出部４９Ａは、第２周波数を有した第２電流信号を電流電極４１Ａおよび４６Ａを介して対応の測定部位に出力する交流電源部４９２Ａ（第２出力部に相当）と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出電極４２Ａ～４５Ａを介して検出するための電圧検出部４９１Ａ（第２検出部に相当）を含む。

[0072] 交流電源部４９２Ａは、ＣＰＵ１００からの制御信号ＣＴ２に従い、電池５３からの電圧を受けて第２周波数を有した電圧を電流電極４１Ａ，４６Ａに印加する。これにより、測定部位に電流が供給される。電圧検出部４９１Ａは、ＣＰＵ１００からの制御信号ＣＴ２に従い、検出電極４２Ａ～４５Ａを介して測定部位からの電圧信号を検出する。電圧検出部４９１Ａは、第２周波数に対応のフィルタ特性（カットオフ周波数）を有したＢＰＦを含むフィルタ部４９３Ａ、検出される電圧信号のＳ／Ｎ比（signal-noise ratio）を検出するＳ／Ｎ比検出部４９４Ａ、および電圧信号をディジタルデータに変換するＡ／Ｄ変換部４９５Ａを含む。電圧検出部４９１Ａは、検出されるＳ／Ｎ比Ｒ２および変換後のディジタルデータを、ＣＰＵ１００に出力する。

[0073] なお、交流電源部４９２，４９２Ａは、電池５３からの電圧を受けて第１周波数，第２周波数の電圧信信号を生成するための、昇圧回路および電圧調整回路を含んで構成されてもよい。

[0074] （脈波伝播時間に基づく血圧測定の概要）

図６は、実施の形態１に係る脈波伝播時間に基づく血圧測定を説明するための模式図である。具体的には、図６（Ａ）は、血圧計１が手首９０に装着

された状態における、脈波伝播時間に基づく血圧測定を行う際の手首の長手方向に沿った模式断面を示す。図６（Ｂ）は、脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２の波形を示す。なお、図６では、センサ部４０は測定部位の橈骨動脈９１の上に位置した状態を示すが、センサ部４０Ａが測定部位の尺骨動脈９１Ａの上に位置した状態であっても、図６と同様の説明が可能である。したがって、ここでは、センサ部４０Ａによる、脈波伝播時間に基づく血圧測定の説明は簡単に行う。

[0075] 図６（Ａ）を参照して、交流電源部４９２部は、所定電圧を電流電極対４１，４６間に印加することにより、測定部位に第１周波数を有した例えば電流値１ｍＡの高周波定電流ｉを流す。

[0076] また、電圧検出部４９１は、第１脈波センサ４０－１を構成する検出電極対４２，４３間の電圧信号ｖ１と、第２脈波センサ４０－２を構成する検出電極対４４，４５間の電圧信号ｖ２とを検出する。電圧信号ｖ１，ｖ２は、左の手首９０の掌側面９０ａのうち、それぞれ第１脈波センサ４０－１、第２脈波センサ４０－２が対向する部分における、橈骨動脈９１の血流の脈波による電気インピーダンスの変化を表す。

[0077] 具体的には、電圧検出部４９１では、電圧信号ｖ１，ｖ２はフィルタ部４９３により第１周波数に対応する信号成分を除く成分が除去される。Ｓ／Ｎ比検出部４９４は、フィルタ通過後の電圧信号のＳ／Ｎ比を検出する。Ａ／Ｄ変換部４９５は、フィルタ部４９３を通過後の電圧信号ｖ１，ｖ２をアナログデータからディジタルデータに変換して、配線７２を介してＣＰＵ１００へ出力する。

[0078] ＣＰＵ１００は、入力された電圧信号ｖ１，ｖ２（ディジタルデータ）に対して、所定の信号処理を施して、図６（Ｂ）中に示すような山状の波形を有する脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２を生成する。

[0079] なお、電圧信号ｖ１，ｖ２は、例えば、１ｍｖ程度である。また、脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２のそれぞれのピークＡ１，Ａ２は、例えば、約１Ｖである。橈骨動脈９１の血流の脈波伝搬速度（Pulse Wave Velocity ； ＰＷＶ

）が１０００ｃｍ／ｓ～２０００ｃｍ／ｓの範囲であるとすると、第１脈波センサ４０－１と第２脈波センサ４０－２との間の間隔Ｄ＝２０ｍｍであることから、脈波信号ＰＳ１および脈波信号ＰＳ２間の時間差Δｔは、１．０ｍｓ～２．０ｍｓの範囲となる。

[0080] センサ部４０Ａも尺骨動脈９１Ａの測定部位に対し、センサ部４０Ａの交流電源部４９２Ａは、所定電圧を電流電極対４１，４６間に印加することにより、測定部位に第２周波数を有した例えば電流値１ｍＡの高周波定電流ｉを流す。

[0081] また、電圧検出部４９１Ａは、第１脈波センサ４０－１Ａを構成する検出電極対４２Ａ，４３Ａ間の電圧信号ｖ１Ａと、第２脈波センサ４０－２Ａを構成する検出電極対４４Ａ，４５Ａ間の電圧信号ｖ２Ａとを検出する。電圧信号ｖ１Ａ，ｖ２Ａは、左の手首９０の掌側面９０ａのうち、それぞれ第１脈波センサ４０－１Ａ、第２脈波センサ４０－２Ａが対向する部分における、尺骨動脈９１Ａの血流の脈波による電気インピーダンスの変化を表す。

[0082] 電圧検出部４９Ａでは、電圧信号ｖ１Ａ，ｖ２Ａはフィルタ部４９３Ａにより第２周波数に対応する信号成分を除く成分が除去される。Ｓ／Ｎ比検出部４９４Ａは、フィルタ通過後の電圧信号のＳ／Ｎ比を検出する。Ａ／Ｄ変換部４９５Ａは、フィルタ部４９３Ａを通過後の電圧信号ｖ１，ｖ２をアナログデータからディジタルデータに変換して、配線７２を介してＣＰＵ１００へ出力する。なお、Ａ／Ｄ変換部４９５およびＡ／Ｄ変換部４９５Ａは、サンプリングレートとして例えば３００Ｈｚを有するが、このレートに限定されず、ＰＴＴ算出の精度を維持するのに必要なサンプリングレートであればよい。

[0083] ＣＰＵ１００は、入力された電圧信号ｖ１Ａ，ｖ２Ａ（ディジタルデータ）に対して、所定の信号処理を施して、脈波信号ＰＳ１Ａ，ＰＳ２Ａを生成する。脈波信号ＰＳ１Ａ，ＰＳ２Ａのそれぞれのピーク Ａ１，Ａ２の間の間隔Ｄと時間差Δｔを、上述と同様に検出する。

[0084] 図６（Ａ）に示すように、押圧カフ２４は加圧状態となっており、圧迫力

フ２１は内部の空気が排出されて非加圧状態になっている。押圧カフ２４および固形物２２は、橈骨動脈９１の動脈方向に関して、第１脈波センサ４０－１、第２脈波センサ４０－２、および電流電極対４１，４６に跨って配置されている。そのため、押圧カフ２４は、ポンプ３２により加圧されると、第１脈波センサ４０－１、第２脈波センサ４０－２、および電流電極対４１，４６を固形物２２を介して、手首９０の掌側面９０ａに押圧する。

[0085] 手首９０の掌側面９０ａに対する、電流電極対４１，４６、第１脈波センサ４０－１、および第２脈波センサ４０－２のそれぞれの押圧力は、適宜の値に設定することができる。本実施の形態では、押圧部として流体袋の押圧カフ２４を用いているため、ポンプ３２および弁３３を圧迫カフ２１と共通に使用することができ、構成の簡略化を図ることができる。また、固形物２２を介して第１脈波センサ４０－１、第２脈波センサ４０－２、および電流電極対４１，４６を押圧できるため、測定部位に対する押圧力が均一になり、精度よく脈波伝播時間に基づく血圧測定を行なうことができる。このような特徴は、センサ部４０Ａで測定する場合であっても、同様に得ることができる。

[0086] （ＣＰＵ１００の機能構成）

図８は、実施の形態１に係るＣＰＵ１００が備える測定に関する機能の構成を模式的に示す図である。図８を参照して、ＣＰＵ１００は、血圧を算出（推定）するための血圧算出部１１０、ディスプレイ５０を制御する表示制御部１２０、メモリ５１へのデータの書込み、またはメモリ５１からのデータの読出しを制御するメモリ制御部１３０および通信部５９を制御する通信制御部１４０を備える。

[0087] 血圧算出部１１０は、ＰＴＴに基づく血圧測定機能に相当するＰＴＴ血圧算出部１１１、および図７に示すオシロメトリック法に従う血圧測定機能に相当するオシロメトリック血圧算出部１１４を備える。ＰＴＴ血圧算出部１１１は、ＰＴＴ検出部１１２および平均血圧算出部１１３を含む。各部の機能の詳細は後述する。

[0088] （ＰＴＴに基づく血圧測定動作）

ＰＴＴ血圧算出部１１１によるＰＴＴに基づく血圧測定機能を説明する。まず、ユーザが操作部５２を介してＰＴＴに基づく血圧測定を指示すると、ＣＰＵ１００は、ＰＴＴ血圧算出部１１１を起動する。また、ＣＰＵ１００は、ユーザの指示に従い切替弁３５を駆動して、ポンプ３２および弁３３の接続先を押圧カフ２４，２４Ａに切替える。その後、ＣＰＵ１００は弁３３を閉じてポンプ駆動回路３２０を介してポンプ３２を駆動し、押圧カフ２４，２４Ａに空気を送り、押圧カフ２４，２４Ａ内の圧力であるカフ圧Ｐｃを一定速度で高くする。

[0089] この加圧過程で、ＣＰＵ１００のＰＴＴ検出部１１２は、センサ部４０の第１の第１脈波センサ４０－１および第２の第２脈波センサ４０－２のそれぞれが時系列に出力する第１および第２脈波信号ＰＳ１およびＰＳ２を取得し、第１および第２脈波信号ＰＳ１およびＰＳ２の波形間の相互相関係数ｒをリアルタイムに算出する。ＣＰＵ１００は、加圧過程にリアルタイムに算出される相互相関係数ｒが閾値Ｔｈ（例えばＴｈ＝０．９９）を超えると判断すると、その時点のカフ圧Ｐｃにおいて検出される第１および第２脈波信号ＰＳ１およびＰＳ２について、第１および第２脈波信号ＰＳ１およびＰＳ２の振幅のピークＡ１およびＡ２の時間差Δｔをｐｔｔ（脈波伝搬時間）として算出する。

[0090] 同様に、この加圧過程で、ＣＰＵ１００のＰＴＴ検出部１１２は、センサ部４０Ａの第１脈波センサ４０－１Ａおよび第２脈波センサ４０－２Ａから第１および第２脈波信号ＰＳ１ＡおよびＰＳ２Ａを取得し、両脈波信号の波形間の相互相関係数ｒを算出する。ＣＰＵ１００は、加圧過程においてリアルタイムに算出される相互相関係数ｒが上記の閾値Ｔｈを超えると判断すると、その時点のカフ圧Ｐｃにおいて検出される第１および第２脈波信号ＰＳ１ＡおよびＰＳ２Ａについて、第１および第２脈波信号ＰＳ１ＡおよびＰＳ２Ａの振幅のピークの時間差Δｔをｐｔｔ（脈波伝搬時間）として算出する。

[0091] また、ＣＰＵ１００のＰＴＴ血圧算出部１１１は、公知の式（ＥＢＰ＝（α／（ＤＴ^2）＋β）に従い、センサ部４０，４０Ａの出力に従うＰＴＴに基づく血圧ＥＢＰをそれぞれ算出（推定）する。この式中のαとβは所定の係数であり、ＤＴは脈波伝搬時間を示す。これにより、橈骨動脈９１のＰＴＴに基づく血圧ＥＢＰ（以下、血圧ＥＢＰ－１ともいう）と、尺骨動脈９１ＡのＰＴＴに基づく血圧ＥＢＰ（以下、ＥＢＰ－２ともいう）が測定される。平均血圧算出部１１３は、血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２の平均を算出する。

[0092] ＣＰＵ１００は、操作部５２を介して測定開始が指示された後は停止の指示がなされない間は、ＰＴＴの算出と血圧ＥＢＰの算出を繰返し実施する。ＣＰＵ１００は、操作部５２を介して測定停止の指示を入力すると、測定動作を終了するように各部を制御する。

[0093] （オシロメトリック法による血圧測定の概要）

オシロメトリック血圧算出部１１４によるオシロメトリック法に従う血圧測定機能を説明する。まず、ユーザが操作部５２を介してオシロメトリックに従う血圧測定を指示すると、ＣＰＵ１００は、オシロメトリック血圧算出部１１４を起動する。図７は、実施の形態１に係るオシロメトリック法による血圧測定を行なう場合において、血圧計１が手首９０に装着された状態での、手首の長手方向に沿った模式断面図である。

[0094] 図７を参照して、押圧カフ２４は、内部の空気が排出されて非加圧状態となっており、圧迫カフ２１は空気が供給された加圧状態になっている。圧迫カフ２１は、手首９０の周方向に延在しており、ポンプ３２により加圧されると、左の手首９０の周方向を一様に圧迫する。圧迫カフ２１の内周面と左の手首９０との間には、電極群４０Ｅしか存在していないので、圧迫カフ２１による圧迫が他の部材により阻害されることがなく、血管を充分に閉じることができる。

[0095] オシロメトリック法による血圧測定では、オシロメトリック血圧算出部１１４は、測定部位に対する圧迫カフ２１の加圧過程または減圧過程で検出さ

れる発振回路３１０を介した第１圧力センサ３１からの出力波形に従い、血圧を算出（推定）する。本実施の形態に係るオシロメトリック法による血圧の算出方法は、公知の方法に従うので、ここでは説明を繰返さない。

[0096] 表示制御部１２０は、血圧算出部１１０により算出された血圧を含む各種の情報に基づく表示データを生成し、生成した表示データに従いディスプレイ５０を駆動する。これにより、ディスプレイ５０は、測定された血圧を含む情報を表示する。また、メモリ制御部１３０は、血圧算出部１１０により算出された血圧を含む各種の情報をメモリ５１に格納する。これにより、メモリ５１に、測定された血圧を含む情報の履歴を保存しておくことができる。メモリ制御部１３０は、メモリ５１から、血圧算出部１１０により算出された血圧を含む各種の情報を読出す。通信制御部１４０は、血圧算出部１１０により算出された、またはメモリ５１から読出された血圧を含む各種の情報を、通信部５９を介して、外部の情報処理装置に送信し、当該情報処理装置に表示させる。

[0097] 図８の各部の機能は、メモリ５１にプログラムとして格納される。ＣＰＵ１００は、メモリ５１からプログラムを読出し実行することにより、各部の機能が実現される。なお、各部の機能はプログラムで実現する方法に限定されない。例えば、ＡＳＩＣ（application specific integrated circuit：特定用途向け集積回路）またはＦＰＧＡ（field-programmable gate array）を含む回路により実現されてもよい。さらには、プログラムと回路の組合せにより実現されてもよい。

[0098] （処理フローチャート）

図９は、実施の形態１に係るＰＴＴに基づく血圧測定の処理を示すフローチャートである。このフローチャートに従うプログラムは、メモリ５１に格納されて、ＣＰＵ１００により読出されて、実行される。

[0099] 図９を参照して、まず、ＣＰＵ１００は、装着状態において、操作部５２でユーザがＰＴＴの血圧測定開始のスイッチ操作をしたとき、開始指示を受付ける（ステップＳ１０）。ＣＰＵ１００は、血圧測定を開始する際に、ポ

ンプ３２および弁３３の接続先を押圧カフ２４，２４Ａに切り替えるよう、切替弁３５を制御する（ステップＳ１２）。これにより、カフ２４，２４Ａから空気を排気する。

[0100] ＣＰＵ１００は、ポンプ３２を駆動して、押圧カフ２４，２４Ａを所定圧力まで加圧した後に弁３３を閉じて（ステップＳ１４）、その後、ポンプ３２を停止する（ステップＳＳ１６）。ＣＰＵ１００は、測定部位に、電流信号を出力して、脈波を示す電圧信号を検出するよう、制御信号ＣＴ１とＣＴ２を、センサ部４０，４０Ａにそれぞれ出力する（ステップＳ１８）。

[0101] センサ部４０は、橈骨動脈９１の測定部位から検出された電圧信号（脈波信号）のディジタルデータを出力するとともに、電圧信号のうち第１周波数の成分のＳ／Ｎ比Ｒ１を検出し、ＣＰＵ１００に出力する（ステップＳ２２）。同様に、センサ部４０Ａは、尺骨動脈９１Ａの測定部位から検出された電圧信号（脈波信号）のディジタルデータを出力するとともに、電圧信号のうち第２周波数の成分のＳ／Ｎ比Ｒ２を検出し、ＣＰＵ１００に出力する（ステップＳ２２）。

[0102] ＰＴＴ検出部１１２は、センサ部４０，４０Ａからの脈波信号のそれぞれに従い、ＰＴＴを算出する（ステップＳ２４）。ＰＴＴ血圧算出部１１１は、センサ部４０に対応のＰＴＴに基づく血圧ＥＢＰ－１を算出し、また、センサ部４０Ａに対応のＰＴＴに基づく血圧ＥＢＰ－２を算出する（ステップＳ２６）。

[0103] ＣＰＵ１００は、算出された血圧ＥＢＰ－１，ＥＢＰ－２に基づく血圧の情報を出力する（ステップＳ２８）。例えば、表示制御部１２０は、当該血圧の情報を表示するようディスプレイ５０を制御する。または、メモリ制御部１３０は、当該血圧の情報をメモリ５１に格納する。または、通信制御部１４０は、当該血圧の情報を、通信部５９を介して外部の情報処理装置に送信する。

[0104] （測定結果の格納例）

図１０は、実施の形態１に係る測定結果の格納例を示す図である。図１０

を参照して、メモリ５１は血圧計１の測定結果を記録するテーブル３９４を格納する。図１０を参照して、テーブル３９４は、測定結果のデータをレコード単位で格納する。各レコードは、当該レコードを一意に識別するためのＩＤ(identification) のデータ３９Ｅ、測定日時のデータ３９Ｇ、オシロメトリック血圧算出部１１４により算出（推定）された血圧値（収縮期血圧ＳＢＰと拡張期血圧ＤＢＰ）および脈拍数ＰＬＳを含むデータ３９Ｈ、Ｓ／Ｎ比データ３９Ｉ、およびＰＴＴ血圧算出部１１１により算出（推定）された血圧を示すデータ３９Ｊを関連付けて含む。

[0105] Ｓ／Ｎ比データ３９Ｉは、関連付けられた血圧ＥＢＰ－１について検出されたＳ／Ｎ比Ｒ１、および関連付けられた血圧ＥＢＰ－２について検出されたＳ／Ｎ比Ｒ２を含む。

[0106] データ３９Ｊは、ＰＴＴ血圧の測定時に算出（推定）された血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２を含む。データ３９Ｊは、さらに代表血圧ＥＢＰ－Ｒを含むとしてもよい。代表血圧ＥＢＰ－Ｒは、対応の血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２を代表する血圧を示す。

[0107] メモリ制御部１３０は、測定日時のデータ３９Ｇに関連付けて、当該日時に測定されたオシロメトリック法に従う血圧および脈拍数のデータ３９Ｈ、およびＰＴＴに基づく血圧値のデータ３９Ｊを、メモリ５１のテーブル３９４に格納する。

[0108] テーブル３９４における測定データの記憶の態様は、図１０に示すようなレコード単位には限定されない。血圧が測定される毎に、検出されたデータ３９Ｅ～３９Ｊが関連付け（紐付け）される態様であればよい。

[0109] （代表血圧ＥＢＰ－Ｒの決定方法）

実施の形態１では、代表血圧ＥＢＰ－Ｒは、平均血圧算出部１１３が、対応の血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２から算出した平均の血圧を示すが、代表血圧ＥＢＰ－Ｒは、平均血圧に限定されない。

[0110] 例えば、ＣＰＵ１００は、血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２のうちの予め定められた条件を満たす方を、代表血圧ＥＢＰ－Ｒと決定してもよい。

予め定められた条件としては、例えば、血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２のうちの値が大きい方（または小さい方）を代表血圧ＥＢＰ－Ｒと決定する。または、血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２のうちの閾値を超える方（または閾値以下の方）を代表血圧ＥＢＰ－Ｒと決定する。または、血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２のうち対応するＳ／Ｎ比の高い方（ノイズが少ない方）を代表血圧ＥＢＰ－Ｒと決定する。または、血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２のうち対応するＳ／Ｎ比が予め定められた閾値よりも大きい方（高い方）を代表血圧ＥＢＰ－Ｒと決定する。

[0111] また、平均血圧算出部１１３は、血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２のそれぞれに重み付けて平均を算出する重み付き平均算出の機能を有する。具体的には、血圧ＥＢＰ－１の重みは対応のＳ／Ｎ比Ｒ１の値に基づき、血圧ＥＢＰ－２の重みは対応のＳ／Ｎ比Ｒ２に基づいている。平均血圧算出部１１３は、対応するＳ／Ｎ比が高いほど（すなわち、ノイズが少ないほど）重みが大きくなるように設定する。したがって、重み付き平均による算出される代表血圧ＥＢＰ－Ｒは、血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２のうちよりＳ／Ｎ比が高い方の血圧に近い値を表すことが可能となる。

[0112] （表示例）

図１１は、実施の形態１に係る測定結果の表示例を示す図である。図１１を参照して、ディスプレイ５０の画面には、オシロメトリック法に基づく収縮期血圧ＳＢＰ、拡張期血圧ＤＢＰおよび脈拍数ＰＬＳ、代表血圧ＥＢＰ－Ｒ、信頼度４０Ｂおよび測定日付を含む。代表血圧ＥＢＰ－Ｒが基く血圧ＥＢＰ－１および血圧ＥＢＰ－２に対応のＳ／Ｎ比の値に基づいている。信頼度４０Ｂは、表示されている代表血圧ＥＢＰ－Ｒの値の信頼度（または信憑性）を含む。

[0113] 実施の形態１では、信頼度４０Ｂは、同一画面で表示中の代表血圧ＥＢＰ-Ｒが基づく血圧ＥＢＰ－１，血圧ＥＢＰ－２に対応のＳ／Ｎ比Ｒ１，Ｓ／Ｎ比Ｒ２に基づくことができる。例えば、ＣＰＵ１００は、このＳ／Ｎ比Ｒ１およびＳ／Ｎ比Ｒ２が閾値を超えて大きい（高い）値であると判断したとき

は、信頼度は高いと決定し、信頼度４０Ｂを「ＧＯＯＤ」の文字で表示する（図１１参照）。これに対し、ＣＰＵ１００は、このＳ／Ｎ比Ｒ１およびＳ／Ｎ比Ｒ２のうち少なくとも一方が当該閾値以下の値であると判断したときは、信頼度は低いと決定し、「ＮＧ」の文字で信頼度４０Ｂを表示する。

[0114] なお、信頼度の出力態様は、このような文字に限定されない。例えば、画像（絵柄）の表示、代表血圧ＥＢＰ－Ｒの値の色などであってもよい。

[0115] 図１１の画面によれば、ユーザは、信頼度４０Ｂから、表示される血圧ＥＢＰ－Ｒが信頼できる値であるかに関する目安を得ることもできる。

[0116] 図１１の表示例は、例えば、血圧測定が終了するとき（ステップＳ２８）の表示例、または図１０のテーブル３９４から読出されたデータの表示例に相当する。図１１の情報は、表示制御部１２０がディスプレイ５０を制御することにより表示される。具体的には、表示制御部１２０は、ＰＴＴ血圧算出部１１１により算出された血圧ＥＢＰ－１とＥＢＰ－２に基づく代表血圧ＥＢＰ－Ｒ、オシロメトリック血圧算出部１１４により算出された血圧の値、信頼度４０Ｂに基づく表示データを生成し、表示データに基づき、ディスプレイ５０を駆動する。または、表示制御部１２０が、図１０のテーブル３９４の関連付けられたデータ３９Ｈおよびデータ３９Ｊならびに信頼度４０Ｂに基づき表示データを生成し、生成した表示データに基づき、ディスプレイ５０を駆動する。これにより、表示制御部１２０は、測定された血圧のデータまたはテーブル３９４に格納された血圧のデータをディスプレイ５０に表示することができる。

[0117] （システムの構成）

図１２は、実施の形態１に係るシステムの概略的な構成を示す図である。上記の血圧計１は、外部の情報処理装置であるサーバ３０または携帯型端末１０Ｂと、ネットワーク９００を介し通信する。図１２のシステムでは、血圧計１はＬＡＮを介して携帯型端末１０Ｂと通信し、携帯型端末１０Ｂはインターネットを介してサーバ３０と通信する。これにより、血圧計１は携帯型端末１０Ｂを経由してサーバ３０と通信することができる。なお、血圧計

１は、携帯型端末１０Ｂを経由せずに、サーバ３０と通信してもよい。

[0118] 上記の実施の形態１では、図１１の情報は血圧計１のディスプレイ５０に表示されたが、ＣＰＵ１００は当該情報を携帯型端末１０Ｂに送信し、表示部１５８に表示させるようにしてもよい。

[0119] また、図１０のテーブル３９４に示す測定結果の格納先は、血圧計１のメモリ５１に限定されない。例えば、携帯型端末１０Ｂの記憶部、またはサーバ３０の記憶部３２Ａであってもよい。または、メモリ５１、携帯型端末１０Ｂの記憶部、およびサーバ３０の記憶部３２Ａの２つ以上に格納されてもよい。

[0120] （実施の形態１の利点）

図１３は、実施の形態１の背景を説明するための図である。図１４は、実施の形態１の構成を示す図である。まず、脈波信号の測定部位として複数の部位が有る場合、インピーダンスによりＰＴＴを算出する際は、個人差により、または血圧計１の装着態様により、Ｓ／Ｎ比が高い電圧信号（脈波信号）を検出できる部位はバラツキがあるため、複数の測定部位のうち、Ｓ／Ｎ比が高い電圧信号（脈波信号）を検出できる部位を判定し、判定された方の部位から脈波信号を検出することが望ましい。

[0121] このような背景のもと、橈骨動脈９１と尺骨動脈９１Ａの両方の測定部位に電流を同時に流した場合、図１３（Ｃ）に示すように、互いに干渉し、電位分布が本来得られるものと異なる可能性がある。

[0122] この点に関し、実施の形態１では、図１４に示すように、橈骨動脈９１と尺骨動脈９１Ａの両方を測定部位として電極を配置し、各測定部位に対して異なる周波数（第１周波数または第２周波数）の電流を出力し、各測定部位から検出される脈波を表す電圧信号を、対応する周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する。

[0123] これにより、上記の干渉が発生するとしても、干渉による信号成分が排除された脈波信号を抽出することができる。

[0124] さらに、実施の形態１では、上記に述べたＳ／Ｎ比のより高い方の脈波信

号を選択することで、高い精度の脈波情報および代表血圧ＥＢＰ－Ｒを取得することができる。

[0125] （第１周波数と第２周波数）

実施の形態１では、第１周波数は、第２周波数とは異なる値を示す。例えば、第１周波数は５０ｋＨｚおよび６０ｋＨｚのうちの一方であり、第２周波数はその他方である。なお、第１周波数および第２周波数の値は、これらに限定されない。

[0126] [実施の形態２]

実施の形態２では、実施の形態１と異なり、第１脈波センサ部に相当するセンサ部４０と第２脈波センサ部に相当するセンサ部４０Ａは、同時に駆動されるのではなく、予め定められた間隔で交互に駆動される。

[0127] 実施の形態２に係る血圧計１は、実施の形態１のＣＰＵ１００とは異なる機能を実現するＣＰＵ１００Ａを備える。実施の形態２に係る血圧計１の構成は、図１に示された構成と同様であるので、説明は繰返さない。

[0128] 図１５は、実施の形態２に係るＣＰＵ１００Ａが備える測定に関する機能の構成を模式的に示す図である。図１５を参照して、ＣＰＵ１００Ａは、図８に示したＣＰＵ１００の構成に追加して、切替部１５０を備える。ＣＰＵ１００Ａの他の機能は、図８に示すものと同様であるから、説明は繰返さない。

[0129] 切替部１５０は、センサ部４０に制御信号ＣＴ１を出力し、またセンサ部４０Ａに制御信号ＣＴ２を出力する。切替部１５０は、予め定められた周期（間隔）ＣＲで、交互に制御信号ＣＴ１と制御信号ＣＴ２を出力する。センサ部４０は、切替部１５０から制御信号ＣＴ１が出力される期間は駆動されて、制御信号ＣＴ１が出力されない期間は停止する。同様に、センサ部４０Ａは、切替部１５０から制御信号ＣＴ２が出力される期間は駆動されて、制御信号ＣＴ２が出力されない期間は停止する。センサ部４０とセンサ部４０Ａは、それぞれ、駆動される期間は、実施の形態１と同様に動作する。

[0130] 実施の形態２では、センサ部４０の交流電源部４９２により測定部位（橈

骨動脈９１に対応の部位）に出力する第１電流信号が有する第１周波数と、センサ部４０Ａの交流電源部４９２Ａにより測定部位（橈骨動脈９１に対応の部位）に出力する第２電流信号が有する第２周波数とは、同じ周波数であって、例えば５０ｋＨｚを示すが、これに限定されない。したがって、フィルタ部４９３およびフィルタ部４９３Ａも、５０ｋＨｚに応じた周波数特性（カットオフ周波数）を有する。

[0131] 実施の形態２では、測定部位に出力される電流の周波数は５０ｋＨｚ、ＰＴＴ算出のためのサンプリングレートは、例えば３００Ｈｚとした場合に、出力される電流の周波数は十分に大きいために、上記の周期ＣＲを数百～数ｋＨｚに対応した周期に決定する。この周期は、測定部位に出力される電流の周波数とサンプリングレートに基づき決定することが望ましい。

[0132] 図１６は、実施の形態２に係る周期ＣＲを模式的に示す図である。切替部１５０は、図１６に示すように、周期ＣＲに従い、交互に制御信号ＣＴ１と制御信号ＣＴ２を出力する。これにより、半周期ＣＲ１毎に、センサ部４０とセンサ部４０Ａが交互に駆動される。図１７は、実施の形態２に係る測定部位に出力される電流信号の波形を模式的に示す図である。センサ部４０またはセンサ部４０Ａから図１７（Ａ）に示す５０ｋＨｚの電流信号が、対応の測定部位に出力される場合に、切替部１５０が２５ｋＨｚに従う周期ＣＲで交互に制御信号ＣＴ１と制御信号ＣＴ２を出力する。このとき、センサ部４０から橈骨動脈９１に対応する測定部位に出力される電流信号と、センサ部４０Ａから尺骨動脈９１Ａに対応する測定部位に出力される電流信号の波形（図１７（Ｂ））は、図１７（Ａ）の波形と類似する。

[0133] 実施の形態２においても、図９に示したフローチャートに従い、ＰＴＴに基づく血圧測定の処理が実施される。

[0134] （実施の形態２の利点）

上記に述べたように、インピーダンスによりＰＴＴを算出する際は、個人差または血圧計１の装着態様により、Ｓ／Ｎ比が高い電圧信号（脈波信号）を検出できる部位はバラツクため、複数の測定部位のうち、Ｓ／Ｎ比が高い

電圧信号（脈波信号）を検出できる部位を判定し、判定された方の部位から脈波信号を検出することが望ましい。

[0135] このような背景のもと、橈骨動脈９１と尺骨動脈９１Ａの両方の測定部位に電流を同時に流すとすれば、図１３（Ｃ）に示すように、互いに干渉し、電位分布が本来得られるものと異なる可能性がある。

[0136] この点に関し、実施の形態２では、切替部１５０は、図１６に示すように、橈骨動脈９１と尺骨動脈９１Ａに対応する各測定部位に対して、予め定められた間隔（周期ＣＲに従う間隔）で、同じ周波数の電流信号を交互に出力し、且つ各測定部位から検出される脈波を表す電圧信号からＰＴＴを含む脈波の情報を取得する。これにより、各測定部位に電流信号が出力されるときは、図１３（Ａ）または図１３（Ｂ）に示すように、他方の測定部位に電流信号は出力されないため、図１３（Ｃ）に示す干渉の発生を防止することができる。

[0137] さらに、実施の形態２でも、実施の形態１と同様に、Ｓ／Ｎ比のより高い方の脈波信号を選択することで、高い精度の脈波情報および代表血圧ＥＢＰ－Ｒを取得することもできる。また、実施の形態２でも、実施の形態１と同様に、測定結果のディスプレイ５０への表示、メモリ５１への格納、および外部の情報処理装置への送信も実施される。

[0138] 実施の形態２では、第１周波数および第２周波数は同じ周波数としているが、異なっていてもよい。例えば、実施の形態１と同様に、第１周波数は５０ｋＨｚおよび６０ｋＨｚのうちの一方であり、第２周波数はその他方である。

[0139] [実施の形態３]

実施の形態３では、血圧計１の動作モードを説明する。血圧計１は、脈波の情報を測定するモードとして、選択的に起動される第１モードと第２モードとを備える。第１モードでは、センサ部４０は、第１周波数を有する第１電流信号を橈骨動脈９１に対応の測定部位に出力し、当該測定部位から検出する脈波信号を表す電圧信号を第１周波数に対応のフィルタ特性に基づき処

理する。また、センサ部４０Ａは、センサ部４０が第１電流信号を出力する際に、第２周波数を有する第２電流信号を尺骨動脈９１Ａに対応の測定部位に出力し、当該測定部位から検出する脈波信号を表す電圧信号を第２周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する。第１モードでは、切替部１５０は、停止する。

[0140] 第２モードでは、第１脈波センサ部と第２脈波センサ部を、切替部１５０により、予め定められた間隔で交互に駆動する。

[0141] 第１モードおよび第２モードにいずれにおいても、血圧計１は上記に述べた干渉による影響がないＰＴＴを含む脈波の情報を取得することができる。

[0142] ユーザは、操作部５２を操作することにより、ＣＰＵ１００に対して、モード１およびモード２にいずれを起動するかを指示することができる。

[0143] [実施の形態４]

上述した実施の形態において、コンピュータを機能させて、図９のフローチャートで説明したような処理を実行させるプログラムを提供することができる。

[0144] 図１８は、実施の形態４に係る血圧計１の制御方法を示すフローチャートである。図１９は、実施の形態４に係る血圧計１の他の制御方法を示すフローチャートである。図９のステップＳ１８では、実施の形態１の場合は、図１８のフローチャートに従う処理が実行されて、実施の形態２に場合は、図１９のフローチャートに従う処理が実行される。

[0145] 図１８を参照して、ＣＰＵ１００は、ステップＳ１８において、センサ部４０，４０Ａを次のように制御する。まず、第１脈波センサ部（センサ部４０）の交流電源部４９２を、第１周波数を有する第１電流信号を対応の測定部位（橈骨動脈９１に対応の測定部位）に出力するよう制御する第１出力ステップ（ステップＳ３１）と、第１脈波センサ部の電圧検出部４９１を、当該第１脈波センサ部に対応の測定部位（橈骨動脈９１に対応の測定部位）から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第１検出ステップ（ステップＳ３２）と、第２脈波センサ部（センサ部４０Ａ）の交流電源部４９２Ａを

、第２周波数を有する第２電流信号を対応の測定部位（尺骨動脈９１Ａに対応の測定部位）に出力するよう制御する第２出力ステップ（ステップＳ３３）と、第２脈波センサ部の電圧検出部４９１Ａを、当該第２脈波センサ部に対応の測定部位（尺骨動脈９１Ａに対応の測定部位）から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第２検出ステップ（ステップＳ３４）と、上記の第１検出ステップ(ステップＳ３２）において検出する脈波を表す電圧信号を、第１周波数に対応のフィルタ特性に基づきフィルタ部４９３を用いて処理する第１処理ステップ（ステップＳ３５）と、上記の第２検出ステップにおいて検出する脈波を表す電圧信号を、第２周波数に対応のフィルタ特性に基づきフィルタ部４９３Ａを用いて処理する第２処理ステップ（ステップＳ３６）を実行する。

[0146] また、図１９を参照して、ＣＰＵ１００は、ステップＳ１８において、センサ部４０，４０Ａを次のように制御する。まず、第１脈波センサ部（センサ部４０）と第２脈波センサ部（センサ部４０Ａ）を、予め定められた間隔で交互に駆動するよう切替部１５０を制御するステップ（ステップＳ４１）と、第１脈波センサ部の交流電源部４９２を、第１周波数を有する第１電流信号を対応の測定部位（橈骨動脈９１に対応の測定部位）に出力するよう制御する第１出力ステップ（ステップＳ４２）と、第１脈波センサ部も電圧検出部４９１を、対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第１検出ステップ（ステップＳ４３）と、第２脈波センサ部の交流電源部４９２Ａを、第２周波数を有する第２電流信号を対応の測定部位（尺骨動脈９１Ａに対応の測定部位）に出力するよう制御する第２出力ステップ（ステップＳ４４）と、第２脈波センサ部の交流電源部４９２Ａを、対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第２検出ステップ（ステップＳ４５）とを実行する。

[0147] 図９、図１８および図１９のフローチャートに従いプログラムは、血圧計１のコンピュータに付属するＣＤ（Compact Disk Read Only Memory）、二次記憶装置、主記憶装置およびメモリカードなどの一時的でないコンピュ

ータ読取り可能な記録媒体にて記録させて提供することもできる。あるいは、コンピュータに内蔵するハードディスクなどの記録媒体にて記録させて、プログラムを提供することもできる。また、ネットワーク９００を介したダウンロードによって、プログラムを提供することもできる。

[0148] 今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した説明ではなく、請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0149] １　血圧計、１０　本体、１０Ｂ　携帯型端末、３０　サーバ、４０，４０Ａ　センサ部、４０Ｂ　信頼度、４０Ｅ，４０Ｆ　電極群、４９１，４９１Ａ　電圧検出部、５０　ディスプレイ、５１　メモリ、５２　操作部、５３　電池、５９　通信部、７１，７２　配線、９０　手首、９１　橈骨動脈、９１Ａ　尺骨動脈、１１０　血圧算出部、１１１　ＰＴＴ血圧算出部、１１２　ＰＴＴ検出部、１１３　平均血圧算出部、１１４　オシロメトリック血圧算出部、１２０　表示制御部、１３０　メモリ制御部、１４０　通信制御部、１５０　切替部、１５８　表示部、３１０，３４０　発振回路、３９４　テーブル、４９２，４９２Ａ　交流電源部、４９３，４９３Ａ　フィルタ部、４９４，４９４Ａ　Ｓ／Ｎ検出部、４９５，４９５Ａ　Ａ／Ｄ変換部、９００　ネットワーク、Ａ１，Ａ２　ピーク、ＣＲ　周期、ＣＲ１　半周期、ＣＴ１，ＣＴ２　制御信号、Ｄ　間隔、ＤＢＰ　拡張期血圧、ＳＢＰ　収縮期血圧、ＥＢＰ－Ｒ　代表血圧、Ｒ１，Ｒ２　Ｓ／Ｎ比、ＰＬＳ　脈拍数、ＰＳ１，ＰＳ１Ａ，ＰＳ２Ａ，ＰＳ２　脈波信号、Ｙ　幅方向、ｉ　定電流、ｒ　相互相関係数、ｖ１，ｖ１Ａ，ｖ２，ｖ２Ａ　電圧信号。

請求の範囲

[請求項1] 脈波を測定する装置であって、

互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部と、を備え、

前記第１脈波センサ部は、第１周波数を有する第１電流信号を対応の前記測定部位に出力する第１出力部と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するための第１検出部と、を含み、

前記第２脈波センサ部は、前記第１周波数とは異なる第２周波数を有する第２電流信号を対応の前記測定部位に出力する第２出力部と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するための第２検出部と、を含み、

さらに、

前記第１検出部は、検出する前記脈波を表す電圧信号を、前記第１周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理し、

前記第２検出部は、検出する前記脈波を表す電圧信号を、前記第２周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する、測定装置。

[請求項2] 前記第１周波数は６０ｋＨｚを示し、前記第２周波数は５０ｋＨｚを示す、請求項１に記載の測定装置。

[請求項3] 脈波を測定する装置であって、

互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部を備え、

前記第１脈波センサ部は、第１周波数を有する第１電流信号を対応の前記測定部位に出力する第１出力部と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するための第１検出部と、を含み、

前記第２脈波センサ部は、第２周波数を有する第２電流信号を対応の前記測定部位に出力する第２出力部と、当該対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するための第２検出部と、を含み、

前記第１脈波センサ部と前記第２脈波センサ部を、予め定められた

間隔で交互に駆動する、測定装置。

[請求項4] 前記第１周波数と前記第２周波数は、同じ周波数を示す、請求項３に記載の測定装置。

[請求項5] 前記第１周波数は、前記第２周波数とは異なる、請求項３に記載の測定装置。

[請求項6] 前記第１周波数は、５０ｋＨｚまたは６０ｋＨｚを示し、

前記第２周波数は、５０ｋＨｚまたは６０ｋＨｚを示す、請求項１から５のいずれか１項に記載の測定装置。

[請求項7] 前記測定装置は、さらに、

前記第１検出部が検出する前記電圧信号が示す脈波および前記第２検出部が検出する前記電圧信号が示す脈波の少なくとも一方から、脈波伝搬速度を検出する、請求項１から６のいずれか１項に記載の測定装置。

[請求項8] 前記測定装置は、さらに、

前記第１検出部が検出する前記電圧信号が示す脈波から算出される前記脈波伝搬速度に基づく第１血圧および前記第２検出部が検出する前記電圧信号が示す脈波から算出される前記脈波伝搬速度に基づく第２血圧の少なくとも一方を算出する血圧算出部を、さらに備える、請求項７に記載の測定装置。

[請求項9] 前記測定装置は、さらに、

前記第１検出部および前記第２検出部が検出する前記脈波を表す電圧信号のそれぞれについて、Ｓ／Ｎ比を検出する、請求項８に記載の測定装置。

[請求項10] 前記血圧算出部は、前記第１検出部および前記第２検出部が検出する前記脈波を表す電圧信号のうち、前記Ｓ／Ｎ比の高い方の電圧信号が示す脈波から算出される前記脈波伝搬速度に基づく血圧を算出する、請求項９に記載の測定装置。

[請求項11] 前記血圧算出部は、

前記第１血圧および前記第２血圧のうちの代表血圧を算出する、請求項９または１０に記載の測定装置。

[請求項12] 前記代表血圧は、

前記第１血圧および前記第２血圧の平均血圧を含む、請求項１１に記載の測定装置。

[請求項13] 前記平均血圧は、

前記第１血圧および前記第２血圧のそれぞれに重みを付けて算出される平均であって、

前記第１血圧の重みは対応のＳ／Ｎ比に基づき、前記第２血圧の重みは対応の前記Ｓ／Ｎ比に基づいている、請求項１２に記載の測定装置。

[請求項14] 前記測定装置は、ディスプレイと、

表示部を有した外部の情報処理装置と通信する通信部を、さらに備え、

前記測定装置は、

前記血圧算出部が算出した血圧値を前記表示部に表示するように、前記通信部を介して前記情報処理装置に送信する、請求項８から１３のいずれか１項に記載の測定装置。

[請求項15] 装置の制御方法をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、

前記装置は、

互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部と、を備え、

前記制御方法は、

前記第１脈波センサ部を、第１周波数を有する第１電流信号を対応の前記測定部位に出力するよう制御する第１出力ステップと、

前記第１脈波センサ部を、前記第１脈波センサ部に対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第１検出ステップと

、

前記第２脈波センサ部を、第２周波数を有する第２電流信号を対応の前記測定部位に出力するよう制御する第２出力ステップと、

前記第２脈波センサ部を、前記第２脈波センサ部に対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第２検出ステップと、

前記第１検出ステップにおいて検出する前記脈波を表す電圧信号を、前記第１周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する第１処理ステップと、

前記第２検出ステップにおいて検出する前記脈波を表す電圧信号を、前記第２周波数に対応のフィルタ特性に基づき処理する第２処理ステップと、を備える、プログラム。

[請求項16] 装置の制御方法をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、

前記装置は、

互いに離間した測定部位のそれぞれに対応して配置され得る第１脈波センサ部および第２脈波センサ部と、を備え、

前記制御方法は、

前記第１脈波センサ部を、第１周波数を有する第１電流信号を対応の前記測定部位に出力するよう制御する第１出力ステップと、

前記第１脈波センサ部を、対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第１検出ステップと、

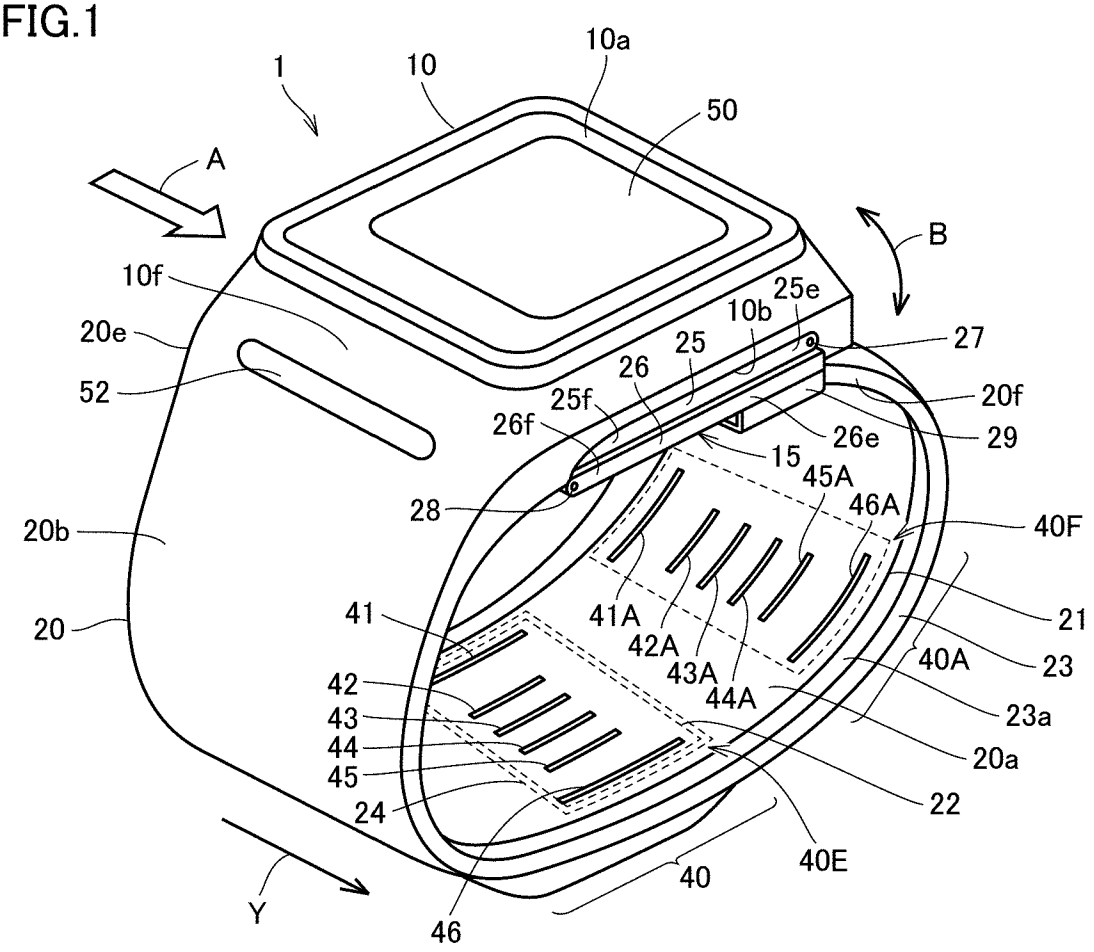
前記第２脈波センサ部を、第２周波数を有する第２電流信号を対応の前記測定部位に出力するよう制御する第２出力ステップと、

前記第２脈波センサ部を、対応の測定部位から脈波を表す電圧信号を検出するよう制御する第２検出ステップと、

前記第１脈波センサ部と前記第２脈波センサ部を、予め定められた間隔で交互に駆動するステップと、を備える、プログラム。

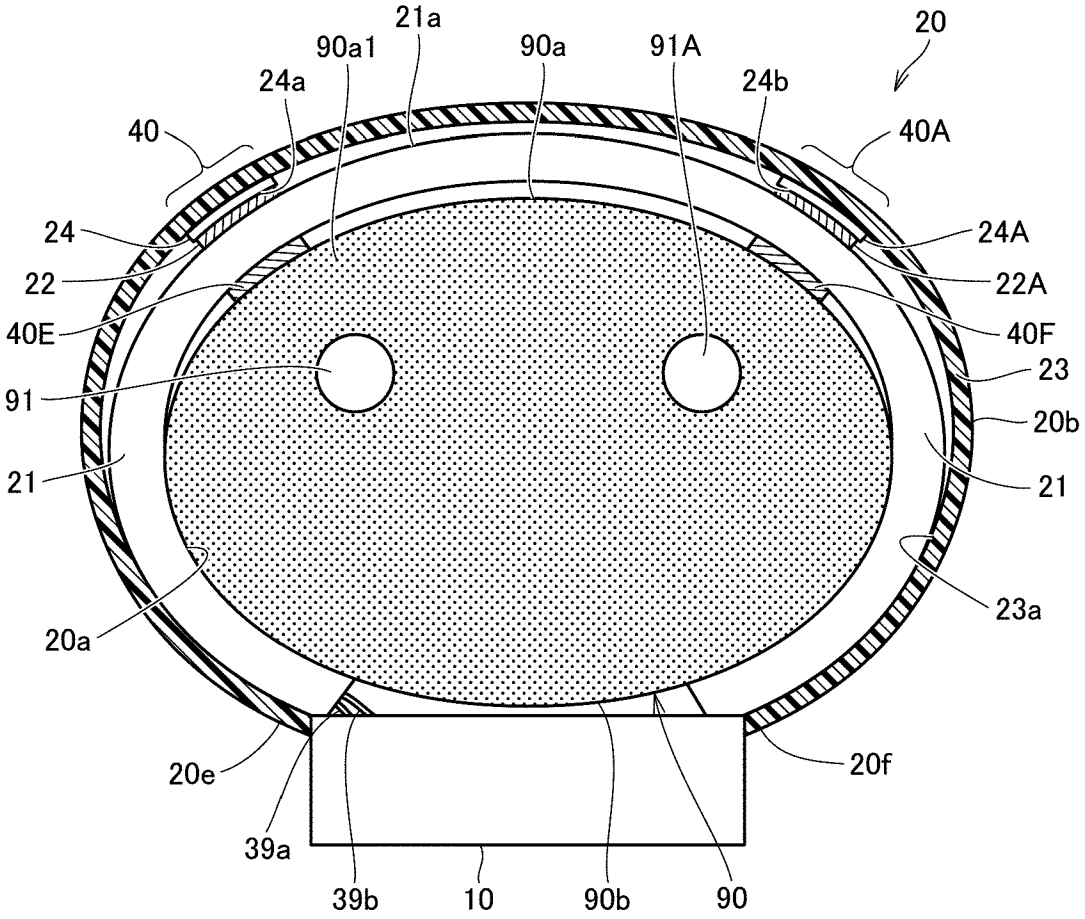
[図1]

FIG.1


1
10
10a
50
A
B
10f
20e
52
25e
10b
25
26
27
20f
25f
26f
26e
29
15
45A
46A
28
40F
20b
41A
21
20
41
42A
40A
23
43A
42
44A
23a
43
44
20a
45
22
24
40E
40
Y
46

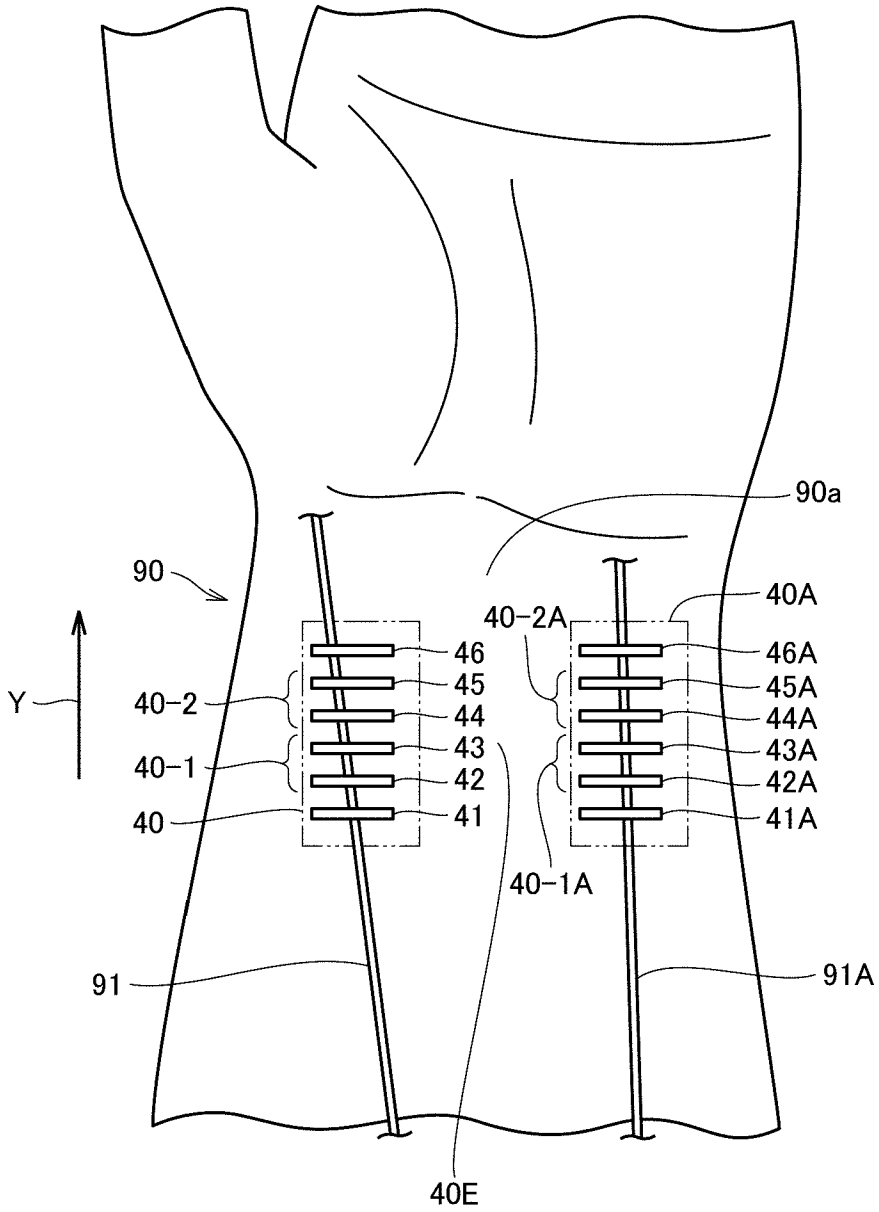
[図2]

FIG.2


21a
90a1
90a
91A
20
24a
24b
40
40A
24
24A
22
22A
40E
40F
23
91
20b
21
21
23a
20a
20f
20e
39a
39b
10
90b
90

[図3]

FIG.3


90a
90
40A
40-2A
46
46A
45
45A
Y
40-2
44
44A
43
43A
40-1
42
42A
40
41
41A
40-1A
91
91A
40E

[図4]

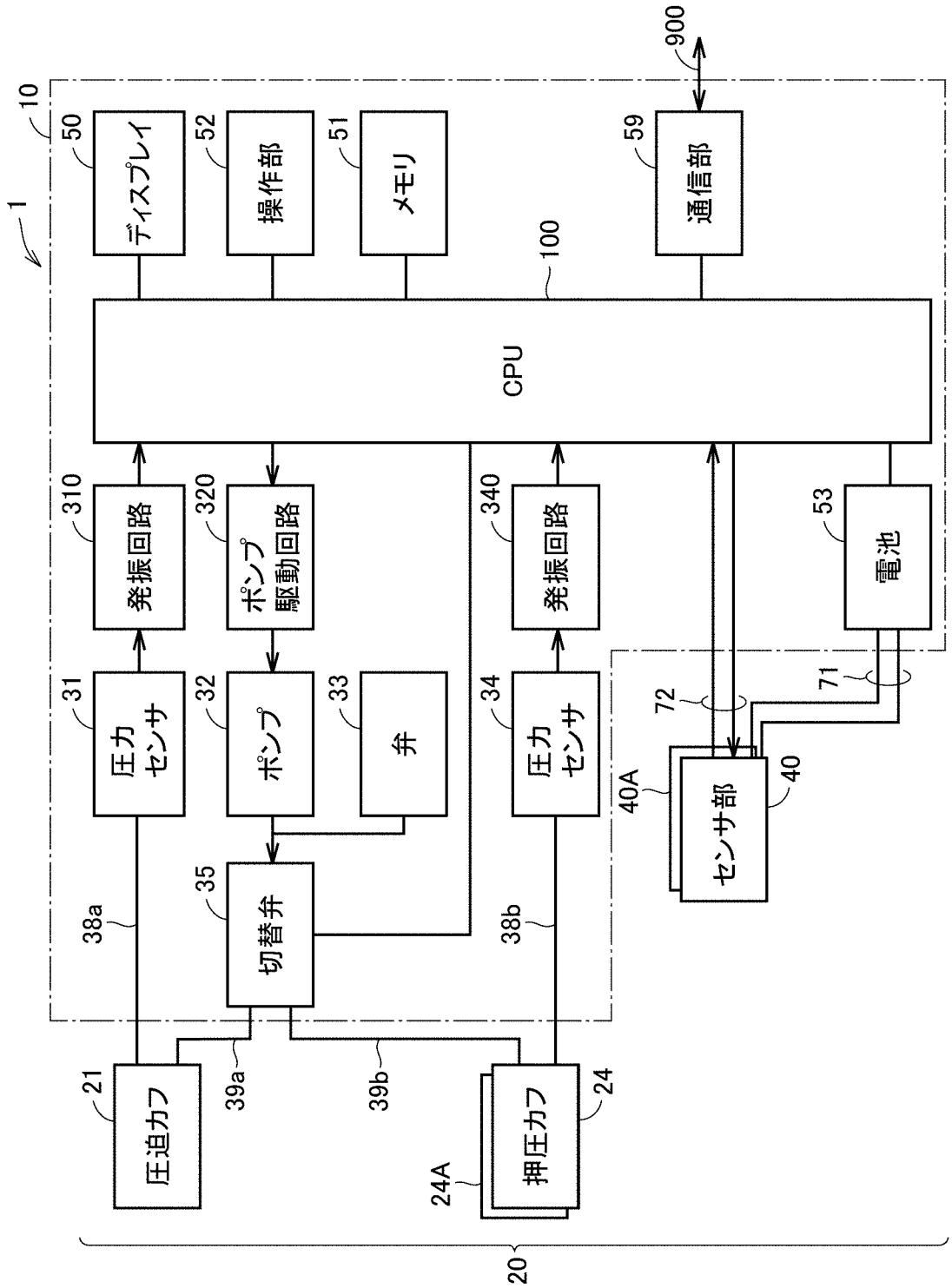
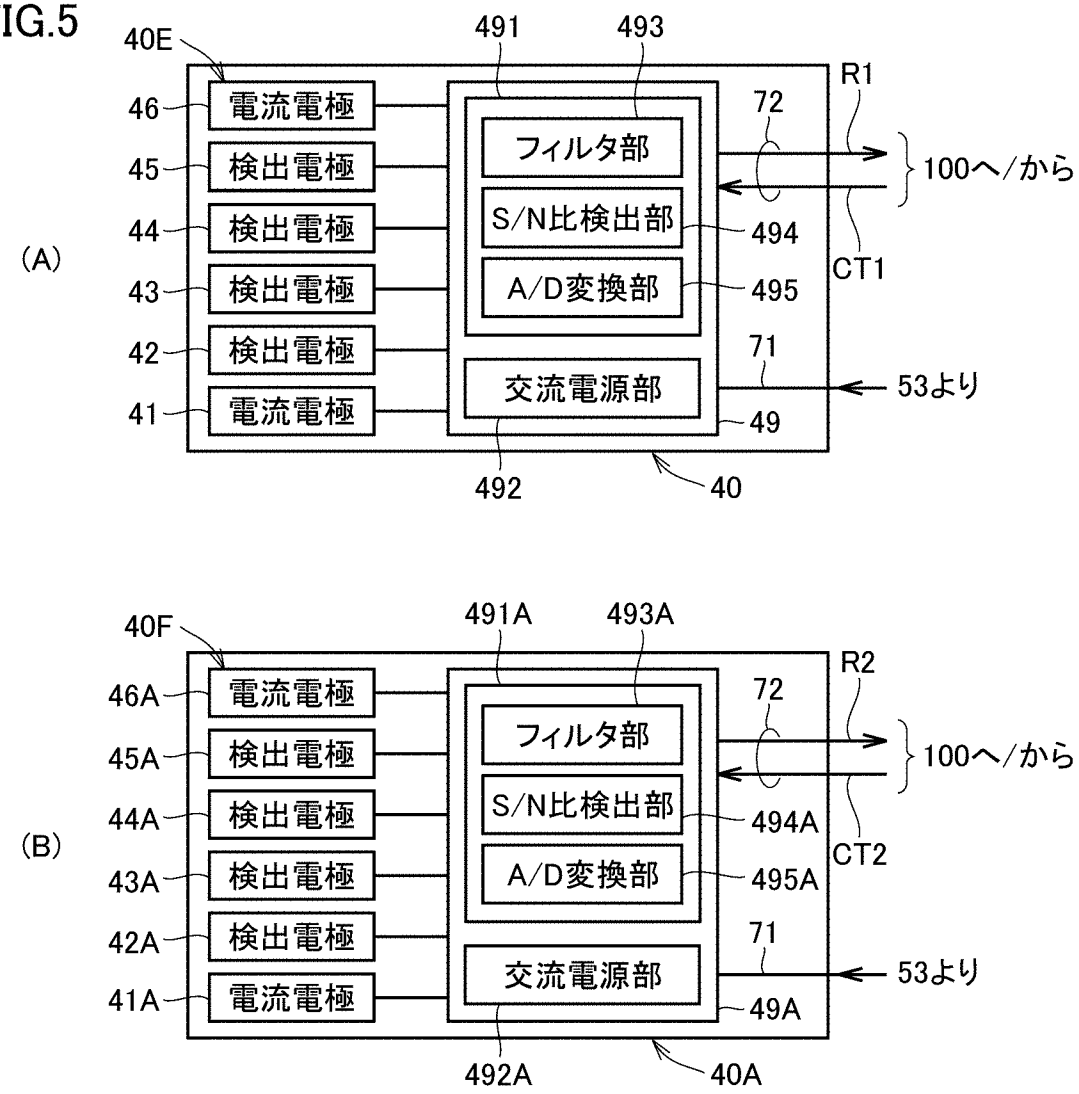

900
10
1
50
ディスプレイ
52
操作部
51
メモリ
59
通信部
100
CPU
310
発振回路
320
ポンプ
駆動回路
340
発振回路
53
電池
31
圧力
センサ
32
ポンプ
33
弁
34
圧力
センサ
72
71
40A
センサ部
40
35
切替弁
38a
38b
21
圧迫カフ
39a
39b
24A
押圧カフ
24
20

FIG.4

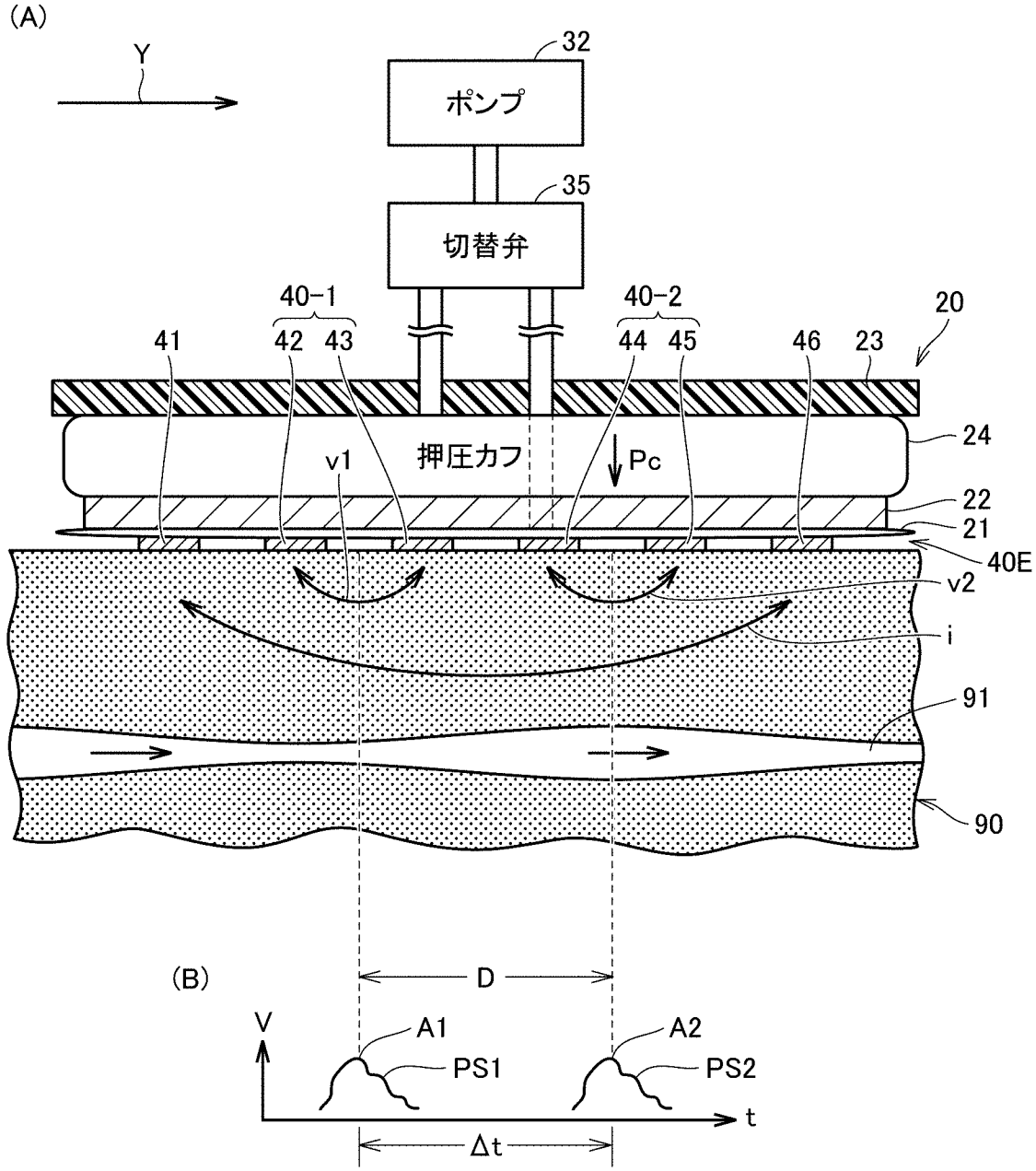
[図5]

FIG.5


(A)
40E
491
493
R1
72
46
45
44
43
42
41
電流電極
検出電極
検出電極
検出電極
検出電極
電流電極
フィルタ部
S/N比検出部
A/D変換部
交流電源部
494
495
71
49
100へ/から
CT1
53より
492
40
(B)
40F
491A
493A
R2
72
46A
45A
44A
43A
42A
41A
電流電極
検出電極
検出電極
検出電極
検出電極
電流電極
フィルタ部
S/N比検出部
A/D変換部
交流電源部
494A
495A
71
49A
100へ/から
CT2
53より
492A
40A

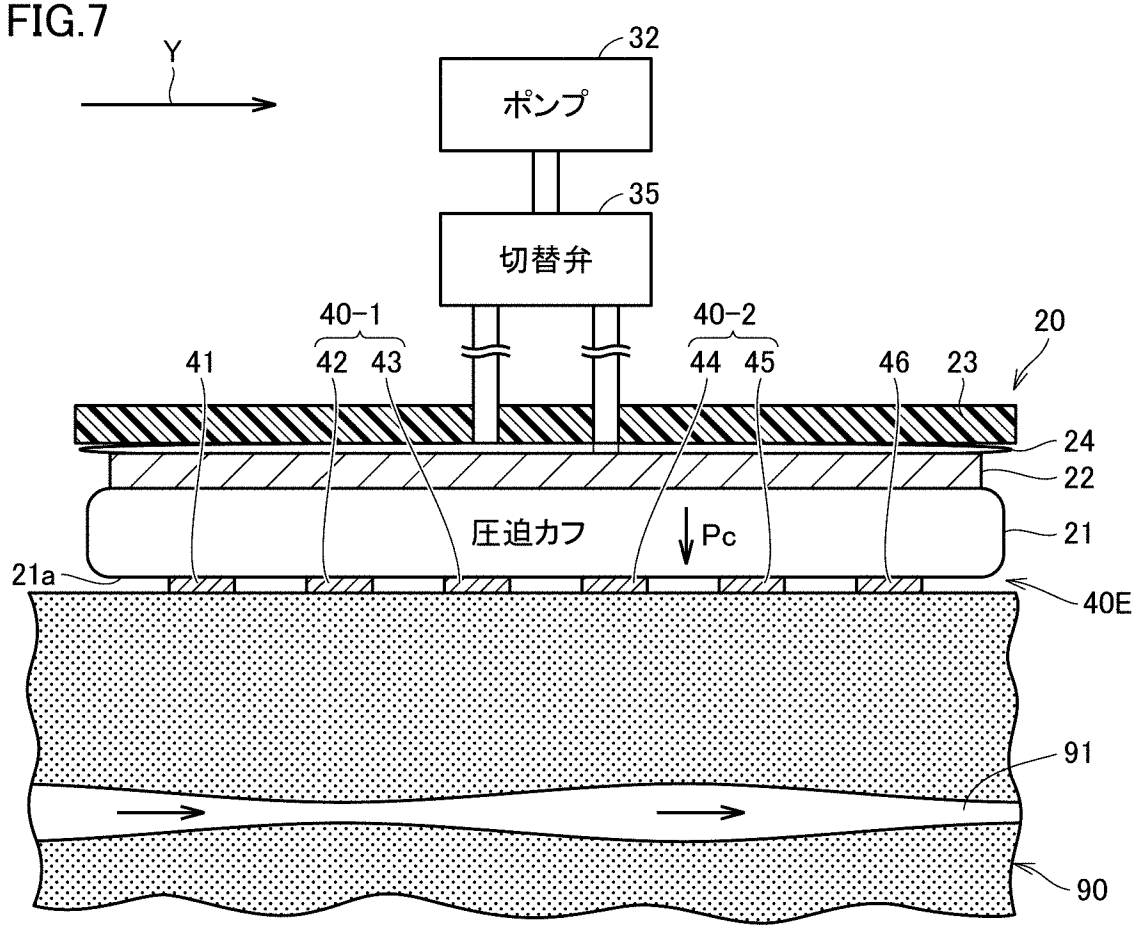
[図6]

FIG.6


(A)
Y
32
ポンプ
35
切替弁
40-1
40-2
20
41
42
43
44
45
46
23
24
v1
押圧カフ
Pc
22
21
40E
v2
i
91
90
(B)
D
V
A1
A2
PS1
PS2
t
Δt

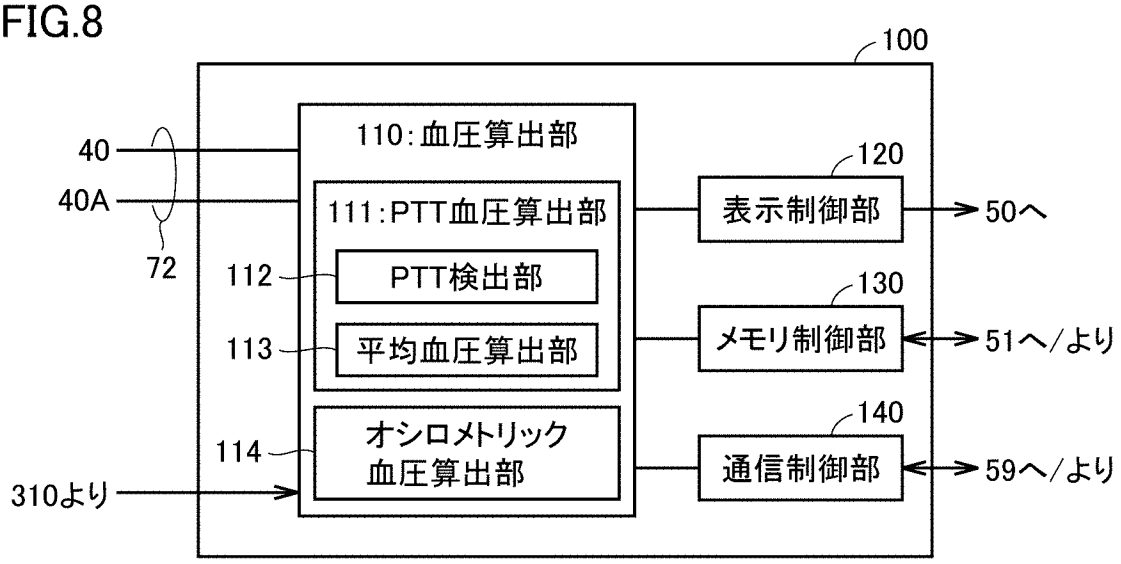
[図7]

FIG.7



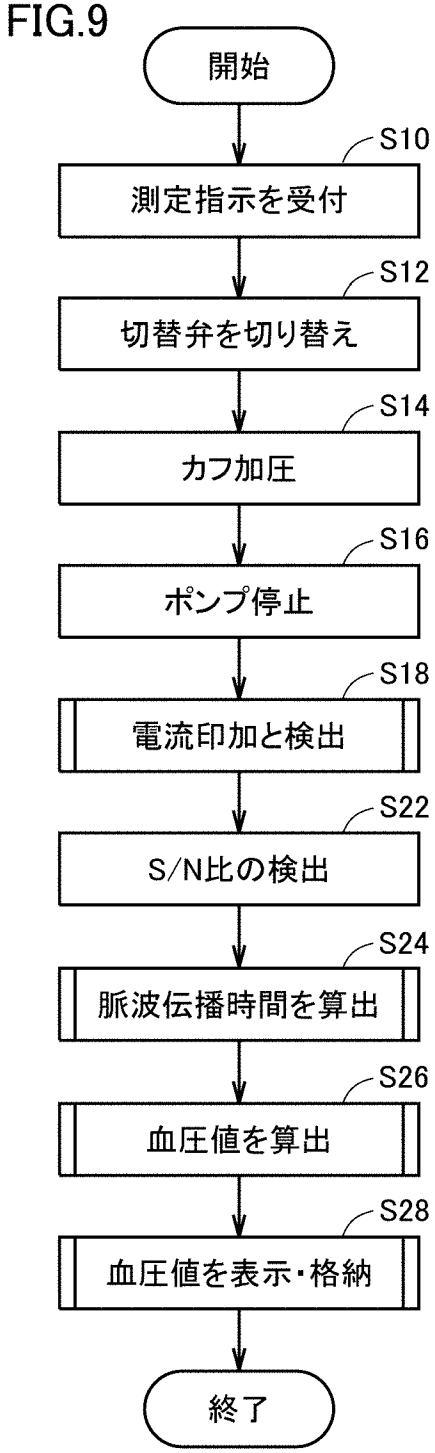
[図8]

FIG.8



[図9]

FIG.9


開始
S10
測定指示を受付
S12
切替弁を切り替え
S14
カフ加圧
S16
ポンプ停止
S18
電流印加と検出
S22
S/N比の検出
S24
脈波伝播時間を算出
S26
血圧値を算出
S28
血圧値を表示・格納
終了

[図10]

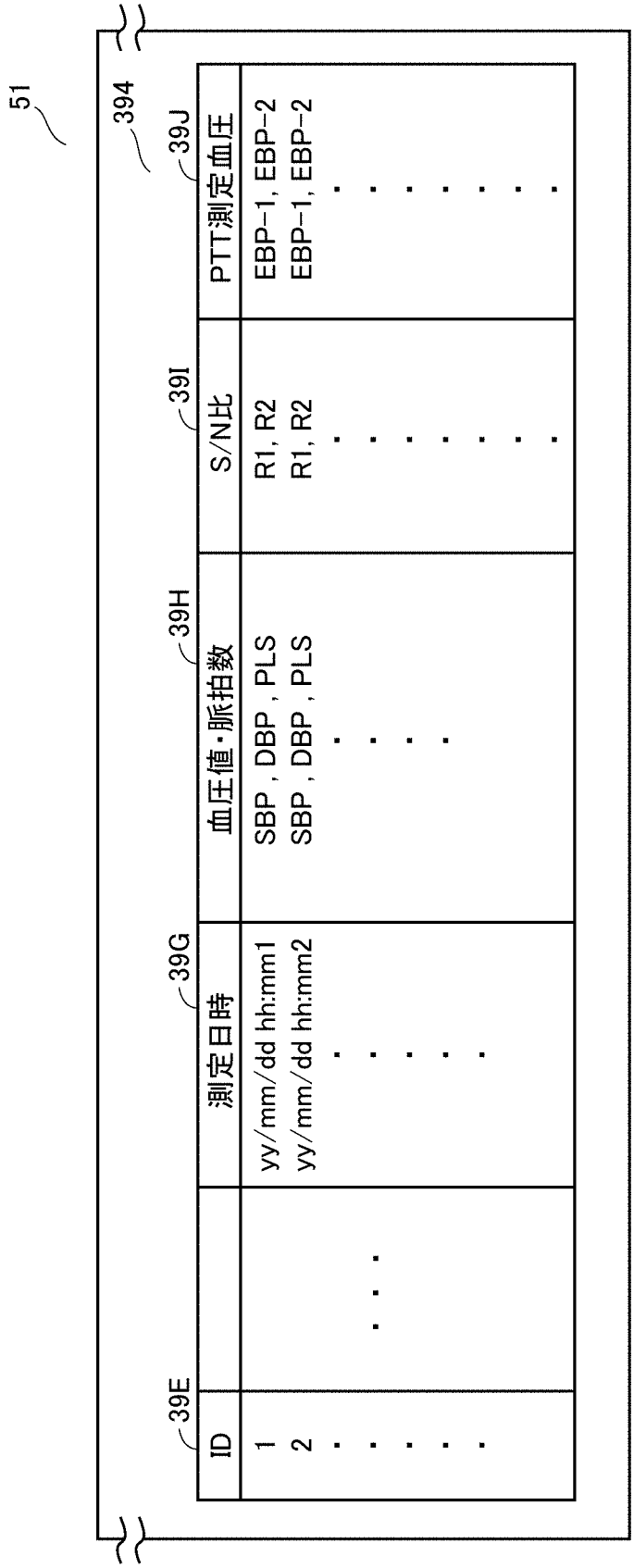
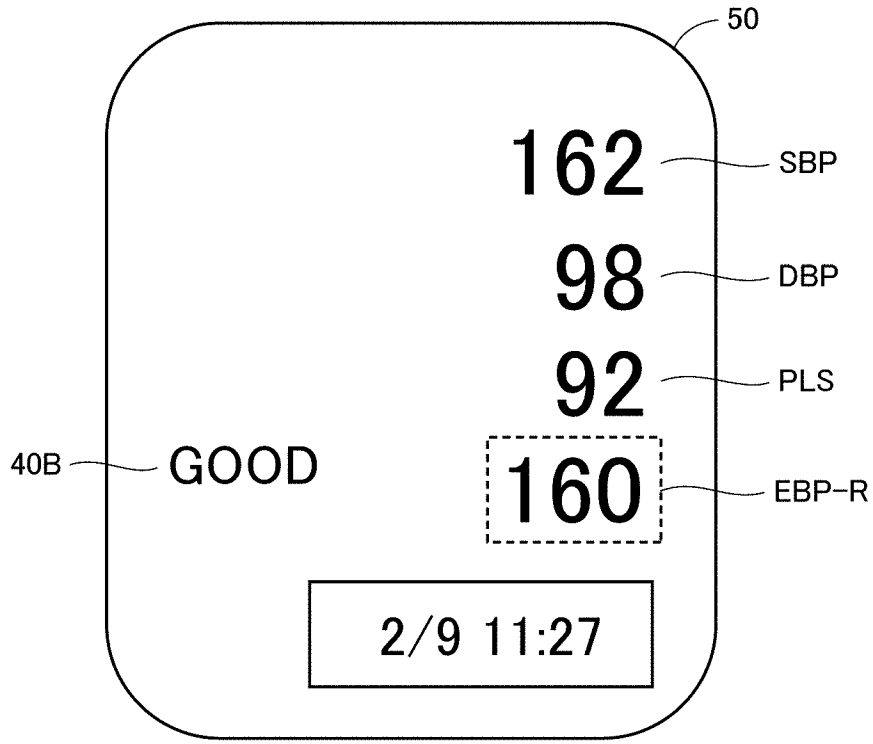

51
394
39E
39G
39H
39I
39J
ID
測定日時
血圧値・脈拍数
S/N比
PTT測定血圧
1
2
yy/mm/dd hh:mm1
yy/mm/dd hh:mm2
SBP , DBP , PLS
SBP , DBP , PLS
R1, R2
R1, R2
EBP−1, EBP−2
EBP−1, EBP−2

FIG.10

[図11]

FIG.11



[図12]

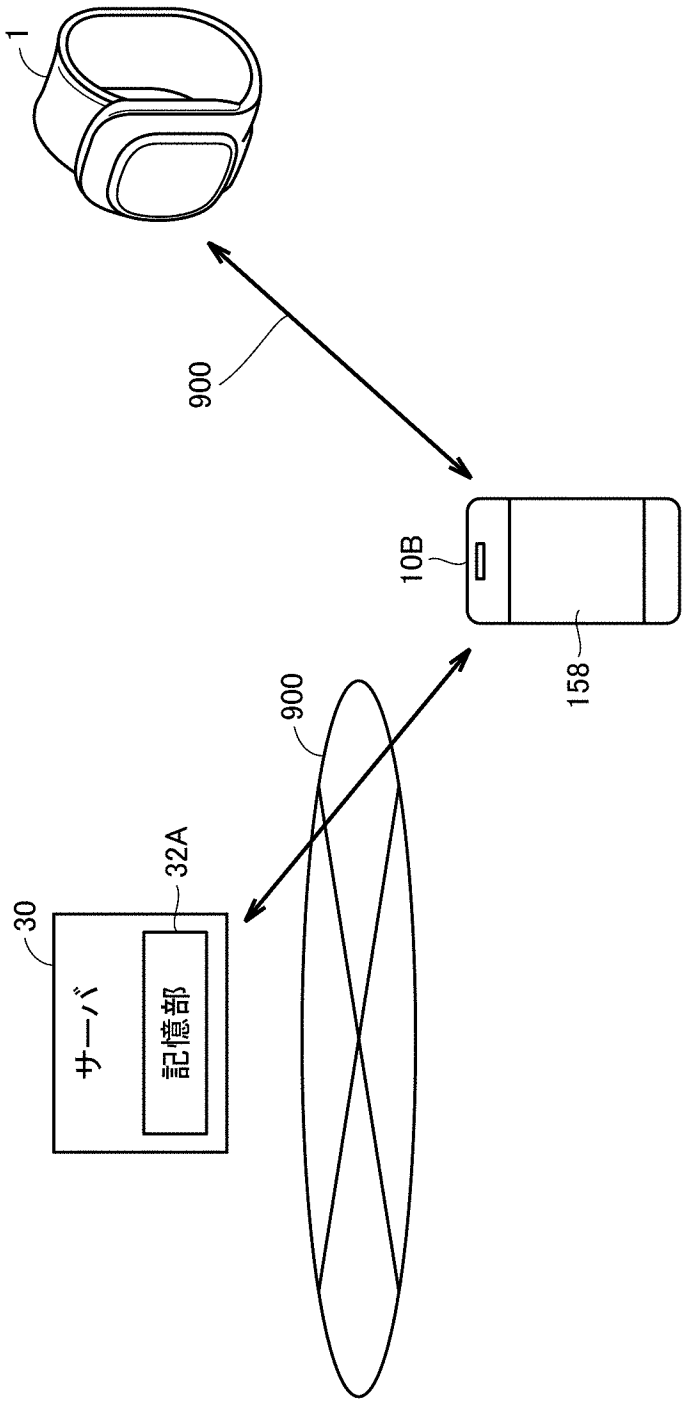


FIG.12

[図13]

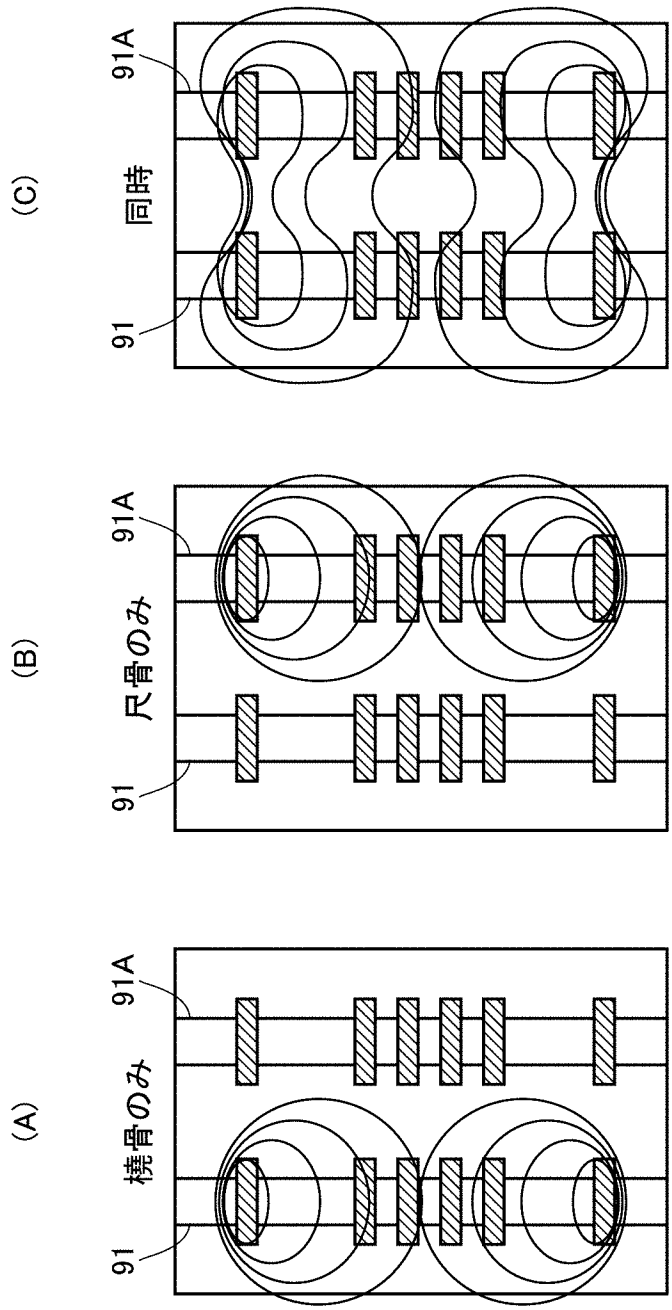
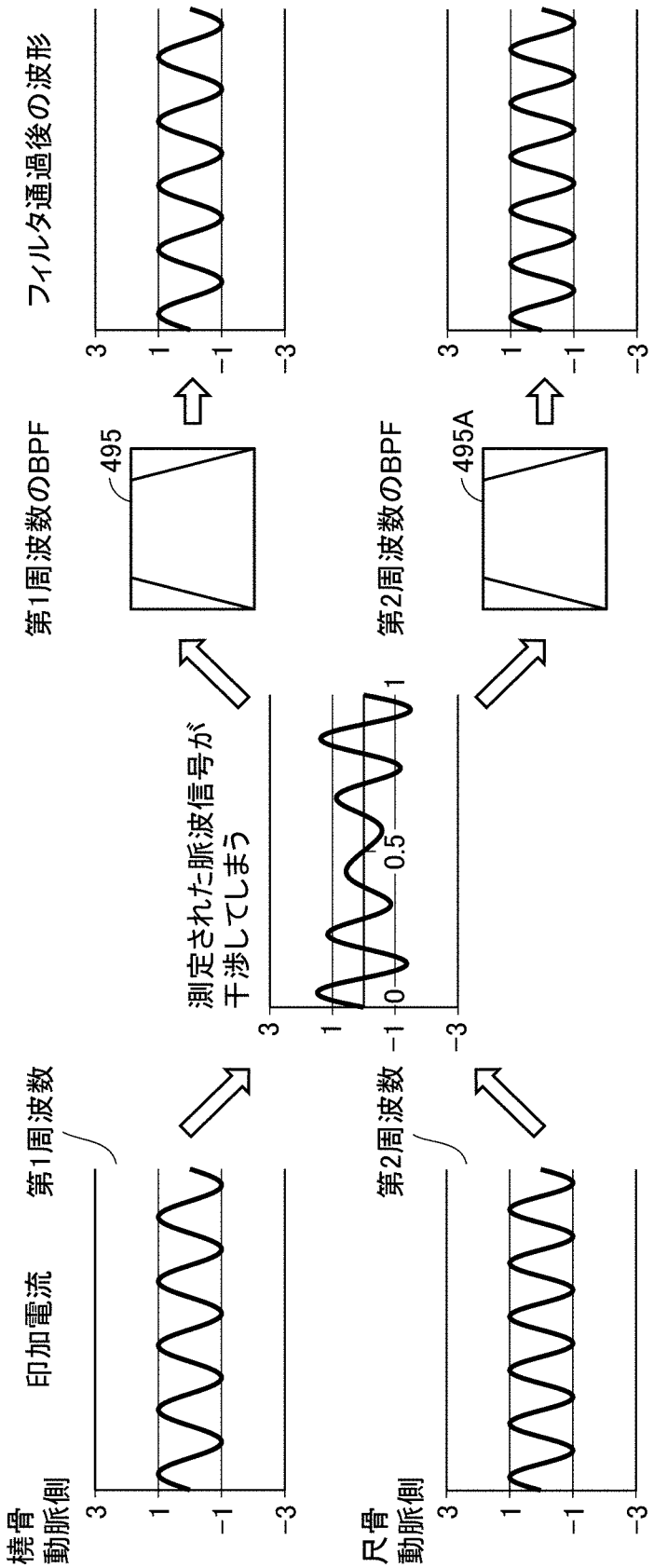


FIG.13

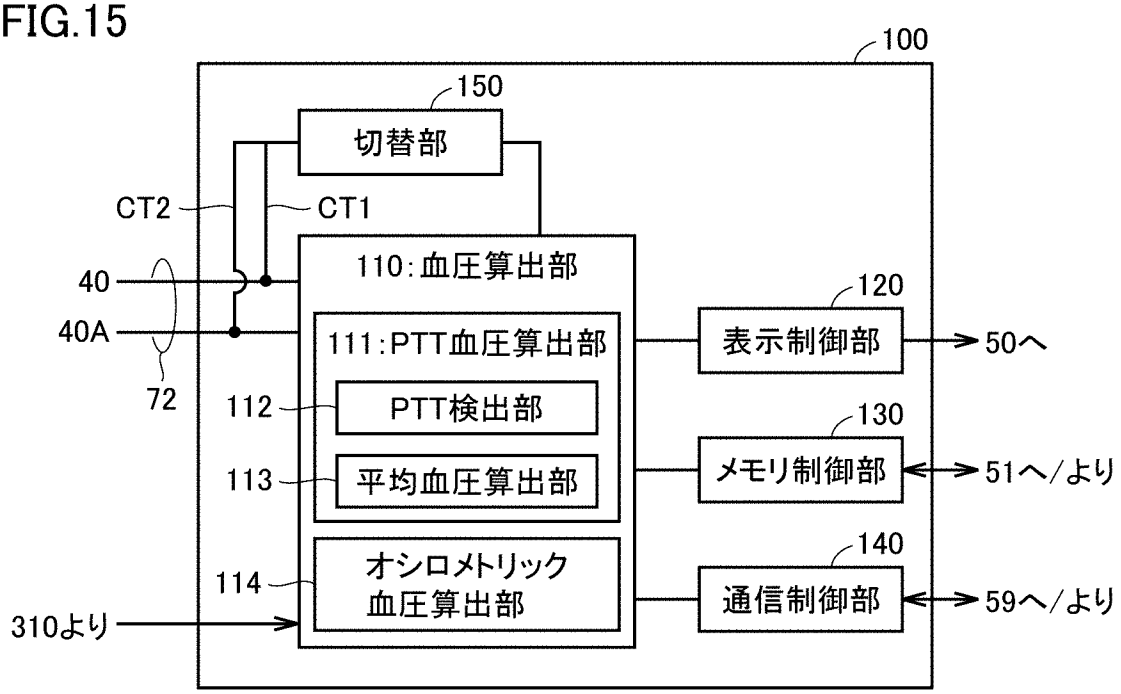
[図14]

FIG.14


橈骨
動脈側
印加電流
第1周波数
尺骨
動脈側
第2周波数
測定された脈波信号が
干渉してしまう
第1周波数のBPF
第2周波数のBPF
495
495A
フィルタ通過後の波形
3
1
-1
-3
0
0.5

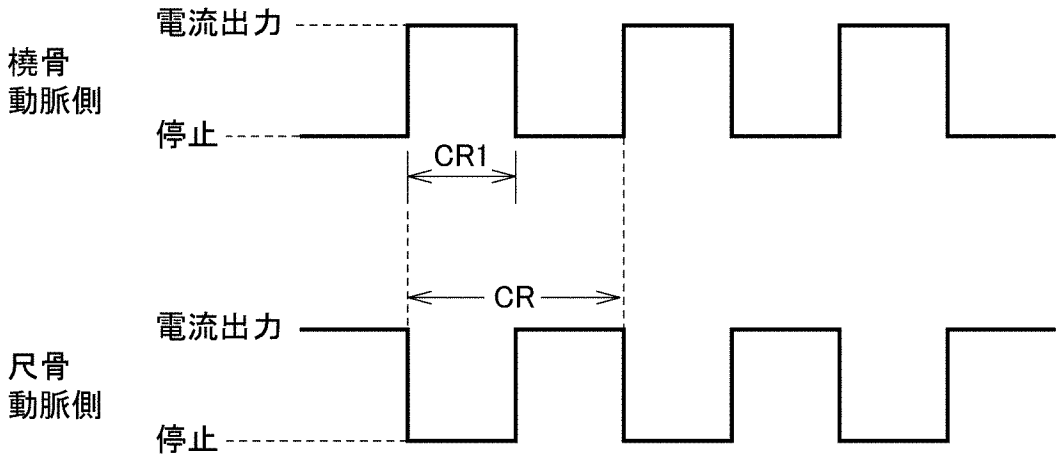
[図15]

FIG.15



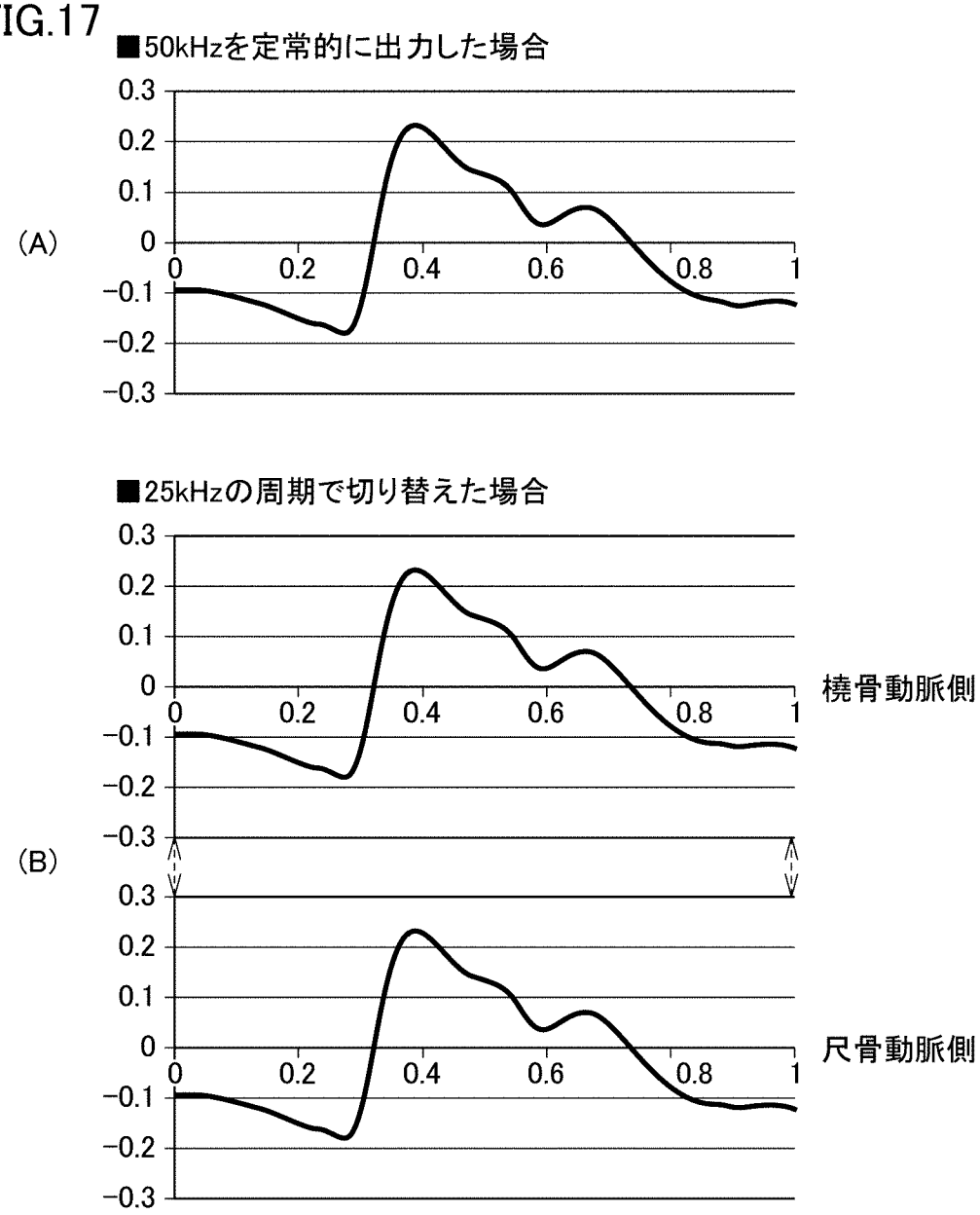
[図16]

FIG.16



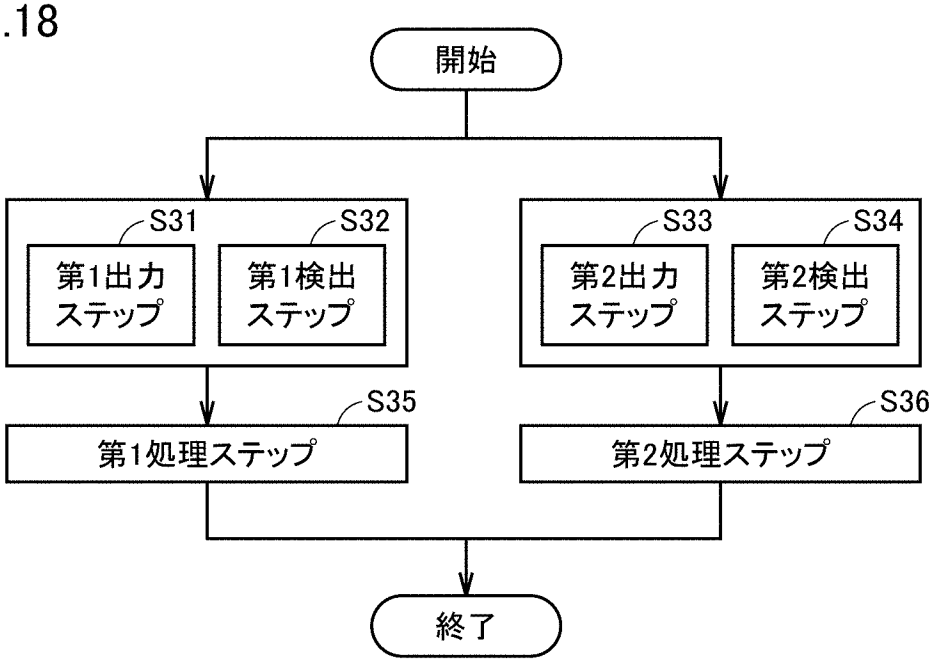
[図17]

FIG.17


■50kHzを定常的に出力した場合
(A)
0.3
0.2
0.1
0
−0.1
−0.2
−0.3
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
■25kHzの周期で切り替えた場合
(B)
橈骨動脈側
尺骨動脈側

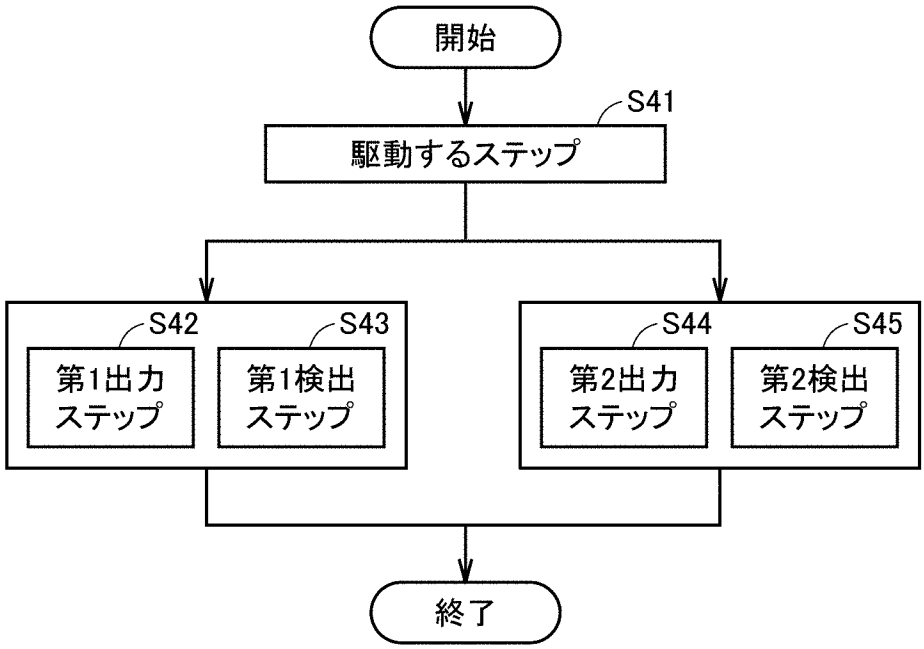
[図18]

FIG.18



[図19]

FIG.19



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/044217

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/022(2006.01)i, A61B5/02(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)
Int.Cl. A61B5/022, A61B5/02

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

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.
X Y A	US 2016/0374618 A1 (PHYSIOWAVE, INC.) 29 December 2016, claims, paragraphs [0132], [0134], [0145], [0147], [0154]-[0155] & WO 2016/209867 A1	1-6, 15-16 7, 15 8-14
X Y A	US 2017/0065185 A1 (WITHINGS) 09 March 2017, claims, paragraphs [0047]-[0050], [0061], [0095]-[0097] & EP 3087914 A1	15 15 1-14, 16

☒ 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	Date of mailing of the international search report
01 February 2019 (01.02.2019)	12 February 2019 (12.02.2019)
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/JP2018/044217

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2017-70739 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 13 April 2017, claims, paragraphs [0024], [0027]-[0028], [0031], [0043], [0050], [0053] & US 2017/0095171 A1 claims, paragraphs [0055], [0058]-[0059], [0062], [0074], [0081], [0084] & EP 3153096 A1 & KR 10-2017-0041117 A & CN 106560155 A	15 7, 15 1-6, 8-14, 16
Y A	JP 2003-169779 A (FUKUDA DENSHI CO., LTD.) 17 June 2003, claims, paragraphs [0011], [0013], [0023], [0028], fig. 5 (Family: none)	7, 15 1-6, 8-14, 16
Y A	JP 4-250135 A (RUDOLF, A. Hatschek, HEITZ, Erich Willi Franz) 07 September 1992, claims, paragraphs [0081]-[0083] & US 5309916 A claims, column 20, line 64 to column 22, line 13 & EP 467853 A1 & AT 132720 T	7, 15 1-6, 8-14, 16
Y A	US 8197416 B1 (SHANKAR, Ravi) 12 June 2012, claims, column 4, lines 13-35, fig. 1 (Family: none)	15 1-14, 16
A	WO 2008/065873 A1 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 05 June 2008, claims, paragraph [0038] & JP 2008-136655 A & US 2010/0076328 A1 claims, paragraph [0070] & DE 112007002914 T5 & CN 101547634 A & RU 2009125016 A & TW 200835464 A	1-16
A	JP 2016-88 A (FUKUDA DENSHI CO., LTD.) 07 January 2016, claims, paragraphs [0028], [0062] (Family: none)	1-16
P, A	US 2018/0078148 A1 (MICROSOFT TECHNOLOGY LICENSING, LLC) 22 March 2018, claims, paragraphs [0023]-[0025], fig. 3 (Family: none)	1-16

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１８／０４４２１７

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

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.　A61B5/022, A61B5/02

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	１９７１－２０１９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１９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
X Y A	US 2016/0374618 A1 (PHYSIOWAVE, INC.) 2016.12.29, Claims, [0132], [0134], [0145], [0147], [0154]-[0155] & WO 2016/209867 A1	1-6, 15-16 7, 15 8-14
X Y A	US 2017/0065185 A1 (WITHINGS) 2017.03.09, Claims, [0047]-[0050], [0061], [0095]-[0097] & EP 3087914 A1	15 15 1-14, 16

☑　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	国際調査報告の発送日
０１．０２．２０１９	１２．０２．２０１９

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　５２６２
清水　裕勝
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
X Y A	JP 2017-70739 A (三星電子株式会社) 2017.04.13, [特許請求の範囲], 段落[００２４], [００２７]－[００２８], [００３１], [００４３], [００５０], [００５３] & US 2017/0095171 A1 Claims, [0055], [0058]-[0059], [0062], [0074], [0081], [0084] & EP 3153096 A1 & KR 10-2017-0041117 A & CN 106560155 A	15 7, 15 1-6, 8-14, 16
Y A	JP 2003-169779 A (フクダ電子株式会社) 2003.06.17, [特許請求の範囲], 段落[００１１], [００１３], [００２３], [００２８], [図５] (ファミリーなし)	7, 15 1-6, 8-14, 16
Y A	JP 4-250135 A (ルドルフ・アー・ハチエク, エリツヒ・ウイーリ・フランツ・ハイツ) 1992.09.07, [特許請求の範囲], 段落[００８１]－[００８３] & US 5309916 A Claims, column 20 line 64-column 22 line 13 & EP 467853 A1 & AT 132720 T	7, 15 1-6, 8-14, 16
Y A	US 8197416 B1 (SHANKAR, Ravi) 2012.06.12, Claims, column 4 line 13-35, Figure 1 (ファミリーなし)	15 1-14, 16
A	WO 2008/065873 A1 (オムロンヘルスケア株式会社) 2008.06.05, 請求の範囲, 段落[００３８] & JP 2008-136655 A & US 2010/0076328 A1 Claims, [0070] & DE 112007002914 T5 & CN 101547634 A & RU 2009125016 A & TW 200835464 A	1-16
A	JP 2016-88 A (フクダ電子株式会社) 2016.01.07, [特許請求の範囲], 段落[００２８], [００６２] (ファミリーなし)	1-16
P, A	US 2018/0078148 A1 (MICROSOFT TECHNOLOGY LICENSING, LLC) 2018.03.22, Claims, [0023]-[0025], FIG.3 (ファミリーなし)	1-16