

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-110987

(P2019-110987A)

(43) 公開日 令和1年7月11日(2019.7.11)

(51) Int.Cl.

A61B 5/022 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01)

F 1

A 61 B 5/02 6 3 4 H
A 61 B 5/02 3 1 0 V
A 61 B 5/02 6 3 4 F
A 61 B 5/02 6 3 3 F

テーマコード(参考)

4 C 0 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号

特願2017-245311 (P2017-245311)

(22) 出願日

平成29年12月21日 (2017.12.21)

(71) 出願人 503246015

オムロンヘルスケア株式会社

京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地

(71) 出願人 000002945

オムロン株式会社

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

(74) 代理人 110001195

特許業務法人深見特許事務所

森 健太郎

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

(72) 発明者 川端 康大

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

最終頁に続く

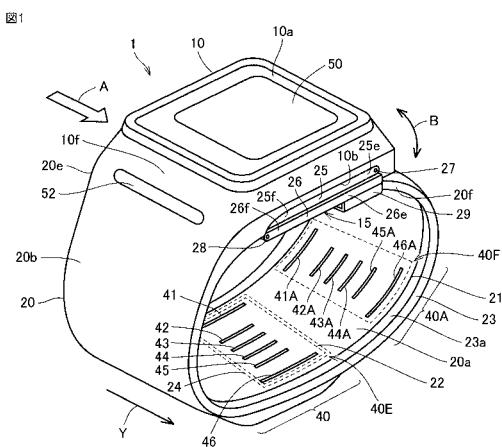
(54) 【発明の名称】測定装置およびプログラム

(57) 【要約】

【課題】脈波に関する情報をより精度よく取得する。

【解決手段】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、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。さらに、測定装置は、第1検出部が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処理部と、第2検出部が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処理部と、を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【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。

10

20

30

40

50

【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。

20

【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、

30

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、

40

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、

50

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。

10

【発明の詳細な説明】

【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。

20

【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

30

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

に示す図である。

【図16】実施の形態2に係る周期C R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

10

20

30

40

50

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、固体物22が配置される。固体物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的に押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、固体物22が配置されている。固体物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、および固体物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、固体物22Aが配置される。固体物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的に押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

10

20

30

40

50

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、固体物22Aが配置されている。固体物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、および固体物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】

10

20

30

40

50

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つ

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

、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、圧迫カフ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

10

20

30

40

50

す電圧信号を検出電極 4 2 A ~ 4 5 A を介して検出するための電圧検出部 4 9 1 A (第 2 検出部に相当) を含む。

【 0 0 7 2 】

交流電源部 4 9 2 A は、 C P U 1 0 0 からの制御信号 C T 2 に従い、 電池 5 3 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 4 1 A , 4 6 A 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 4 9 1 A は、 C P U 1 0 0 からの制御信号 C T 2 に従い、 検出電極 4 2 A ~ 4 5 A 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 4 9 1 A 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 B P F を含むフィルタ部 4 9 3 A 、 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 4 9 4 A 、 および電圧信号をデジタルデータに変換する A / D 変換部 4 9 5 A を含む。電圧検出部 4 9 1 A は、 検出される S / N 比 R 2 および変換後のデジタルデータを、 C P U 1 0 0 に出力する。

10

【 0 0 7 3 】

なお、 交流電源部 4 9 2 , 4 9 2 A は、 電池 5 3 からの電圧を受けて第 1 周波数、 第 2 周波数の電圧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してもよい。

【 0 0 7 4 】

(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 9 0 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 P S 1 , P S 2 の波形を示す。なお、 図 6 では、 センサ部 4 0 は測定部位の橈骨動脈 9 1 の上に位置した状態を示すが、 センサ部 4 0 A が測定部位の尺骨動脈 9 1 A 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 4 0 A 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。

20

【 0 0 7 5 】

図 6 (A) を参照して、 交流電源部 4 9 2 部は、 所定電圧を電流電極対 4 1 , 4 6 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 1 m A の高周波定電流 i を流す。

30

【 0 0 7 6 】

また、 電圧検出部 4 9 1 は、 第 1 脈波センサ 4 0 - 1 を構成する検出電極対 4 2 , 4 3 間の電圧信号 v 1 と、 第 2 脈波センサ 4 0 - 2 を構成する検出電極対 4 4 , 4 5 間の電圧信号 v 2 とを検出する。電圧信号 v 1 , v 2 は、 左の手首 9 0 の掌側面 9 0 a のうち、 それぞれ第 1 脈波センサ 4 0 - 1 、 第 2 脈波センサ 4 0 - 2 が対向する部分における、 橈骨動脈 9 1 の血流の脈波による電気インピーダンスの変化を表す。

40

【 0 0 7 7 】

具体的には、 電圧検出部 4 9 1 では、 電圧信号 v 1 , v 2 はフィルタ部 4 9 3 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 4 9 4 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 4 9 5 は、 フィルタ部 4 9 3 を通過後の電圧信号 v 1 , v 2 をアナログデータからデジタルデータに変換して、 配線 7 2 を介して C P U 1 0 0 へ出力する。

【 0 0 7 8 】

C P U 1 0 0 は、 入力された電圧信号 v 1 , v 2 (デジタルデータ) 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 P S 1 , P S 2 を生成する。

40

【 0 0 7 9 】

なお、 電圧信号 v 1 , v 2 は、 例えば、 1 m V 程度である。また、 脈波信号 P S 1 , P S 2 のそれぞれのピーク A 1 , A 2 は、 例えば、 約 1 V である。橈骨動脈 9 1 の血流の脈波伝搬速度 (Pulse Wave Velocity ; P W V) が 1 0 0 0 c m / s ~ 2 0 0 0 c m / s の範囲であるとすると、 第 1 脈波センサ 4 0 - 1 と第 2 脈波センサ 4 0 - 2 との間の間隔 D

50

= 20 mm であることから、脈波信号 PS 1 および脈波信号 PS 2 間の時間差 t は、1.0 ms ~ 2.0 ms の範囲となる。

【0080】

センサ部 40 A も尺骨動脈 91 A の測定部位に対し、センサ部 40 A の交流電源部 49 2 A 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は電流値 1 mA の高周波定電流 i を流す。

【0081】

また、電圧検出部 491 A は、第 1 脈波センサ 40-1 A を構成する検出電極対 42 A, 43 A 間の電圧信号 $v1 A$ と、第 2 脈波センサ 40-2 A を構成する検出電極対 44 A, 45 A 間の電圧信号 $v2 A$ とを検出する。電圧信号 $v1 A$, $v2 A$ は、左の手首 90 の掌側面 90 a のうち、それぞれ第 1 脈波センサ 40-1 A、第 2 脈波センサ 40-2 A が対向する部分における、尺骨動脈 91 A 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 49 A では、電圧信号 $v1 A$, $v2 A$ はフィルタ部 493 A 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 494 A 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 A は、フィルタ部 493 A を通過後の電圧信号 $v1$, $v2$ をアナログデータからデ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 495 A は、サンプリングレートとして例えは 300 Hz 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 $v1 A$, $v2 A$ (デジタルデータ) に対して、所定の信号処理を施して、脈波信号 PS1 A, PS2 A を生成する。脈波信号 PS1 A, PS2 A のそれぞれのピーカ A1, A2 の間の間隔 D と時間差 t 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、圧迫カフ 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 90 a に押圧する。

【0085】

手首 90 の掌側面 90 a 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 40 A 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 へのデータの書き込み、またはメモリ 51 からのデータの読み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】

10

20

30

40

50

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 P_c を一定速度で高くなる。

10

【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 T_h (例えれば $T_h = 0.99$) を超えると判断すると、その時点のカフ圧 P_c 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 t を PTT (脈波伝搬時間) として算出する。

20

【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 T_h を超えると判断すると、その時点のカフ圧 P_c 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 t を PTT (脈波伝搬時間) として算出する。

30

【0091】

また、CPU100 の PTT 血圧算出部 111 は、公知の式 ($E_B P = (\dots / (D T^2) + \dots)$) に従い、センサ部 40, 40A の出力に従う PTT に基づく血圧 $E_B P$ をそれぞれ算出 (推定) する。この式中の \dots 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 $E_B P$ (以下、血圧 $E_B P-1$ ともいう) と、尺骨動脈 91A の PTT に基づく血圧 $E_B P$ (以下、 $E_B P-2$ ともいう) が測定される。平均血圧算出部 113 は、血圧 $E_B P-1$ および血圧 $E_B P-2$ の平均を算出する。

30

【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 $E_B P$ 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。

40

【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】

50

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。

10

【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み出す。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から読み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。

20

【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み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。

30

【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により読み出されて、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。

40

【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S16）。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

50

脈91Aの測定部位から検出された電圧信号（脈波信号）のデ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様態は、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）される様態であればよい。

【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

10

20

30

40

50

うちの閾値を超える方（または閾値以下の方）を代表血圧 E B P - R と決定する。または、血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 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 E B P - R と決定する。または、血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 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 E B P - R と決定する。

【0111】

また、平均血圧算出部 113 は、血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 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 E B P - 1 の重みは対応の S / N 比 R1 の値に基づき、血圧 E B P - 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 E B P - R は、血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 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。

10

【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 S B P、拡張期血圧 D B P および脈拍数 P L S、代表血圧 E B P - R、信頼度 40B および測定日付を含む。代表血圧 E B P - R が基く血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 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 E B P - R の値の信頼度（または信憑性）を含む。

20

【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 E B P - R が基く血圧 E B P - 1、血圧 E B P - 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、C P U 100 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「G O O D」の文字で表示する（図 11 参照）。これに対し、C P U 100 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、「N G」の文字で信頼度 40B を表示する。

30

【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 E B P - 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 E B P - 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 S 28）の表示例、または図 10 のテーブル 394 から読み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、P T T 血圧算出部 111 により算出された血圧 E B P - 1 と E B P - 2 に基づく代表血圧 E B P - 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。

40

【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

50

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に限らずない。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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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み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。

30

【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、特許請求の範囲によって示され、特許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】

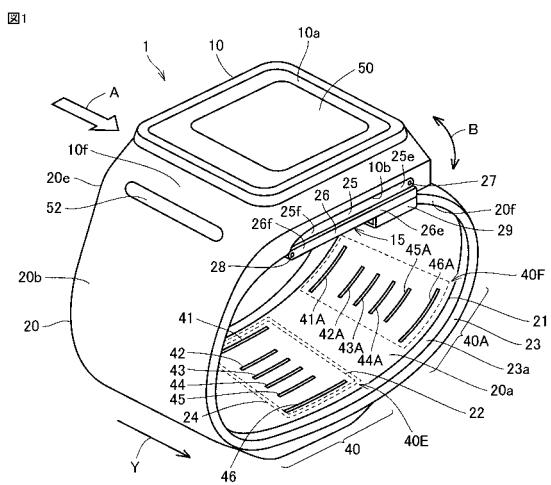
1 血圧計、10 本体、10B 携帯型端末、30 サーバ、40, 40A センサ部、40B 信頼度、40E, 40F 電極群、491, 491A 電圧検出部、50 ディスプレイ、51 メモリ、52 操作部、53 電池、59 通信部、71, 72 配線、90 手首、91 橈骨動脈、91A 尺骨動脈、110 血圧算出部、111 PTT血圧算出部、112 PTT検出部、113 平均血圧算出部、114 オシロメトリック血圧算出部、120 表示制御部、130 メモリ制御部、140 通信制御部、150 切替部、158 表示部、310, 340 発振回路、394 テーブル、492, 492A 交流電源部、493, 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

40

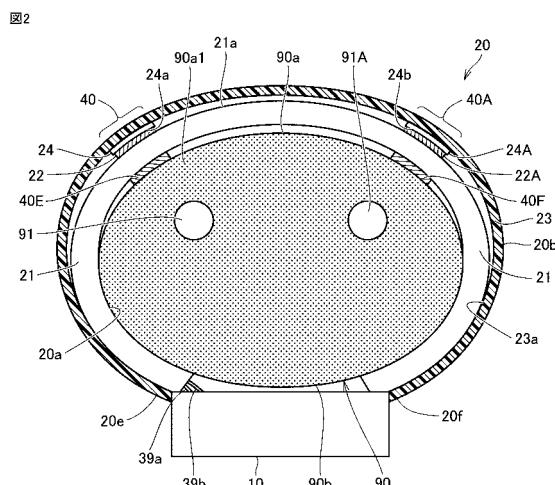
50

期血圧、S B P 収縮期血圧、E B P - R 代表血圧、R 1, R 2 S / N 比、P L S
 脈拍数、P S 1, P S 1 A, P S 2 A, P S 2 脈波信号、Y 幅方向、i 定電流、r
 相互相關係數、v 1, v 1 A, v 2, v 2 A 電圧信号。

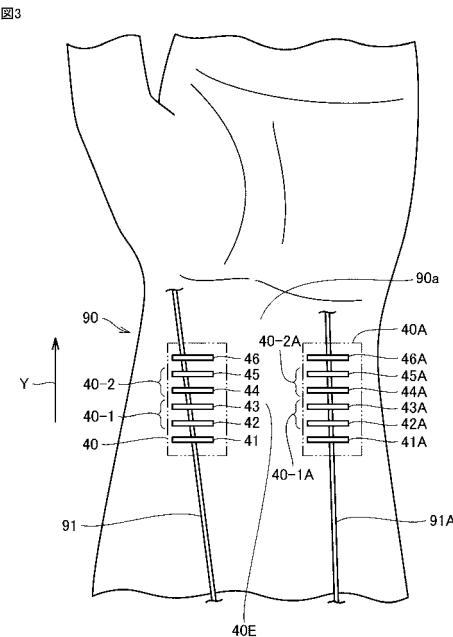
【 四 1 】



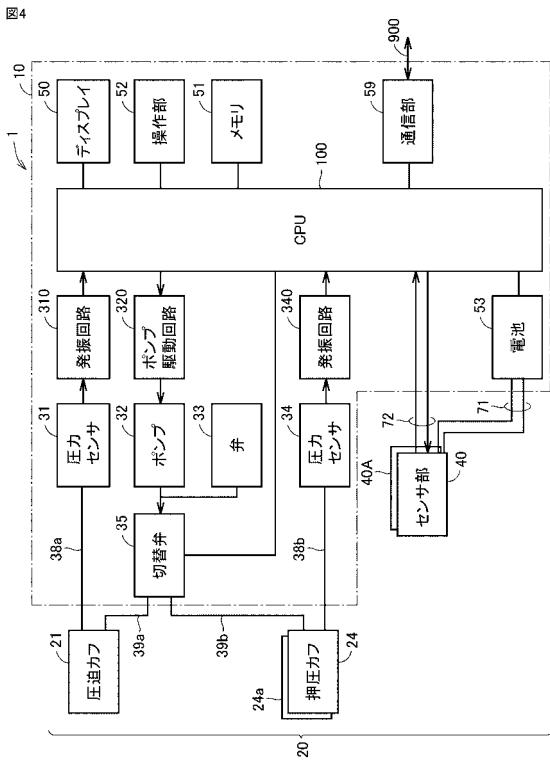
【 図 2 】



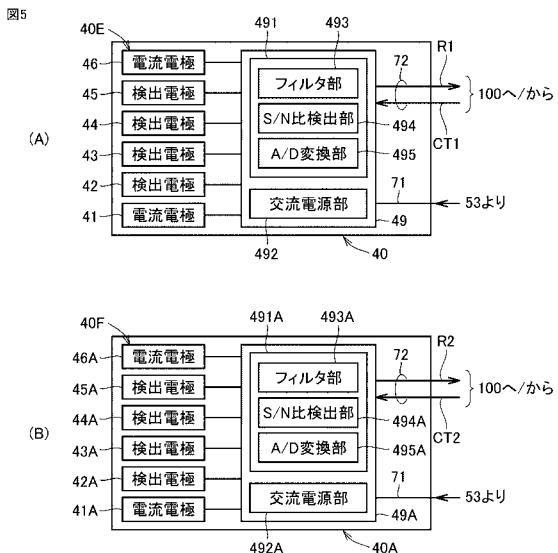
【 図 3 】



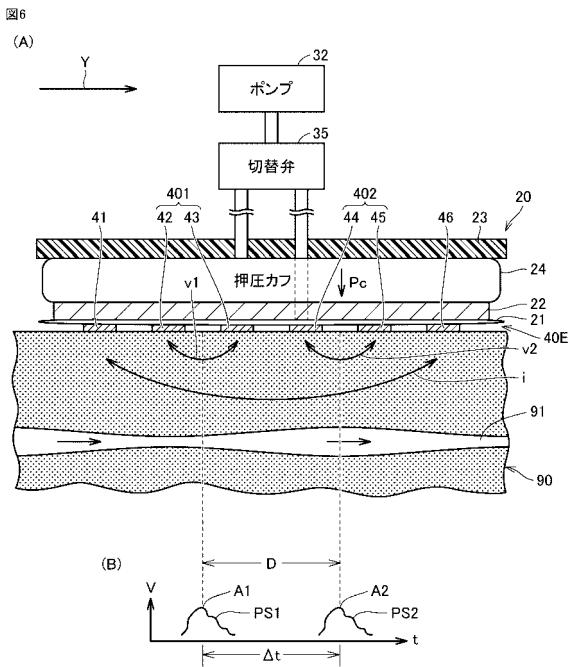
〔 図 4 〕



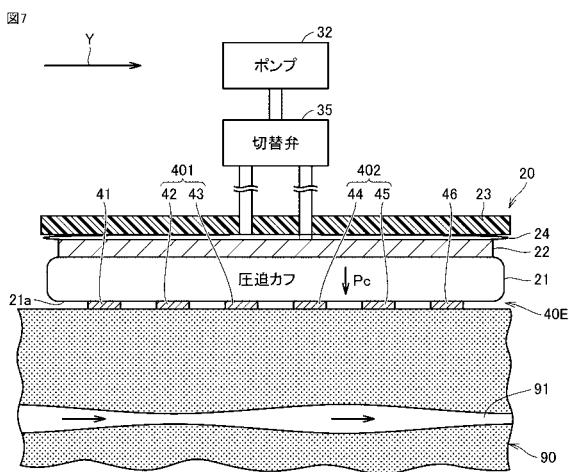
【 四 5 】



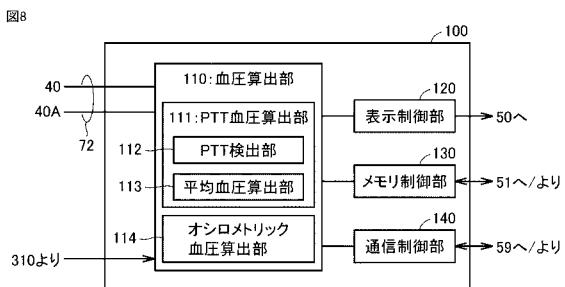
【 図 6 】



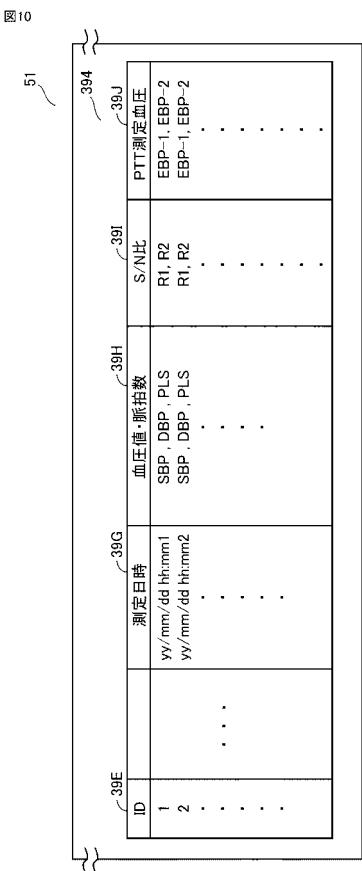
【図7】



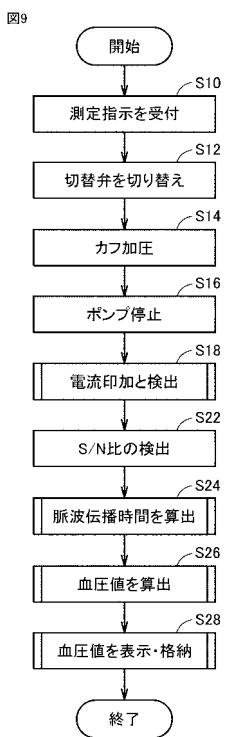
【図8】



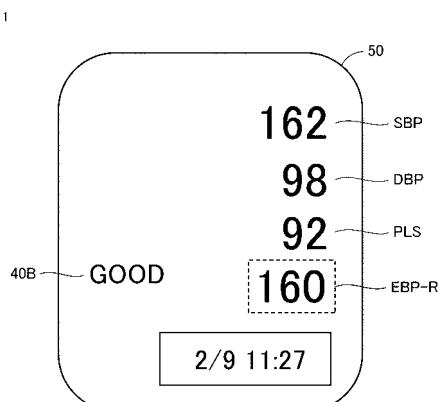
【図10】



【図9】

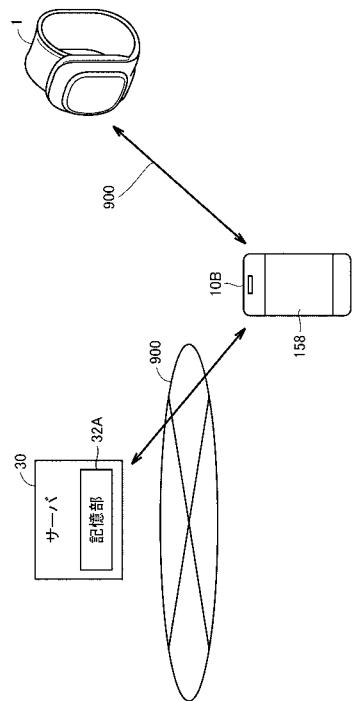


【図11】



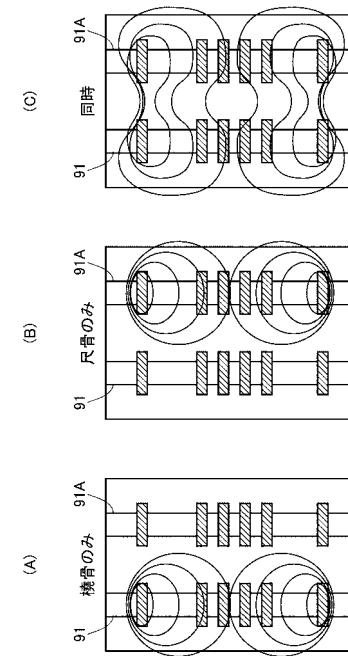
【図 1 2】

図12



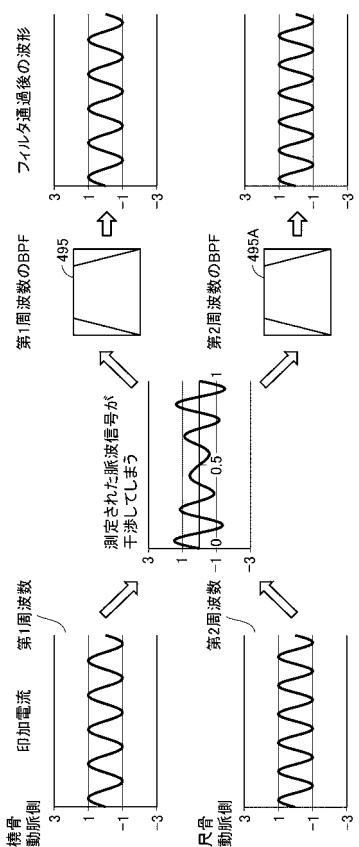
【図 1 3】

図13



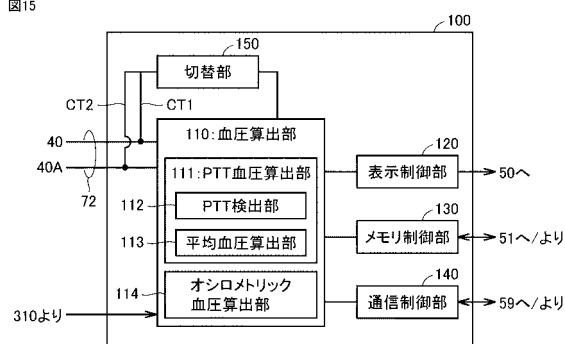
【図 1 4】

図14



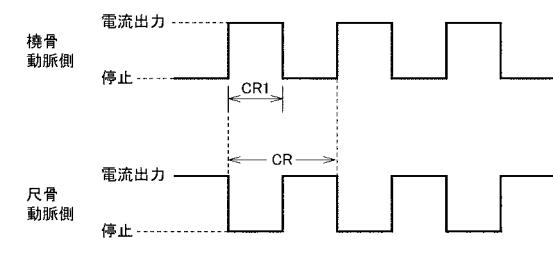
【図 1 5】

図15

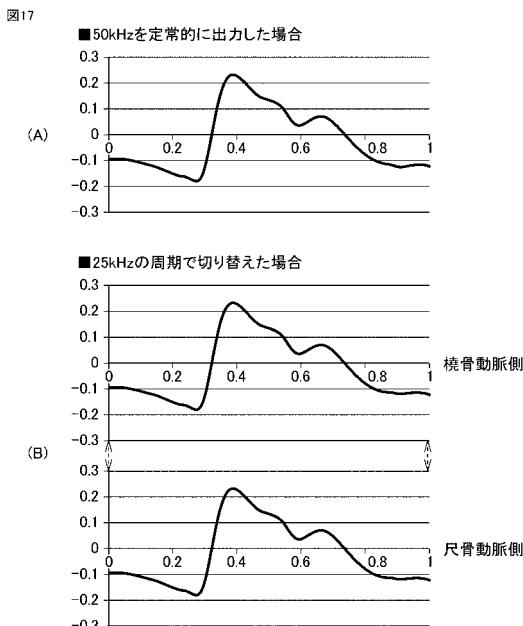


【図 1 6】

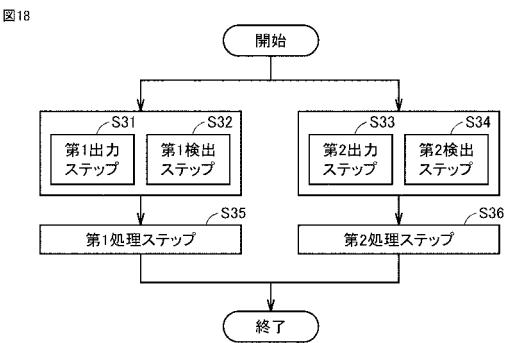
図16



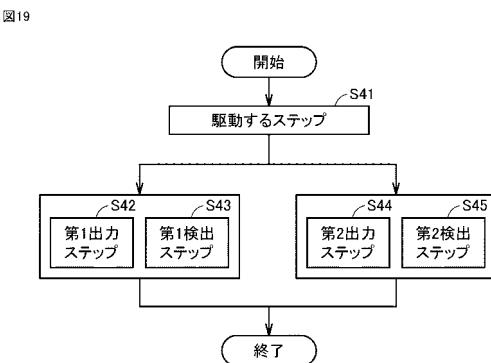
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

(72)発明者 松村 直美
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3番地 オムロンヘルスケア株式会社内
F ターム(参考) 4C017 AA08 AB02 AC16 BC07 BC11 CC02 FF08