

(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.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 4 H	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 V	
	A 6 1 B 5/02 6 3 4 F	
	A 6 1 B 5/02 6 3 3 F	

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)	(71) 出願人	503246015
(22) 出願日	平成29年12月21日 (2017.12.21)		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堀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
		(72) 発明者	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

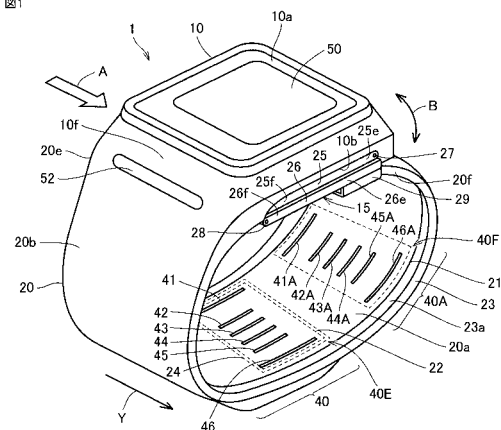
(57) 【要約】

【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

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 60 kHz を示し、前記第 2 周波数は 50 kHz 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、50 kHz または 60 kHz を示し、

前記第 2 周波数は、50 kHz または 60 kHz 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。

【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、

10

20

30

40

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。

【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方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

10

20

30

40

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電圧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電圧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

【 0 0 2 1 】

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

【 0 0 2 2 】

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 】

【 0 0 2 3 】

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 】

【 0 0 2 4 】

【 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 CPU 100 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 CPU 100A 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 1 6】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 1 7】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 1 8】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 1 9】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。

10

【0026】

以下では、脈波に関する情報として、脈波伝搬時間（以下、P T T と称する）を例示するが、脈波に関する情報は、P T T 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 >

20

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 9 0 に装着された状態（以下、「装着状態」とも称する。）で、手首 9 0 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 9 0 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 2 0 は、帯状の部材である。ベルト 2 0 は、その長手方向が手首 9 0 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 2 0 の幅方向 Y の寸法（幅寸法）は、例えば、約 3 0 mm である。ベルト 2 0 は、帯状体 2 3 と、圧迫カフ 2 1 とを含む。帯状体 2 3 は、測定部位側の面である内周面 2 3 a および内周面 2 3 a の反対側の面である外周面 2 0 b を有する。実施の形態 1 では、ベルト 2 0 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。

30

【0029】

圧迫カフ 2 1 は、帯状体 2 3 の内周面 2 3 a に沿って取り付けられ、手首 9 0 に接する内周面 2 0 a を有する（図 2 参照）。圧迫カフ 2 1 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 2 1 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 2 1 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 2 1 は収縮し、測定部位の加圧状態は解消される。

40

【0030】

本体 1 0 は、ベルト 2 0 のうちの一方の端部 2 0 e と一体に設けられる。なお、ベルト 2 0 と本体 1 0 とを別々に形成し、ベルト 2 0 に対して本体 1 0 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 1 0 が配置された部位は、装着状態において手首 9 0 の背側面（手の甲側の面）9 0 b に対応する（図 2 参照）。図 2 中には、手首 9 0 内で掌側面（手の平側の面）9 0 a 近傍を通る橈骨動脈 9 1 と尺骨動脈 9 1 A が示されている。

【0031】

図 1 に示すように、本体 1 0 は、ベルト 2 0 の外周面 2 0 b に対して垂直な方向に厚さ

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 ~ 2 mm 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

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】

10

20

30

40

50

同様に、装着状態においては、センサ部 40 A の電極群 40 F は、左の手首 90 の尺骨動脈 91 A 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 40 F 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 A, 46 A と、当該電流電極対 41 A, 46 A の間に配置された検出電極対 42 A, 43 A および検出電極対 44 A, 45 A を含む。第 1 脈波センサ 40 - 1 A は検出電極対 42 A, 43 A を含み、第 2 脈波センサ 40 - 2 A は検出電極対 44 A, 45 A を含む。

【0049】

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

10

【0050】

このような電極群 40 E および 40 F は偏平に構成され得るため、血压計 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 40 E および 40 F は、柔軟に構成され得るため、電極群 40 E および 40 F 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压測定の精度を損なわない。

【0051】

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

20

【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, 24 A 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, 40 A の構成は、図 5 で後述する。

30

【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、CPU 100 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、ユーザによる血压測定開始または停止の指示に応じた操作信号を CPU 100 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压測定開始の指示を受け付けてもよい。

40

【0056】

メモリ 51 は、血压計 1 を制御するためのプログラムのデータ、血压計 1 を制御するために用いられるデータ、血压計 1 の各種機能を設定するための設定データ、血压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時のワークメモリなどとして用いられる。

【0057】

CPU 100 は、メモリ 51 に記憶された血压計 1 を制御するためのプログラムに従っ

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、CPU 100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、CPU 100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】

CPU 100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、CPU 100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、CPU 100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、CPU 100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、CPU 100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CPU 100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、圧電抵抗式圧力センサであり、エア配管38aを介して

、ポンプ 3 2、弁 3 3 および圧迫カフ 2 1 に接続されている。圧力センサ 3 1 は、エア配管 3 8 a を介して、ベルト 2 0（圧迫カフ 2 1）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 3 1 0 は、圧力センサ 3 1 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 CPU 1 0 0 に出力する。圧力センサ 3 1 の出力は、圧迫カフ 2 1 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 3 4 は、例えば、ピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管 3 8 b を介して、ポンプ 3 2、弁 3 3 および押圧カフ 2 4、2 4 A に接続されている。圧力センサ 3 4 は、エア配管 3 8 b を介して、押圧カフ 2 4、2 4 A 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 3 4 0 は、圧力センサ 3 4 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 3 4 の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号を CPU 1 0 0 に出力する。圧力センサ 3 4 の出力は、押圧カフ 2 4、2 4 A の圧力を制御するため、および、P T T に基づく血圧を算出するために用いられる。P T T に基づく血圧測定のために押圧カフ 2 4、2 4 A の圧力を制御する場合には、CPU 1 0 0 は、ポンプ 3 2 および弁 3 3 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 5 3 は、本体 1 0 に搭載された各種要素に電力を供給する。電池 5 3 は、配線 7 1 を通して、センサ部 4 0、4 0 A 部 4 9 へも電力を供給する。配線 7 1 は、信号用の配線 7 2 とともに、ベルト 2 0 の帯状体 2 3 と圧迫カフ 2 1 との間に挟まれた状態で、ベルト 2 0 の周方向に沿って本体 1 0 とセンサ部 4 0、4 0 A 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 4 0 は、前述した電極群 4 0 E の電極 4 1 ~ 4 6、ならびに通電および電圧検出部 4 9 を備える。通電および電圧検出部 4 9 は、第 1 周波数を有した第 1 電流信号を電流電極 4 1 および 4 6 を介して対応の測定部位に出力する交流電源部 4 9 2（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 4 2 ~ 4 5 を介して検出するための電圧検出部 4 9 1（第 1 検出部に相当）を含む。

【0070】

交流電源部 4 9 2 は、CPU 1 0 0 からの制御信号 C T 1 に従い、電池 5 3 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 4 1、4 6 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 は、CPU 1 0 0 からの制御信号 C T 1 に従い、検出電極 4 2 ~ 4 5 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 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 B P F（band-pass filter）を含むフィルタ部 4 9 3、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、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 4 9 5 を含む。電圧検出部 4 9 1 は、検出される S / N 比 R 1 および変換後のデジタルデータを、CPU 1 0 0 に出力する。

【0071】

図 5（B）を参照して、センサ部 4 0 A は、前述した電極群 4 0 F の電極 4 1 A ~ 4 6 A、ならびに通電および電圧検出部 4 9 A を備える。通電および電圧検出部 4 9 A は、第 2 周波数を有した第 2 電流信号を電流電極 4 1 A および 4 6 A を介して対応の測定部位に出力する交流電源部 4 9 2 A（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、CPU 1 0 0 からの制御信号 CT 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、CPU 1 0 0 からの制御信号 CT 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、CPU 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されてもよい。

【 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 PS 1 , PS 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。

【 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。

30

【 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 CPU 1 0 0 へ出力する。

40

【 0 0 7 8 】

CPU 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 PS 1 , PS 2 を生成する。

【 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 PS 1 , PS 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 の血流の脈波伝播速度 (Pulse Wave Velocity ; PWV) が 1 0 0 0 c m / s ~ 2 0 0 0 c m / s の範囲であるとする、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 P S 1 および脈波信号 P S 2 間の時間差 t は、1 . 0 m s ~ 2 . 0 m s 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 492 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ば電流値 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 $v1A$ 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 $v2A$ とを検出する。電圧信号 $v1A$, $v2A$ 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 $v1A$, $v2A$ 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 CPU 100 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ば 300 Hz を有するが、このレートに限定されず、P T T 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】

CPU 100 は、入力された電圧信号 $v1A$, $v2A$ (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 P S 1 A , P S 2 A を生成する。脈波信号 P S 1 A , P S 2 A のそれぞれのピーク $A1$, $A2$ 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 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】

(CPU 100 の機能構成)

図 8 は、実施の形態 1 に係る CPU 100 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、CPU 100 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】

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、CPU 100 は、PTT 血圧算出部 111 を起動する。また、CPU 100 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、CPU 100 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 を一定速度で高くする。

10

【0089】

この加圧過程で、CPU 100 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 PS_1 および PS_2 を取得し、第 1 および第 2 脈波信号 PS_1 および PS_2 の波形間の相互相関係数 r をリアルタイムに算出する。CPU 100 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 P_c において検出される第 1 および第 2 脈波信号 PS_1 および PS_2 について、第 1 および第 2 脈波信号 PS_1 および PS_2 の振幅のピーク A_1 および A_2 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、CPU 100 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 PS_1A および PS_2A 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。CPU 100 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 P_c において検出される第 1 および第 2 脈波信号 PS_1A および PS_2A について、第 1 および第 2 脈波信号 PS_1A および PS_2A 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、CPU 100 の PTT 血圧算出部 111 は、公知の式 ($EBP = (\quad / (DT^2) + \quad)$) 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 \quad と \quad 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】

CPU 100 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。CPU 100 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、CPU 100 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 2 4 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 2 1 は空気が供給された加圧状態になっている。圧迫カフ 2 1 は、手首 9 0 の周方向に延在しており、ポンプ 3 2 により加圧されると、左の手首 9 0 の周方向を一様に圧迫する。圧迫カフ 2 1 の内周面と左の手首 9 0 との間には、電極群 4 0 E しか存在していないので、圧迫カフ 2 1 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。

【 0 0 9 5 】

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 1 1 4 は、測定部位に対する圧迫カフ 2 1 の加圧過程または減圧過程で検出される発振回路 3 1 0 を介した第 1 圧力センサ 3 1 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

【 0 0 9 6 】

表示制御部 1 2 0 は、血圧算出部 1 1 0 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 5 0 を駆動する。これにより、ディスプレイ 5 0 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 1 3 0 は、血圧算出部 1 1 0 により算出された血圧を含む各種の情報をメモリ 5 1 に格納する。これにより、メモリ 5 1 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 1 3 0 は、メモリ 5 1 から、血圧算出部 1 1 0 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 1 4 0 は、血圧算出部 1 1 0 により算出された、またはメモリ 5 1 から読出された血圧を含む各種の情報を、通信部 5 9 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

【 0 0 9 7 】

図 8 の各部の機能は、メモリ 5 1 にプログラムとして格納される。CPU 1 0 0 は、メモリ 5 1 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。

30

【 0 0 9 8 】

(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 5 1 に格納されて、CPU 1 0 0 により読出されて、実行される。

40

【 0 0 9 9 】

図 9 を参照して、まず、CPU 1 0 0 は、装着状態において、操作部 5 2 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 S 1 0) 。CPU 1 0 0 は、血圧測定を開始する際に、ポンプ 3 2 および弁 3 3 の接続先を押圧カフ 2 4 , 2 4 A に切り替えるよう、切替弁 3 5 を制御する (ステップ S 1 2) 。これにより、カフ 2 4 , 2 4 A から空気を排気する。

40

【 0 1 0 0 】

CPU 1 0 0 は、ポンプ 3 2 を駆動して、押圧カフ 2 4 , 2 4 A を所定圧力まで加圧した後、弁 3 3 を閉じて (ステップ S 1 4) 、その後、ポンプ 3 2 を停止する (ステップ S 1 6) 。CPU 1 0 0 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 CT 1 と CT 2 を、センサ部 4 0 , 4 0 A にそれぞれ出力する (ステップ S 1 8) 。

【 0 1 0 1 】

センサ部 4 0 は、橈骨動脈 9 1 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 R 1 を検出し、CPU 1 0 0 に出力する (ステップ S 2 2) 。同様に、センサ部 4 0 A は、尺骨動

50

脈 9 1 A 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 R 2 を検出し、C P U 1 0 0 に出力する（ステップ S 2 2 ）。

【 0 1 0 2 】

P T T 検出部 1 1 2 は、センサ部 4 0 , 4 0 A からの脈波信号のそれぞれに従い、P T T を算出する（ステップ S 2 4 ）。P T T 血圧算出部 1 1 1 は、センサ部 4 0 に対応の P T T に基づく血圧 E B P - 1 を算出し、また、センサ部 4 0 A に対応の P T T に基づく血圧 E B P - 2 を算出する（ステップ S 2 6 ）。

【 0 1 0 3 】

C P U 1 0 0 は、算出された血圧 E B P - 1 , E B P - 2 に基づく血圧の情報を出力する（ステップ S 2 8 ）。例えば、表示制御部 1 2 0 は、当該血圧の情報を表示するようディスプレイ 5 0 を制御する。または、メモリ制御部 1 3 0 は、当該血圧の情報をメモリ 5 1 に格納する。または、通信制御部 1 4 0 は、当該血圧の情報を、通信部 5 9 を介して外部の情報処理装置に送信する。

10

【 0 1 0 4 】

（測定結果の格納例）

図 1 0 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 1 0 を参照して、メモリ 5 1 は血圧計 1 の測定結果を記録するテーブル 3 9 4 を格納する。図 1 0 を参照して、テーブル 3 9 4 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 I D (identification) のデータ 3 9 E、測定日時のデータ 3 9 G、オシロメトリック血圧算出部 1 1 4 により算出（推定）された血圧値（収縮期血圧 S B P と拡張期血圧 D B P ）および脈拍数 P L S を含むデータ 3 9 H、S / N 比データ 3 9 I、および P T T 血圧算出部 1 1 1 により算出（推定）された血圧を示すデータ 3 9 J を関連付けて含む。

20

【 0 1 0 5 】

S / N 比データ 3 9 I は、関連付けられた血圧 E B P - 1 について検出された S / N 比 R 1、および関連付けられた血圧 E B P - 2 について検出された S / N 比 R 2 を含む。

【 0 1 0 6 】

データ 3 9 J は、P T T 血圧の測定時に算出（推定）された血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 2 を含む。データ 3 9 J は、さらに代表血圧 E B P - R を含むとしてもよい。代表血圧 E B P - R は、対応の血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 2 を代表する血圧を示す。

30

【 0 1 0 7 】

メモリ制御部 1 3 0 は、測定日時のデータ 3 9 G 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 3 9 H、および P T T に基づく血圧値のデータ 3 9 J を、メモリ 5 1 のテーブル 3 9 4 に格納する。

【 0 1 0 8 】

テーブル 3 9 4 における測定データの記憶の態様は、図 1 0 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 3 9 E ~ 3 9 J が関連付け（紐付け）される態様であればよい。

40

【 0 1 0 9 】

（代表血圧 E B P - R の決定方法）

実施の形態 1 では、代表血圧 E B P - R は、平均血圧算出部 1 1 3 が、対応の血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 2 から算出した平均の血圧を示すが、代表血圧 E B P - R は、平均血圧に限定されない。

【 0 1 1 0 】

例えば、C P U 1 0 0 は、血圧 E B P - 1 および血圧 E B P - 2 のうちの予め定められた条件を満たす方を、代表血圧 E B P - 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 E B P - 1 および血圧 E B P - 2 のうちの値が大きい方（または小さい方）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

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。

【 0 1 1 1 】

また、平均血圧算出部 1 1 3 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 R 1 の値に基づき、血圧 E B P - 2 の重みは対応の S / N 比 R 2 に基づいている。平均血圧算出部 1 1 3 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。

【 0 1 1 2 】

（表示例）

図 1 1 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 1 1 を参照して、ディスプレイ 5 0 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 4 0 B 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 4 0 B 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。

【 0 1 1 3 】

実施の形態 1 では、信頼度 4 0 B 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 R 1、S / N 比 R 2 に基づくことができる。例えば、C P U 1 0 0 は、この S / N 比 R 1 および S / N 比 R 2 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 4 0 B を「G O O D」の文字で表示する（図 1 1 参照）。これに対し、C P U 1 0 0 は、この S / N 比 R 1 および S / N 比 R 2 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 4 0 B を表示する。

【 0 1 1 4 】

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。

【 0 1 1 5 】

図 1 1 の画面によれば、ユーザは、信頼度 4 0 B 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。

【 0 1 1 6 】

図 1 1 の表示例は、例えば、血圧測定が終了するとき（ステップ S 2 8）の表示例、または図 1 0 のテーブル 3 9 4 から読出されたデータの表示例に相当する。図 1 1 の情報は、表示制御部 1 2 0 がディスプレイ 5 0 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 1 2 0 は、P T T 血圧算出部 1 1 1 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 1 1 4 により算出された血圧の値、信頼度 4 0 B 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 5 0 を駆動する。または、表示制御部 1 2 0 が、図 1 0 のテーブル 3 9 4 の関連付けられたデータ 3 9 H およびデータ 3 9 J ならびに信頼度 4 0 B 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 5 0 を駆動する。これにより、表示制御部 1 2 0 は、測定された血圧のデータまたはテーブル 3 9 4 に格納された血圧のデータをディスプレイ 5 0 に表示することができる。

【 0 1 1 7 】

（システムの構成）

図 1 2 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

10

20

30

40

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 10 B 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 10 B と通信し、携帯型端末 10 B 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 10 B 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 10 B 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、CPU 100 は当該情報を携帯型端末 10 B 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 10 B の記憶部、またはサーバ 30 の記憶部 32 A であってもよい。または、メモリ 51、携帯型端末 10 B の記憶部、およびサーバ 30 の記憶部 32 A 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 91 A 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 91 A 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 50 kHz および 60 kHz のうち的一方であり、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 40 A 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 CPU 100 とは異なる機能を実現する CPU 100 A 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

10

20

30

40

50

と同様であるので、説明は繰返さない。

【 0 1 2 8 】

図 1 5 は、実施の形態 2 に係る CPU 1 0 0 A 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 1 5 を参照して、CPU 1 0 0 A は、図 8 に示した CPU 1 0 0 の構成に追加して、切替部 1 5 0 を備える。CPU 1 0 0 A 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。

【 0 1 2 9 】

切替部 1 5 0 は、センサ部 4 0 に制御信号 CT 1 を出力し、またセンサ部 4 0 A に制御信号 CT 2 を出力する。切替部 1 5 0 は、予め定められた周期（間隔）CR で、交互に制御信号 CT 1 と制御信号 CT 2 を出力する。センサ部 4 0 は、切替部 1 5 0 から制御信号 CT 1 が出力される期間は駆動されて、制御信号 CT 1 が出力されない期間は停止する。同様に、センサ部 4 0 A は、切替部 1 5 0 から制御信号 CT 2 が出力される期間は駆動されて、制御信号 CT 2 が出力されない期間は停止する。センサ部 4 0 とセンサ部 4 0 A 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。

【 0 1 3 0 】

実施の形態 2 では、センサ部 4 0 の交流電源部 4 9 2 により測定部位（橈骨動脈 9 1 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 4 0 A の交流電源部 4 9 2 A により測定部位（橈骨動脈 9 1 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 5 0 k H z を示すが、これに限定されない。したがって、フィルタ部 4 9 3 およびフィルタ部 4 9 3 A も、5 0 k H z に応じた周波数特性（カットオフ周波数）を有する。

【 0 1 3 1 】

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 5 0 k H z 、P T T 算出のためのサンプリングレートは、例えば 3 0 0 H z 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 k H z 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。

【 0 1 3 2 】

図 1 6 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 1 5 0 は、図 1 6 に示すように、周期 CR に従い、交互に制御信号 CT 1 と制御信号 CT 2 を出力する。これにより、半周期 CR 1 毎に、センサ部 4 0 とセンサ部 4 0 A が交互に駆動される。図 1 7 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 4 0 またはセンサ部 4 0 A から図 1 7 (A) に示す 5 0 k H z 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 1 5 0 が 2 5 k H z に従う周期 CR で交互に制御信号 CT 1 と制御信号 CT 2 を出力する。このとき、センサ部 4 0 から橈骨動脈 9 1 に対応する測定部位に出力される電流信号と、センサ部 4 0 A から尺骨動脈 9 1 A に対応する測定部位に出力される電流信号の波形（図 1 7 (B) ）は、図 1 7 (A) の波形と類似する。

【 0 1 3 3 】

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、P T T に基づく血圧測定の処理が実施される。

【 0 1 3 4 】

（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 P T T 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。

【 0 1 3 5 】

このような背景のもと、橈骨動脈 9 1 と尺骨動脈 9 1 A の両方の測定部位に電流を同時に流すとすれば、図 1 3 (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

10

20

30

40

50

のと異なる可能性がある。

【 0 1 3 6 】

この点に関し、実施の形態 2 では、切替部 1 5 0 は、図 1 6 に示すように、橈骨動脈 9 1 と尺骨動脈 9 1 A 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 C R 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 P T T 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 1 3（A）または図 1 3（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 1 3（C）に示す干渉の発生を防止することができる。

【 0 1 3 7 】

10

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 E B P - 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 5 0 への表示、メモリ 5 1 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。

【 0 1 3 8 】

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、異なってもよい。例えば、実施の形態 1 と同様に、第 1 周波数は 5 0 k H z および 6 0 k H z のうちの一方であり、第 2 周波数はその他方である。

【 0 1 3 9 】

20

〔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 4 0 は、第 1 周波数を有する第 1 電流信号を橈骨動脈 9 1 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 4 0 A は、センサ部 4 0 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 9 1 A 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 1 5 0 は、停止する。

【 0 1 4 0 】

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 1 5 0 により、予め定められた間隔で交互に駆動する。

30

【 0 1 4 1 】

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 P T T を含む脈波の情報を取得することができる。

【 0 1 4 2 】

ユーザは、操作部 5 2 を操作することにより、C P U 1 0 0 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。

【 0 1 4 3 】

〔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。

40

【 0 1 4 4 】

図 1 8 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 1 9 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 S 1 8 では、実施の形態 1 の場合は、図 1 8 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 には場合は、図 1 9 のフローチャートに従う処理が実行される。

【 0 1 4 5 】

図 1 8 を参照して、C P U 1 0 0 は、ステップ S 1 8 において、センサ部 4 0 , 4 0 A を次のように制御する。まず、第 1 脈波センサ部（センサ部 4 0）の交流電源部 4 9 2 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 9 1 に対応の測定部位）

50

に出力するように制御する第 1 出力ステップ (ステップ S 3 1) と、第 1 脈波センサ部の電圧検出部 4 9 1 を、当該第 1 脈波センサ部に対応の測定部位 (橈骨動脈 9 1 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に制御する第 1 検出ステップ (ステップ S 3 2) と、第 2 脈波センサ部 (センサ部 4 0 A) の交流電源部 4 9 2 A 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 9 1 A に対応の測定部位) に出力するように制御する第 2 出力ステップ (ステップ S 3 3) と、第 2 脈波センサ部の電圧検出部 4 9 1 A を、当該第 2 脈波センサ部に対応の測定部位 (尺骨動脈 9 1 A 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に制御する第 2 検出ステップ (ステップ S 3 4) と、上記の第 1 検出ステップ (ステップ S 3 2) 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 4 9 3 を用いて処理する第 1 処理ステップ (ステップ S 3 5) 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 4 9 3 A を用いて処理する第 2 処理ステップ (ステップ S 3 6) を実行する。

【0146】

また、図 1 9 を参照して、CPU 1 0 0 は、ステップ S 1 8 において、センサ部 4 0 , 4 0 A を次のように制御する。まず、第 1 脈波センサ部 (センサ部 4 0) と第 2 脈波センサ部 (センサ部 4 0 A) を、予め定められた間隔で交互に駆動するよう切替部 1 5 0 を制御するステップ (ステップ S 4 1) と、第 1 脈波センサ部の交流電源部 4 9 2 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 9 1 に対応の測定部位) に出力するように制御する第 1 出力ステップ (ステップ S 4 2) と、第 1 脈波センサ部も電圧検出部 4 9 1 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に制御する第 1 検出ステップ (ステップ S 4 3) と、第 2 脈波センサ部の交流電源部 4 9 2 A 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 9 1 A に対応の測定部位) に出力するように制御する第 2 出力ステップ (ステップ S 4 4) と、第 2 脈波センサ部の交流電源部 4 9 2 A 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に制御する第 2 検出ステップ (ステップ S 4 5) とを実行する。

【0147】

図 9、図 1 8 および図 1 9 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 9 0 0 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、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、1 0 本体、1 0 B 携帯型端末、3 0 サーバ、4 0 , 4 0 A センサ部、4 0 B 信頼度、4 0 E , 4 0 F 電極群、4 9 1 , 4 9 1 A 電圧検出部、5 0 ディスプレイ、5 1 メモリ、5 2 操作部、5 3 電池、5 9 通信部、7 1 , 7 2 配線、9 0 手首、9 1 橈骨動脈、9 1 A 尺骨動脈、1 1 0 血圧算出部、1 1 1 P T T 血圧算出部、1 1 2 P T T 検出部、1 1 3 平均血圧算出部、1 1 4 オシロメトリック血圧算出部、1 2 0 表示制御部、1 3 0 メモリ制御部、1 4 0 通信制御部、1 5 0 切替部、1 5 8 表示部、3 1 0 , 3 4 0 発振回路、3 9 4 テーブル、4 9 2 , 4 9 2 A 交流電源部、4 9 3 , 4 9 3 A フィルタ部、4 9 4 , 4 9 4 A S / N 検出部、4 9 5 , 4 9 5 A A / D 変換部、9 0 0 ネットワーク、A 1 , A 2 ピーク、C R 周期、C R 1 半周期、C T 1 , C T 2 制御信号、D 間隔、D B P 拡張

10

20

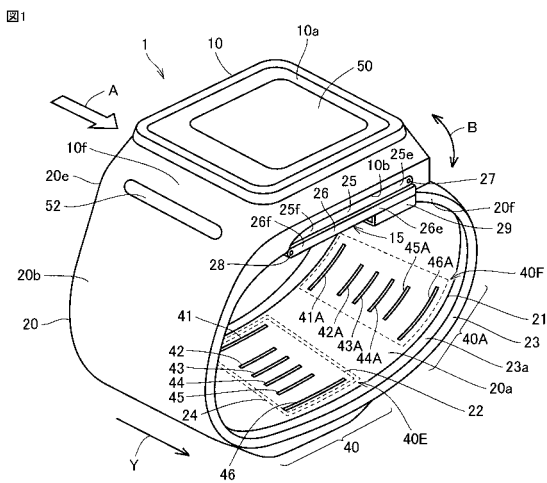
30

40

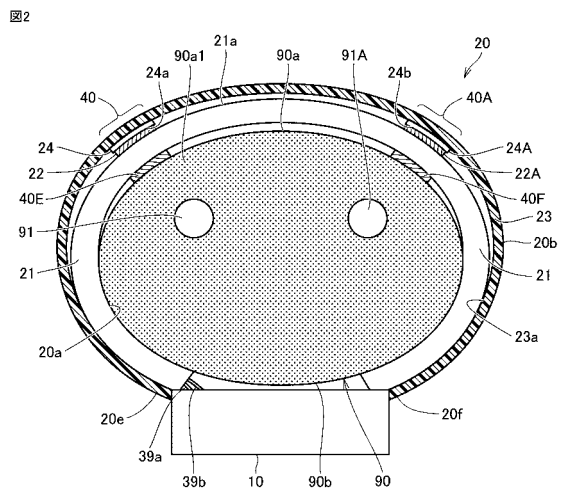
50

期血压、SBP 收缩期血压、EBP - R 代表血压、R1, R2 S/N比、PLS 脉拍数、PS1, PS1A, PS2A, PS2 脉波信号、Y 幅方向、i 定电流、r 相互相関係数、v1, v1A, v2, v2A 电压信号。

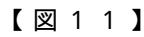
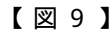
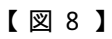
【図1】



【図2】

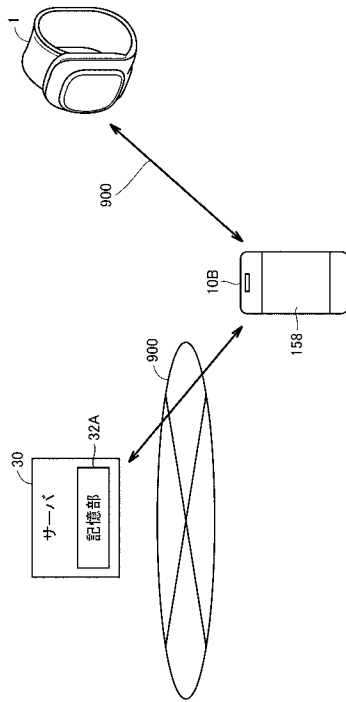


【 圖 7 】



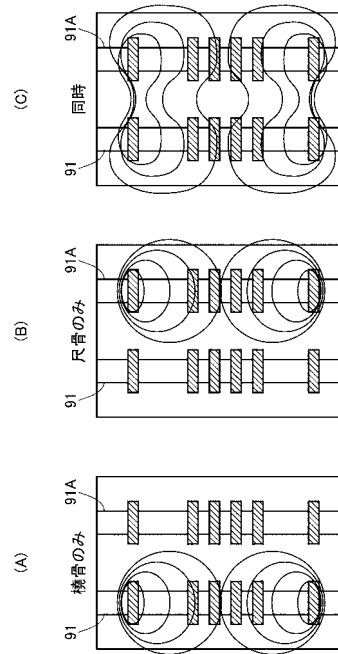
【図 1 2】

図12



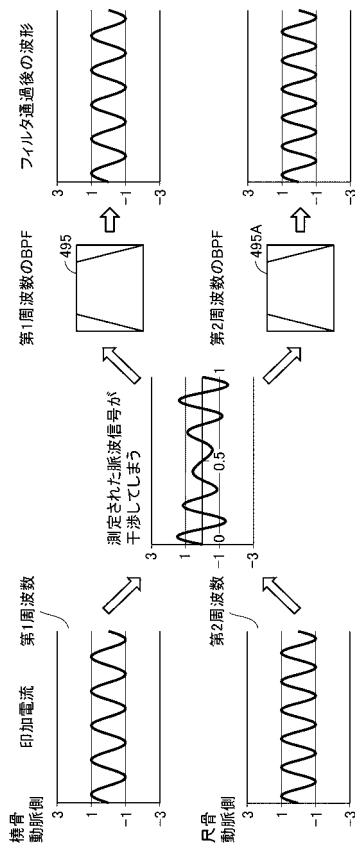
【図 1 3】

図13



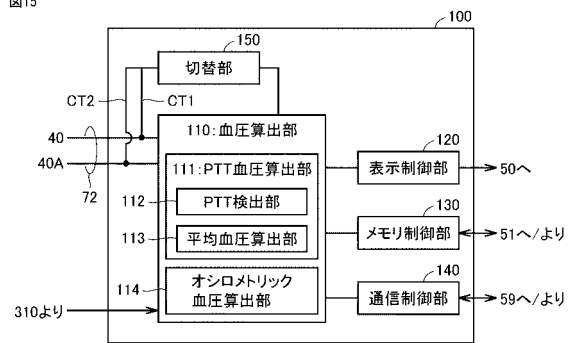
【図 1 4】

図14



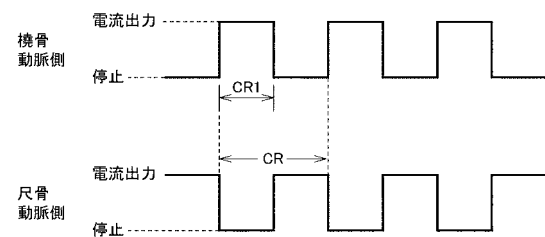
【図 1 5】

図15



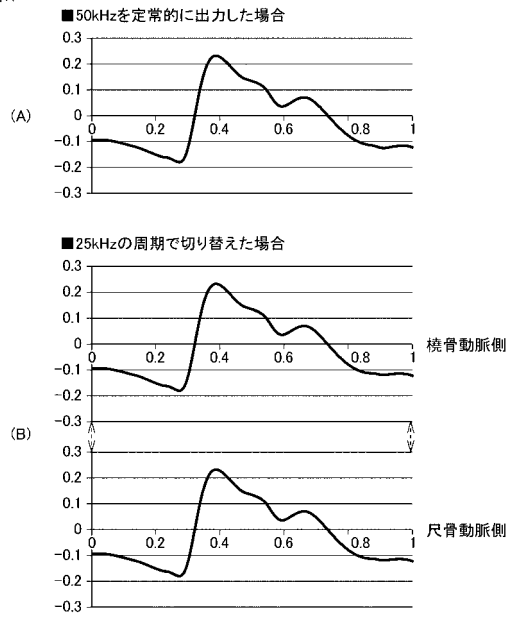
【図 1 6】

図16



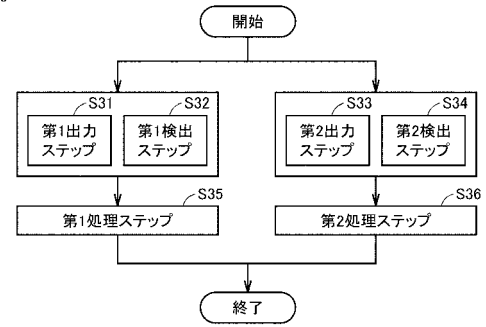
【図 17】

図17



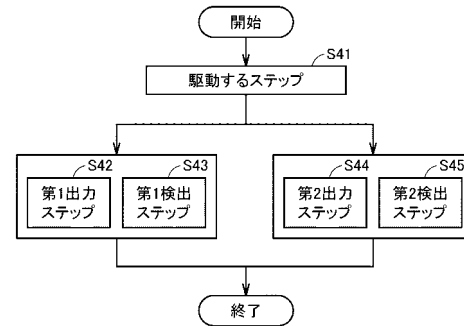
【図 18】

図18



【図 19】

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