

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6902420号
(P6902420)

(45) 発行日 令和3年7月14日(2021.7.14)

(24) 登録日 令和3年6月23日(2021.6.23)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/022	(2006.01)	A 6 1 B	5/022	4 0 0 H
A 6 1 B	5/02	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 1 0 V
A 6 1 B	5/0531	(2021.01)	A 6 1 B	5/0531	Z D M

請求項の数 8 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2017-144381 (P2017-144381)	(73) 特許権者	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5 3 番地
(22) 出願日	平成29年7月26日 (2017.7.26)	(73) 特許権者	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8 0 1 番地
(65) 公開番号	特開2019-24602 (P2019-24602A)	(74) 代理人	110001195 特許業務法人深見特許事務所
(43) 公開日	平成31年2月21日 (2019.2.21)	(72) 発明者	松本 直樹 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
審査請求日	令和2年6月8日 (2020.6.8)	審査官	遠藤 直恵

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 測定装置、および測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の脈波を示す第 1 信号を検出する第 1 センサと、
 前記被験者の脈波または心電を示す第 2 信号を検出する第 2 センサと、
 前記第 1 センサにより検出された前記第 1 信号、および前記第 2 センサにより検出され
 た前記第 2 信号の各々に対して、所定の伝達関数を有するアナログフィルタによりフィル
 タ処理を施し、デジタルデータに変換する第 1 信号処理部と、
 前記第 1 信号処理部によりデジタルデータに変換された前記第 1 信号の第 1 時系列デ
 ータ、および前記第 1 信号処理部によりデジタルデータに変換された前記第 2 信号の第
 2 時系列データの各々に対して、デジタルフィルタによるフィルタ処理を含む信号処理
 を施す第 2 信号処理部とを備え、
 前記第 2 信号処理部は、
前記デジタルフィルタによるフィルタ処理前の前記第 1 時系列データを、時系列的
 に逆方向から並べた第 3 時系列データを生成し、
前記デジタルフィルタによるフィルタ処理前の前記第 2 時系列データを、時系列的
 に逆方向から並べた第 4 時系列データを生成し、
 前記第 3 時系列データおよび前記第 4 時系列データの各々に対して、前記所定の伝達
 関数を有する前記デジタルフィルタによりフィルタ処理を施し、
 前記デジタルフィルタによりフィルタ処理が施された前記第 3 時系列データを、時
 系列順に並べ替えた第 5 時系列データを生成し、

10

20

前記デジタルフィルタによりフィルタ処理が施された前記第 4 時系列データを、時系列順に並べ替えた第 6 時系列データを生成し、

前記第 5 時系列データにより示される信号と、前記第 6 時系列データにより示される信号とに基づいて、脈波伝播時間を算出する時間算出部をさらに備える、測定装置。

【請求項 2】

前記第 2 信号は、脈波を示す信号であり、

前記第 1 センサおよび第 2 センサは、前記被験者の被測定部位を通る動脈のうちそれぞれ対向する部分の脈波を検出する、請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 3】

前記時間算出部は、

前記第 5 時系列データにより示される信号の立ち上がり時点と、前記第 6 時系列データにより示される信号の立ち上がり時点との時間差を脈波伝播時間として算出する、または

前記第 5 時系列データにより示される信号のピーク時点と、前記第 6 時系列データにより示される信号のピーク時点との時間差を脈波伝播時間として算出する、請求項 2 に記載の測定装置。

【請求項 4】

前記第 2 信号は、心電を示す信号であり、

前記時間算出部は、

前記第 5 時系列データにより示される信号の立ち上がり時点と、前記第 6 時系列データにより示される信号のピーク時点との時間差を脈波伝播時間として算出する、請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 5】

前記第 1 時系列データおよび前記第 2 時系列データを格納するためのデータ格納部をさらに備え、

前記第 2 信号処理部は、所定時間分の前記第 1 時系列データおよび前記第 2 時系列データが前記データ格納部に蓄積された場合に、前記信号処理を実行する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 6】

前記時間算出部により算出された脈波伝播時間に基づく血圧値を算出する血圧算出部をさらに備える、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 7】

表示器と、

前記血圧算出部により算出された血圧値を前記表示器に表示させる表示制御部をさらに備える、請求項 6 に記載の測定装置。

【請求項 8】

被験者の脈波を示す第 1 信号を検出するステップと、

前記被験者の脈波または心電を示す第 2 信号を検出するステップと、

前記第 1 信号および前記第 2 信号の各々に対して、所定の伝達関数を有するアナログフィルタによりフィルタ処理を施し、デジタルデータに変換するステップと、

デジタルデータに変換された前記第 1 信号の第 1 時系列データ、およびデジタルデータに変換された前記第 2 信号の第 2 時系列データの各々に対して、デジタルフィルタによるフィルタ処理を含む信号処理を実行するステップとを含み、

前記実行するステップは、

前記デジタルフィルタによるフィルタ処理前の前記第 1 信号の第 1 時系列データを、時系列的に逆方向から並べた第 3 時系列データを生成するステップと、

前記デジタルフィルタによるフィルタ処理前の前記第 2 信号の第 2 時系列データを、時系列的に逆方向から並べた第 4 時系列データを生成するステップと、

前記第 3 時系列データおよび前記第 4 時系列データの各々に対して、前記所定の伝達関数を有する前記デジタルフィルタによりフィルタ処理を施すステップと、

10

20

30

40

50

前記デジタルフィルタによりフィルタ処理が施された前記第 3 時系列データを、時系列順に並べ替えた第 5 時系列データを生成するステップと、

前記デジタルフィルタによりフィルタ処理が施された前記第 4 時系列データを、時系列順に並べ替えた第 6 時系列データを生成するステップとを含み、

前記第 5 時系列データにより示される信号と、前記第 6 時系列データにより示される信号とに基づいて、脈波伝播時間を算出するステップをさらに含む、測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、測定装置、および測定方法に関し、特に、脈波伝播時間を測定するための測定装置、および測定方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来、動脈を伝播する脈波の伝播時間（脈波伝播時間；Pulse Transit Time；PTT）を測定する方法が知られている。例えば、国際公開第 2014/132713 号（特許文献 1）には、脈波伝播時間計測装置が開示されている。脈波伝播時間計測装置は、フィルタリング処理を含む信号処理が施された心電信信号、フィルタリング処理を含む信号処理が施された光電脈波信号それぞれのピークを検出し、心電信信号の遅延時間および光電脈波信号の遅延時間に基づいて、心電信信号のピークおよび光電脈波信号のピークを補正し、補正された光電脈波信号のピークと心電信信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を求める。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】国際公開第 2014/132713 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 では、脈波伝播時間を高精度に求めるために、心電信信号のピークと光電脈波信号のピークを高精度に検出する方式を検討している。具体的には、特許文献 1 に係る脈波伝播時間計測装置は、心電信信号、および光電脈波信号それぞれの周波数成分を解析し、周波数成分と遅延時間（ピークのズレ量）との関係を定めたテーブルを用いて、心電信信号の遅延時間、および光電脈波信号の遅延時間を求め、この遅延時間に基づいて補正された光電脈波信号のピークと心電信信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を算出する。

30

【0005】

しかしながら、特許文献 1 に係る方式によると、事前にデータベースを用意しなければならない。また、データベースに誤差が有る場合、遅延時間については脈波伝播時間にも誤差として影響すると考えられる。

【0006】

本開示のある局面における目的は、脈波伝播時間を簡易に精度よく測定することが可能な測定装置、および測定方法を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

ある実施の形態に従う測定装置は、被験者の脈波を示す第 1 信号を検出する第 1 センサと、被験者の脈波または心電を示す第 2 信号を検出する第 2 センサと、第 1 センサにより検出された第 1 信号、および第 2 センサにより検出された第 2 信号の各々に対して、所定の伝達関数を有するアナログフィルタによりフィルタ処理を施し、デジタルデータに変換する第 1 信号処理部と、第 1 信号処理部によりデジタルデータに変換された第 1 信号の第 1 時系列データ、および第 1 信号処理部によりデジタルデータに変換された第 2 信号の第 2 時系列データの各々に対して、信号処理を施す第 2 信号処理部とを備える。第 2 信号処理部は、第 1 時系列データを、時系列的に逆方向から並べた第 3 時系列データを生

50

成し、第2時系列データを、時系列的に逆方向から並べた第4時系列データを生成し、第3時系列データおよび第4時系列データの各々に対して、所定の伝達関数を有するデジタルフィルタによりフィルタ処理を施し、デジタルフィルタによりフィルタ処理が施された第3時系列データを、時系列順に並べ替えた第5時系列データを生成し、デジタルフィルタによりフィルタ処理が施された第4時系列データを、時系列順に並べ替えた第6時系列データを生成する。測定装置は、第5時系列データにより示される信号と、第6時系列データにより示される信号とに基づいて、脈波伝播時間を算出する時間算出部をさらに備える。

【0008】

好ましくは、第2信号は、脈波を示す信号である。第1センサおよび第2センサは、被験者の被測定部位を通る動脈のうちそれぞれ対向する部分の脈波を検出する。

10

【0009】

好ましくは、時間算出部は、第5時系列データにより示される信号の立ち上がり時点と、第6時系列データにより示される信号の立ち上がり時点との時間差を脈波伝播時間として算出する、または、第5時系列データにより示される信号のピーク時点と、第6時系列データにより示される信号のピーク時点との時間差を脈波伝播時間として算出する。

【0010】

好ましくは、第2信号は、心電を示す信号である。時間算出部は、第5時系列データにより示される信号の立ち上がり時点と、第6時系列データにより示される信号のピーク時点とを比較することにより、脈波伝播時間を算出する。

20

【0011】

好ましくは、測定装置は、第1時系列データおよび第2時系列データを格納するためのデータ格納部をさらに備える。第2信号処理部は、所定時間分の第1時系列データおよび第2時系列データがデータ格納部に蓄積された場合に、信号処理を実行する。

【0012】

好ましくは、測定装置は、時間算出部により算出された脈波伝播時間に基づく血圧を算出する血圧算出部をさらに備える。

【0013】

好ましくは、測定装置は、表示器と、血圧算出部により算出された血圧値を表示器に表示させる表示制御部をさらに備える。

30

【0014】

他の実施の形態に従う測定方法は、被験者の脈波を示す第1信号を検出するステップと、被験者の脈波または心電を示す第2信号を検出するステップと、第1信号および第2信号の各々に対して、所定の伝達関数を有するアナログフィルタによりフィルタ処理を施し、デジタルデータに変換するステップと、デジタルデータに変換された第1信号の第1時系列データを、時系列的に逆方向から並べた第3時系列データを生成するステップと、デジタルデータに変換された第2信号の第2時系列データを、時系列的に逆方向から並べた第4時系列データを生成するステップと、第3時系列データおよび第4時系列データの各々に対して、所定の伝達関数を有するデジタルフィルタによりフィルタ処理を施すステップと、デジタルフィルタによりフィルタ処理が施された第3時系列データを、時系列順に並べ替えた第5時系列データを生成するステップと、デジタルフィルタによりフィルタ処理が施された第4時系列データを、時系列順に並べ替えた第6時系列データを生成するステップと、第5時系列データにより示される信号と、第6時系列データにより示される信号とに基づいて、脈波伝播時間を算出するステップとを含む。

40

【発明の効果】

【0015】

本開示によると、脈波伝播時間を簡易に精度よく測定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】血圧計の外観斜視図である。

50

【図 2】血圧計が左手首に装着された状態で、左手首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】血圧計が左手首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】血圧計の制御系のハードウェア構成を示すブロック図である。

【図 5】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 6】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、血圧計が左手首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 7】アナログフィルタの必要性を説明するための図である。

【図 8】フィルタの位相特性を説明するための図である。

【図 9】血圧計の機能構成を示すブロック図である。

【図 10】本実施の形態に従うデジタル信号処理の利点を説明するための図である。

【図 11】脈波伝播時間に基づく血圧値の測定処理手順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】

【0017】

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。

【0018】

以下では、血圧計を、脈波伝播時間を測定するための「測定装置」の代表例として説明を行なう。ただし、測定装置は、脈波信号（あるいは心電信号）を検出するセンサと、当該センサにより検出された信号を処理する処理装置とを含む装置であればよく、血圧計に限られない。

【0019】

< 血圧計の構成 >

（外観および断面構成）

図 1 は、血圧計 1 の外観斜視図である。図 2 は、血圧計 1 が左手首 90 に装着された状態（以下、「装着状態」とも称する。）で、左手首 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、左手首 90 が被測定部位となる。なお、血圧計 1 により測定される「被測定部位」は、動脈が通っている部位であればよい。被測定部位は、例えば、手首、上腕などの上肢であってもよいし、足首、大腿などの下肢であってもよい。

【0020】

図 1 および図 2 を参照して、ベルト 20 は、左手首 90 を周方向に沿って取り巻いて装着される細長い帯状の部材である。ベルト 20 の幅方向 Y の寸法（幅寸法）は、例えば、約 30 mm である。ベルト 20 は、外周面 20 b を有する帯状体 23 と、圧迫カフ 21 とを含む。

【0021】

圧迫カフ 21 は、帯状体 23 の内周面 23 a に沿って取り付けられ、左手首 90 に接する内周面 20 a を有する。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。流体袋は、流体を収容可能な袋状の部材であればよい。「流体」は、液体と気体の両方を含み、例えば、水、空気などを用いることができる。

【0022】

本体 10 は、ベルト 20 のうちの一方の端部 20 e 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、装着状態において左手首 90 の背側面（手の甲側の面）90 b に対応する（図 2 参照）。図 2 中には、左手首 90 内で掌側面（手の平側の面）90 a 近傍を通る橈骨動脈 91 が示されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

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を有する立体的形状を有する。本体 1 0 は、被験者（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 1 0 は、ベルト 2 0 から外向きに突起した四角錐台状の輪郭を有する。

【 0 0 2 4 】

本体 1 0 の頂面（被測定部位から最も遠い側の面）1 0 a には、表示器 5 0 が設けられる。本体 1 0 の側面（図 1 における左手前側の側面）1 0 f に沿って、ユーザからの指示を入力するための操作部 5 2 が設けられる。

【 0 0 2 5 】

ベルト 2 0 の一方の端部 2 0 e と他方の端部 2 0 f との間の部位であって、ベルト 2 0 の内周面 2 0 a（すなわち、圧迫カフ 2 1 の内周面 2 0 a）上には、インピーダンス測定部 4 0 が設けられる。

【 0 0 2 6 】

インピーダンス測定部 4 0 が配置された部位の内周面 2 0 a には、電極群 4 0 E が配置される。電極群 4 0 E は、ベルト 2 0 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 4 1 ~ 4 6 を有する。電極群 4 0 E が配置された部位は、装着状態において左手首 9 0 の橈骨動脈 9 1 に対応する。

【 0 0 2 7 】

内周面 2 0 a とは反対の外周面 2 1 a における、電極群 4 0 E に対応する位置には、固形物 2 2 が配置される。固形物 2 2 の外周側には、押圧カフ 2 4 が配置される。押圧カフ 2 4 は、圧迫カフ 2 1 の周方向に関して電極群 4 0 E 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 2 4 は、ベルト 2 0 を構成する帯状体 2 3 の内周面 2 3 a（左手首 9 0 に近い側の面）に配置される（図 2 参照）。帯状体 2 3 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。

【 0 0 2 8 】

押圧カフ 2 4 は、ベルト 2 0 の厚さ方向に伸縮する流体袋である。具体的には、押圧カフ 2 4 は、左手首 9 0 を取り巻いて装着され、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 2 4 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る。

【 0 0 2 9 】

押圧カフ 2 4 の内周面 2 4 a（左手首 9 0 に近い側の面）のうち、電極群 4 0 E に対応する位置には、固形物 2 2 が配置されている。固形物 2 2 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、押圧部として、ベルト 2 0、押圧カフ 2 4、および固形物 2 2 を用いている。

【 0 0 3 0 】

図 1 に示すように、本体 1 0 の底面（被測定部位に最も近い側の面）1 0 b と、ベルト 2 0 の端部 2 0 f とは、三つ折れバックル 1 5（以下、単に「バックル 1 5」とも称する。）によって接続されている。

【 0 0 3 1 】

バックル 1 5 は、外周側に配置された板状部材 2 5 と、内周側に配置された板状部材 2 6 とを含む。板状部材 2 5 の一方の端部 2 5 e は、幅方向 Y に沿って延びる連結棒 2 7 を介して本体 1 0 に対して回動自在に取り付けられる。板状部材 2 5 の他方の端部 2 5 f は、幅方向 Y に沿って延びる連結棒 2 8 を介して、板状部材 2 6 の一方の端部 2 6 e に対して回動自在に取り付けられる。板状部材 2 6 の他方の端部 2 6 f は、固定部 2 9 によってベルト 2 0 の端部 2 0 f 近傍に固定されている。

【 0 0 3 2 】

ベルト 2 0 の周方向に関して、固定部 2 9 の取り付け位置は、ユーザの左手首 9 0 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 2 0）は、

10

20

30

40

50

全体として略環状に構成されるとともに、本体 10 の底面 10 b とベルト 20 の端部 20 f 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。

【0033】

ユーザは、血压計 1 を左手首 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、左手首 90 の周りのベルト 20 の角度位置を調節して、左手首 90 を通る橈骨動脈 91 上にベルト 20 のインピーダンス測定部 40 を位置させる。これにより、インピーダンス測定部 40 の電極群 40 E は、左手首 90 の掌側面 90 a のうち橈骨動脈 91 に対応する部分 90 a 1 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、ユーザは血压計 1 (ベルト 20) を左手首 90 に装着する。

10

【0034】

図 3 は、血压計 1 が左手首 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、インピーダンス測定部 40 の電極群 40 E は、左手首 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 40 E 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。脈波センサ 40 1 は検出電極対 42, 43 を含み、脈波センサ 40 2 は検出電極対 44, 45 を含む。

【0035】

20

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 の中央との間の距離 D (後述する図 5 (A) 参照) は、例えば、20 mm に設定される。距離 D は、脈波センサ 40 1 と脈波センサ 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 20 mm に設定される。

【0036】

このような電極群 40 E 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 は、柔軟に構成され得るため、電極群 40 E は、圧迫カフ 21 による左手首 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。

30

【0037】

(ハードウェア構成)

図 4 は、血压計 1 の制御系のハードウェア構成を示すブロック図である。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、表示器 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 に切り替える。

【0038】

40

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。インピーダンス測定部 40 は、電極群 40 E と、電圧検出回路 49 とを含む。

【0039】

表示器 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、血压測定結果などの血压測定に関する情報、その他の情報を表示する。なお、表示器 50 は、有機 EL ディスプレイに限られず、例えば、LCD (Liquid Crystal Display) など、他のタイプのディスプレイで構成されてもよい。

【0040】

50

操作部 5 2 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 CPU 1 0 0 に入力する。なお、操作部 5 2 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 1 0 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。

【 0 0 4 1 】

メモリ 5 1 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 5 1 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。

10

【 0 0 4 2 】

CPU 1 0 0 は、メモリ 5 1 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、CPU 1 0 0 は、操作部 5 2 からの血圧測定開始の指示に応じて、圧力センサ 3 1 からの信号に基づいて、ポンプ 3 2（および弁 3 3）を駆動する制御を行なう。また、CPU 1 0 0 は、圧力センサ 3 1 からの信号に基づいて、血圧値を算出する制御を行なう。

【 0 0 4 3 】

CPU 1 0 0 は、脈波伝播時間に基づく血圧測定を実行する場合、操作部 5 2 からの血圧測定開始の指示に応じて、圧迫カフ 2 1 内の空気を排出させるために弁 3 3 を駆動する制御を行なう。また、CPU 1 0 0 は、切替弁 3 5 を駆動して、ポンプ 3 2（および弁 3 3）の接続先を圧迫カフ 2 4 に切り替える制御を行なう。さらに、CPU 1 0 0 は、圧力センサ 3 4 からの信号に基づいて、血圧値を算出する制御を行なう。

20

【 0 0 4 4 】

通信部 5 9 は、CPU 1 0 0 によって制御されて所定の情報を、ネットワーク 9 0 0 を介して外部の装置に送信したり、外部の装置からの情報を、ネットワーク 9 0 0 を介して受信して CPU 1 0 0 に受け渡したりする。ネットワーク 9 0 0 を介した通信は、無線、有線のいずれでもよい。例えば、ネットワーク 9 0 0 は、インターネットであるが、これに限定されず、LAN（Local Area Network）のような他の種類のネットワークであってもよいし、USB ケーブルなどを用いた 1 対 1 の通信であってもよい。通信部 5 9 は、マイクロ USB コネクタを含んでいてもよい。

30

【 0 0 4 5 】

ポンプ 3 2 および弁 3 3 は、切替弁 3 5、エア配管 3 9 a、3 9 b を介して、圧迫カフ 2 1 および圧迫カフ 2 4 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、圧力センサ 3 4 はエア配管 3 8 b を介して、それぞれ圧迫カフ 2 1 および圧迫カフ 2 4 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、圧迫カフ 2 1 内の圧力を検出する。切替弁 3 5 は、CPU 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいて駆動し、ポンプ 3 2 および弁 3 3 の接続先を圧迫カフ 2 1 または圧迫カフ 2 4 に切り替える。

【 0 0 4 6 】

ポンプ 3 2 は、例えば、圧電ポンプで構成される。切替弁 3 5 により、ポンプ 3 2 および弁 3 3 の接続先が圧迫カフ 2 1 に切り替えられている場合には、ポンプ 3 2 は、圧迫カフ 2 1 内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管 3 9 a を通して圧迫カフ 2 1 に加圧用の流体としての空気を供給する。切替弁 3 5 により、ポンプ 3 2 および弁 3 3 の接続先が圧迫カフ 2 4 に切り替えられている場合には、ポンプ 3 2 は、圧迫カフ 2 4 内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管 3 9 b を通して圧迫カフ 2 4 に加圧用の流体としての空気を供給する。

40

【 0 0 4 7 】

弁 3 3 は、ポンプ 3 2 に搭載され、ポンプ 3 2 のオン/オフに伴って開閉が制御されるように構成される。具体的には、切替弁 3 5 により、ポンプ 3 2 および弁 3 3 の接続先が圧迫カフ 2 1 に切り替えられている場合には、弁 3 3 は、ポンプ 3 2 がオンされると閉じ

50

て、圧迫カフ 2 1 内に空気を封入する一方、ポンプ 3 2 がオフされると開いて、圧迫カフ 2 1 の空気をエア配管 3 9 a を通して大気中へ排出させる。

【 0 0 4 8 】

切替弁 3 5 により、ポンプ 3 2 および弁 3 3 の接続先が押圧カフ 2 4 に切り替えられている場合には、弁 3 3 は、ポンプ 3 2 がオンされると閉じて、押圧カフ 2 4 内に空気を封入する一方、ポンプ 3 2 がオフされると開いて、押圧カフ 2 4 の空気をエア配管 3 9 b を通して大気中へ排出させる。弁 3 3 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 3 2 0 は、ポンプ 3 2 を CPU 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいて駆動する。

【 0 0 4 9 】

圧力センサ 3 1 は、例えば、 piezo 抵抗式圧力センサであり、エア配管 3 8 a 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。

【 0 0 5 0 】

発振回路 3 1 0 は、圧力センサ 3 1 からの piezo 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 (収縮期血圧 (Systolic Blood Pressure; S B P) と拡張期血圧 (Diastolic Blood Pressure; D B P) とを含む。) を算出するために用いられる。

【 0 0 5 1 】

圧力センサ 3 4 は、例えば、 piezo 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 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 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。

【 0 0 5 2 】

発振回路 3 4 0 は、圧力センサ 3 4 からの piezo 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 の圧力を制御するため、および、脈波伝播時間に基づく血圧を算出するために用いられる。脈波伝播時間に基づく血圧測定のために押圧カフ 2 4 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。

【 0 0 5 3 】

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、インピーダンス測定部 4 0 の電圧検出回路 4 9 に電力を供給する。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 とインピーダンス測定部 4 0 との間に延在して設けられている。

【 0 0 5 4 】

インピーダンス測定部 4 0 の電圧検出回路 4 9 は、CPU 1 0 0 の指示に従って動作する。具体的には、電圧検出回路 4 9 は、アナログフィルタ 4 0 3 と、増幅器 4 0 4 と、A / D (Analog / Digital) コンバータ 4 0 5 とを含む。電圧検出回路 4 9 は、電源電圧を昇圧する昇圧回路と、昇圧された電圧を所定の電圧に調整する電圧調整回路とをさらに含んでいてもよい。

【 0 0 5 5 】

(脈波伝播時間に基づく血圧測定の概要)

図 5 は、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 5 (A) は、血圧計 1 が左手首 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図である。図 5 (B) は、脈波信号 P S 1 , P S 2 の波形を示す図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

図 5 (A) を参照して、電圧検出回路 4 9 は、昇圧回路および電圧調整回路等を用いて、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、例えば、周波数 5 0 k H z 、電流値 1 m A の高周波定電流 i を流す。

【 0 0 5 7 】

電圧検出回路 4 9 は、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、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。具体的には、電圧検出回路 4 9 は、脈波センサ 4 0 1 により検出された電圧信号 $v 1$ の入力を受け付け、脈波センサ 4 0 2 により検出された電圧信号 $v 2$ の入力を受け付ける。各電圧信号 $v 1$, $v 2$ は、被験者の脈波を示す信号である。具体的には、電圧信号 $v 1$, $v 2$ は、左手首 9 0 の掌側面 9 0 a のうち、それぞれ脈波センサ 4 0 1 、 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。

10

【 0 0 5 8 】

電圧検出回路 4 9 のアナログフィルタ 4 0 3 は、伝達関数 G を有し、増幅された電圧信号 $v 1$, $v 2$ に対してフィルタ処理を行なう。具体的には、アナログフィルタ 4 0 3 は、電圧信号 $v 1$, $v 2$ (脈波信号) を特徴づける周波数以外のノイズを除去し、 S / N を向上するためのフィルタ処理を行なう。増幅器 4 0 4 は、例えば、オペアンプ等により構成され、フィルタ処理された電圧信号 $v 1$, $v 2$ を増幅する。A / D コンバータ 4 0 5 は、増幅された電圧信号 $v 1$, $v 2$ 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。

20

【 0 0 5 9 】

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 5 (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。当該所定の信号処理の詳細については後述する。

【 0 0 6 0 】

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 $1 0 0 0 \text{ cm / s} \sim 2 0 0 0 \text{ cm / s}$ の範囲であるとする、脈波センサ 4 0 1 と脈波センサ 4 0 2 との間の距離 $D = 2 0 \text{ mm}$ 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、 $1 . 0 \text{ ms} \sim 2 . 0 \text{ ms}$ の範囲となる。

30

【 0 0 6 1 】

図 5 (A) に示すように、押圧カフ 2 4 は加圧状態となっており、圧迫カフ 2 1 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 2 4 および固形物 2 2 は、橈骨動脈 9 1 の動脈方向に関して、脈波センサ 4 0 1 、脈波センサ 4 0 2 、および電流電極対 4 1 , 4 6 に跨って配置されている。そのため、押圧カフ 2 4 は、ポンプ 3 2 により加圧されると、脈波センサ 4 0 1 、脈波センサ 4 0 2 、および電流電極対 4 1 , 4 6 を固形物 2 2 を介して左手首 9 0 の掌側面 9 0 a に押圧する。

【 0 0 6 2 】

左手首 9 0 の掌側面 9 0 a に対する、電流電極対 4 1 , 4 6 、脈波センサ 4 0 1 、および脈波センサ 4 0 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 2 4 を用いているため、ポンプ 3 2 および弁 3 3 を圧迫カフ 2 1 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 2 2 を介して脈波センサ 4 0 1 、脈波センサ 4 0 2 、および電流電極対 4 1 , 4 6 を押圧できるため、被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。

40

【 0 0 6 3 】

(オシロメトリック法による血圧測定の概要)

図 6 は、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 が左手首 9 0 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。

50

【 0 0 6 4 】

図 6 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、左手首 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、血管を十分に閉じることができる。したがって、オシロメトリック法による血圧測定を精度よく行なうことができる。

【 0 0 6 5 】

オシロメトリック法による血圧測定を行なう際の血圧計 1 の動作は概ね、以下のようになる。具体的には、血圧計 1 の CPU 1 0 0 は、操作部 5 2 を介して血圧測定の指示を受け付けると、ポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 をオフし、弁 3 3 を開いて、圧迫カフ 2 1 内の空気を排出する。なお、圧力センサ 3 1 の現時点の出力値が大気圧に相当する値として設定される。

10

【 0 0 6 6 】

続いて、CPU 1 0 0 は、弁 3 3 を閉鎖し、ポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 を駆動して、圧迫カフ 2 1 に空気を送る。これにより、圧迫カフ 2 1 を膨張させるとともにカフ圧を徐々に加圧する。加圧過程において、CPU 1 0 0 は、血圧値を算出するために、圧力センサ 3 1 によって、カフ圧をモニタし、左手首 9 0 の橈骨動脈 9 1 で発生する動脈容積の変動成分を、脈波信号として取得する。

20

【 0 0 6 7 】

CPU 1 0 0 は、取得された脈波信号に基づいて、オシロメトリック法により公知のアルゴリズムを適用して血圧値（収縮期血圧および拡張期血圧）の算出を試みる。CPU 1 0 0 は、データ不足のために未だ血圧値を算出できない場合は、カフ圧が上限圧力（例えば、3 0 0 m m H g ）に達していない限り、カフ圧を上昇させて血圧値の算出を再度試みる。

【 0 0 6 8 】

CPU 1 0 0 は、血圧値を算出できた場合、ポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 を停止し、弁 3 3 を開いて、圧迫カフ 2 1 内の空気を排出する。CPU 1 0 0 は、血圧値の測定結果を表示器 5 0 に表示するとともに、メモリ 5 1 に記録する。なお、血圧値の算出は、加圧過程に限られず、減圧過程において行なわれてもよい。

30

【 0 0 6 9 】

< 脈波伝播時間の詳細な算出方式 >

脈波信号 P S 1 および脈波信号 P S 2 間の時間差である脈波伝播時間を精度よく測定するためには、各脈波信号 P S 1 , P S 2 を精度よく抽出する必要がある。そのためには、まず、電圧信号 v_1 , v_2 (脈波信号) を特徴づける周波数以外のノイズを除去し、S / N 比の高い（すなわち、ダイナミックレンジの広い）データを得る必要がある。

【 0 0 7 0 】

図 7 は、アナログフィルタの必要性を説明するための図である。図 7 (A) に示すように、検出電極対により検出された電圧信号（アナログデータ）に、所望の周波数成分（所望波成分 W_d ）以外の不要な周波数成分（ノイズ波成分 W_n ）が重畳されている状態を想定する。

40

【 0 0 7 1 】

このアナログデータを、A / D 変換によりデジタルデータに変換した後、デジタルフィルタによりノイズ波成分 W_n を取り除くことは可能である。しかしながら、その場合、所望波成分 W_d のダイナミックレンジが小さいため、デジタル変換後の所望波成分 W_d に関するデータの S / N 比は小さくなってしまふ。

【 0 0 7 2 】

そこで、アナログフィルタによりノイズ波成分 W_n を取り除いた後（図 7 (B) 参照）、所望波成分 W_d を増幅することにより（図 7 (C) 参照）、所望波成分 W_d のダイナミ

50

ックレンジを大きくする。当該所望波成分 W_d を CPU 100 に入力することにより、脈波信号を精度よく取得できる。

【0073】

次に、脈波伝播時間を精度よく測定するためには、フィルタの周波数特性（周波数依存性）を考慮する必要がある。

【0074】

図8は、フィルタの位相特性を説明するための図である。図8では、右側の縦軸は位相変化量を示しており、左側の縦軸は遅延時間を示しており、横軸は周波数を示している。図8の例では、アナログフィルタとして、遮断周波数が 10 Hz のローパスフィルタと、遮断周波数が 0.5 Hz のハイパスフィルタとを用いた例を示している。

10

【0075】

図8を参照して、グラフ801はフィルタの周波数特性（位相特性）を示している。グラフ803は、グラフ801により示される位相特性を時間に変換した遅延時間特性を示している。グラフ805は、脈波信号である電圧信号（例えば、電圧信号 v_1 ）の周波数特性を示している。図8では、例えば、約 1.2 Hz において、電圧信号のピークが存在し、そのときの位相変化量は約 10° である。

【0076】

ここで、電圧信号 v_1 、 v_2 はともに脈波信号であるが、測定位置等が異なることから、各電圧信号 v_1 、 v_2 の波形の周波数成分は完全に一致しない。そのため、上記のようなフィルタ処理を電圧信号 v_1 、 v_2 に施すと、電圧信号 v_1 および電圧信号 v_2 にそれぞれ異なる量の位相変化が生じてしまう。したがって、脈波伝播時間を精度よく測定するためには、電圧信号 v_1 および電圧信号 v_2 の位相変化の差を小さくする必要がある。以下、この位相変化の差を小さくするための構成および処理について、具体的に説明する。

20

【0077】

図9は、血压計1の機能構成を示すブロック図である。具体的には、図9には、脈波伝播時間の測定に用いられる血压計1の機能構成が示されている。

【0078】

図9を参照して、血压計1は、主たる機能構成として、信号入力部102と、データ生成部106と、デジタルフィルタ部108と、時間算出部110と、血压算出部112と、出力制御部114とを含む。これらの機能は、例えば、血压計1のCPU100がメモリ51に格納されたプログラムを実行することによって実現される。なお、これらの機能の一部または全部はハードウェアで実現されるように構成されていてもよい。血压計1は、メモリ51により実現されるデータ格納部104をさらに含む。

30

【0079】

信号入力部102は、A/Dコンバータ405から、予め定められたサンプリング周期ごとに出力される電圧信号 v_1 、 v_2 （デジタルデータ）の入力を受け付ける。信号入力部102は、受け付けた電圧信号 v_1 、 v_2 をデータ格納部104に順次格納する。

【0080】

データ格納部104は、電圧信号 v_1 の時系列データと、電圧信号 v_2 の時系列データとを格納する。具体的には、データ格納部104は、現時点から所定サイクル前までの各電圧信号 v_1 、 v_2 の時系列データを格納する。例えば、現時点の電圧信号 v_1 の信号値（電圧信号のデジタル値）を $v_1(m)$ とし、1サンプリング周期前の信号値を $v_1(m-1)$ とし、2サンプリング周期前の信号値を $v_1(m-2)$ とする。以下同様に、 n サンプリング周期前の信号値を $v_1(m-n)$ とする。

40

【0081】

デジタル信号処理部として機能するデータ生成部106およびデジタルフィルタ部108が、現時点から n サンプリング周期前までの信号値を利用する場合、 $v_1(m)$ 、 $v_1(m-1)$ 、 $v_1(m-2)$ 、...、 $v_1(m-n)$ の $n+1$ 個の信号値を含む時系列データがデータ格納部104に格納される。すなわち、電圧信号 v_1 の時系列データ K_1 （信号値 $v_1(m-n) \sim v_1(m)$ ）が格納される。同様に、電圧信号 v_2 の時系列デ

50

ータK 2 (信号値 $v_2(m-n) \sim v_2(m)$) がデータ格納部 104 に格納される。

【0082】

データ生成部 106 は、電圧信号 v_1 の時系列データK 1 を、時系列的に逆方向から並べた時系列データ K_{r1} (信号値 $v_1(m) \sim v_1(m-n)$) を生成する。同様に、データ生成部 106 は、電圧信号 v_2 の時系列データK 2 を、時系列的に逆方向から並べた時系列データ K_{r2} (信号値 $v_2(m) \sim v_2(m-n)$) を生成する。なお、データ生成部 106 は、所定時間分 (例えば、5 秒間分) の時系列データK 1 および時系列データK 2 がデータ格納部 104 に蓄積された場合に、当該生成を行なう。

【0083】

デジタルフィルタ部 108 は、時系列データ K_{r1} , K_{r2} の各々に対して、アナログフィルタ 403 と同一の伝達関数 G を有するデジタルフィルタによりフィルタ処理を実行し、時系列データ K_{d1} (信号値 $v_{d1}(m) \sim v_{d1}(m-n)$) および時系列データ K_{d2} (信号値 $v_{d2}(m) \sim v_{d2}(m-n)$) を生成する。時系列データ K_{d1} および時系列データ K_{d2} は、それぞれ次の式 (1) および式 (2) を用いて表される。

【0084】

$$K_{d1} = K_{r1} \times G \cdots (1)$$

$$K_{d2} = K_{r2} \times G \cdots (2)$$

そして、データ生成部 106 は、時系列データ K_{d1} を、時系列的に順方向に並べ替えた時系列データ K_{f1} (信号値 $v_{d1}(m-n) \sim v_{d1}(m)$) を生成する。また、データ生成部 106 は、時系列データ K_{d2} を、時系列的に順方向に並べ替えた時系列データ K_{f2} (信号値 $v_{d2}(m-n) \sim v_{d2}(m)$) を生成する。

【0085】

このように、本実施の形態では、1) 時系列データ K_1 , K_2 を時系列的に逆方向から並べた時系列データ K_{r1} , K_{r2} が生成され、2) 時系列データ K_{r1} , K_{r2} の各々に対して、伝達関数 G (アナログフィルタ 403 と同一の伝達関数) を用いたデジタルフィルタ処理により時系列データ K_{d1} , K_{d2} が生成され、3) 時系列データ K_{d1} , K_{d2} を時系列順に再度並べ直した時系列データ K_{f1} , K_{f2} が生成される。

【0086】

上記 2) のデジタルフィルタ処理により、アナログフィルタ 403 によるフィルタ処理時とは逆方向にほぼ同じ量の位相ずれが発生し、3) により時系列順にデータが戻される。その結果、時系列データ K_{f1} , K_{f2} は、アナログフィルタ 403 によるフィルタ処理時の位相ずれが軽減されたデータとなる。

【0087】

図 10 は、本実施の形態に従うデジタル信号処理の利点を説明するための図である。図 10 の縦軸は電圧を示しており、横軸は時間を示している。図 10 を参照して、波形 901 は、アナログフィルタによるフィルタ処理を施す前の脈波信号 (例えば、電圧信号 v_1) の波形を示している。波形 902 は、アナログフィルタによるフィルタ処理を施した後、上記 1) ~ 3) のデジタル信号処理を実行した脈波信号の波形を示している。波形 903 は、アナログフィルタによるフィルタ処理を施したのみであり、上記 1) ~ 3) のデジタル信号処理を施していない脈波信号の波形を示している。

【0088】

図 10 に示すように、波形 903 は、アナログフィルタによる位相変化により、波形 901 からの変化量が大きい。一方、波形 902 は、波形 901 と非常に類似しており、アナログフィルタ処理による位相変化量が軽減されていることがわかる。具体的には、波形 901 および波形 902 の立ち上がり時点はいずれも時刻 t_1 であり、波形 901 および波形 902 のピーク時点はいずれも時刻 t_2 である。一方、波形 901 および波形 903 の立ち上がり時点およびピーク時点はいずれも異なるタイミングであることがわかる。立ち上がり時点は、例えば、時間の経過に伴って信号の瞬時値 (電圧値) が増加するタイミングである。

【0089】

10

20

30

40

50

再び、図9を参照して、時間算出部110は、時系列データKf1により示される脈波信号PS1と、時系列データKf2により示される脈波信号PS2とに基づいて、脈波信号PS1と脈波信号PS2との間の時間差tを脈波伝播時間として算出する。

【0090】

例えば、時間算出部110は、脈波信号PS1のピークA1の時点と、脈波信号PS2のピークA2の時点との間の時間差tを脈波伝播時間として算出する。また、時間算出部110は、脈波信号PS1の立ち上がり時点と、脈波信号PS2の立ち上がり時点との間の時間差t1を脈波伝播時間として算出してもよい。あるいは、時間算出部110は、時間差tおよび時間差t1の平均値を脈波伝播時間として算出してもよい。これにより、脈波伝播時間の精度をより高めることができる。

10

【0091】

血圧算出部112は、時間算出部110により算出された脈波伝播時間に基づく血圧値を算出する。具体的には、血圧算出部112は、脈波伝播時間と血圧値との間の予め定められた対応式を用いて、脈波伝播時間に基づいて、血圧値を算出(推定)する。脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式は、例えば、公知の分数関数として以下の式(3)のように表わされる(例えば、特開平10-201724号公報参照)。ここで、DTは脈波伝播時間、EBPは血圧値、 a, b, c はそれぞれ既知の係数または定数である。

【0092】

$$EBP = (a / DT^2) + b \cdot DT + c \quad (3)$$

なお、対応式は、上記(3)に限られず、例えば、 $1 / DT^2$ の項に加えて、 $1 / DT$ の項と、DTの項とを含む式を用いてもよい。また、これら以外の公知の対応式を用いてもよい。

20

【0093】

出力制御部114は、血圧算出部112により算出された血圧値を表示器50に表示させる。また、出力制御部114は、血圧計1に搭載されたスピーカ(図示しない)を介して、血圧値を音声出力する構成であってもよい。

【0094】

< 脈波伝播時間に基づく血圧値の測定処理手順 >

図11は、脈波伝播時間に基づく血圧値の測定処理手順を示すフローチャートである。図11を参照して、血圧計1のCPU100は、操作部52を介して脈波伝播時間に基づく血圧測定の指示を受け付ける(ステップS10)。CPU100は、切替弁35を駆動し、ポンプ32および弁33の接続先を押圧カフ24に切り替える(ステップS12)。

30

【0095】

CPU100は、押圧カフ24を膨張させるとともにカフ圧Pcを大きくする(ステップS14)。具体的には、CPU100は、弁33を閉鎖するとともに、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32を駆動して、押圧カフ24に空気を送ることによりカフ圧Pcを大きくする。続いて、CPU100は、カフ圧Pcが予め定められた圧力に達するとポンプ32を停止する(ステップS16)。これにより、カフ圧Pcは、予め定められた圧力に設定される。この状態で、CPU100は、以下のステップのように脈波伝播時間の取得を開始する。

40

【0096】

具体的には、CPU100は、電圧信号v1, v2の入力を受け付けて、電圧信号v1, v2の各々の時系列データをメモリ51に蓄積する(ステップS18)。CPU100は、所定時間分の時系列データが蓄積されたか否かを判断する(ステップS20)。所定時間分の時系列データが蓄積されていない場合には(ステップS20においてNO)、CPU100はステップS18の処理を実行する。

【0097】

所定時間分の時系列データが蓄積された場合には(ステップS20においてYES)、CPU100は、デジタル信号処理を実行する(ステップS22)。具体的には、CPU100は、電圧信号v1の時系列データK1を逆方向に並べた時系列データKr1と、

50

電圧信号 v_2 の時系列データ K_2 を逆方向に並べた時系列データ K_{r2} とを生成する。CPU 100 は、時系列データ K_{r1} , K_{r2} の各々に対して、伝達関数 G に応じたデジタルフィルタ処理を施した時系列データ K_{d1} , K_{d2} を生成する。CPU 100 は、時系列データ K_{d1} , K_{d2} を時系列順に並べ替えた時系列データ K_{f1} , K_{f2} を生成する。これにより、CPU 100 は、時系列データ K_{f1} に対応する脈波信号 PS_1 と、時系列データを K_{f2} に対応する脈波信号 PS_2 を生成する。

【0098】

続いて、CPU 100 は、脈波信号 PS_1 と、脈波信号 PS_2 との間の時間差 t を脈波伝播時間として算出する（ステップ S24）。CPU 100 は、脈波伝播時間と血压値との対応式（例えば、式（3））を用いて、脈波伝播時間に基づく血压値を算出する（ステップ S26）。CPU 100 は、算出した血压値を表示器 50 に表示して（ステップ S28）、処理を終了する。

10

【0099】

< 利点 >

本実施の形態によると、各脈波信号における、フィルタ処理に伴う位相ずれを低減できる。そのため、各脈波信号の比較により算出される脈波伝播時間を精度よく測定できる。また、その結果、脈波伝播時間に基づく血压測定の精度も向上する。

【0100】

また、本実施の形態によると、各脈波信号の波形全体を精度よく取得できる。そのため、一方の脈波信号の波形全体と、他方の脈波信号の波形全体とを比較（例えば、立ち上がり時点、ピーク時点等の比較）することにより脈波伝播時間を算出できる。

20

【0101】

< その他の実施の形態 >

1) 上述の実施形態では、脈波センサ 401 および脈波センサ 402 は、被測定部位（左手首 90）を通る動脈（橈骨動脈 91）の脈波をインピーダンスの変化として検出する構成について説明したが、当該構成に限られない。

【0102】

例えば、各脈波センサは、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光（または透過光）を受光する受光素子とを備えて、動脈の脈波を容積の変化として検出してもよい（光電方式）。または、各脈波センサは、被測定部位に当接された圧電センサを備えて、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈の圧力による歪みを電気抵抗の変化として検出してもよい（圧電方式）。さらに、各脈波センサは、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて電波（送信波）を送る送信素子と、その電波の反射波を受信する受信素子とを備えて、動脈の脈波による動脈とセンサとの間の距離の変化を送信波と反射波との間の位相のずれとして検出してもよい（電波照射方式）。

30

【0103】

2) 上述した実施の形態では、押圧部の例として、ベルト 20、押圧カフ 24、および固形物 22 を挙げたが、これに限られない。例えば、脈波センサ 401、脈波センサ 402 を非加圧状態の圧迫カフ 21 の外周面から機械的に厚さ方向に拡張する押圧部でもよい。また、上述の実施形態では、拡張部材の例として、流体袋の押圧カフ 24 を挙げたが、これに限られない。例えば、機械的に厚さ方向に拡張する拡張部材によって固形物 22 を介して脈波センサ 401、脈波センサ 402 を押圧してもよい。

40

【0104】

3) 上述した実施の形態では、2つの脈波センサにより得られた2つの脈波信号を比較して、脈波伝播時間を算出する構成について説明したが、当該構成に限られない。例えば、1つの脈波センサ（例えば、脈波センサ 401 または 402）により得られた脈波信号と、心電センサにより得られた心電信号とを比較して、脈波伝播時間を算出する構成であってもよい。この場合、心電信号についても、上記と同様のアナログ信号処理およびデジタル信号処理が施される。

50

【0105】

心電センサは、一対の心電電極を有し、一方の心電電極と他方の心電電極によって心電信号を検出する。各心電電極は、例えば、人体の左右の手、腕等に接触させて取り付けられる。各心電電極は、ケーブルを通して電圧検出回路49と接続される。電圧検出回路49は、当該ケーブルを介して、心電信号を検出し、配線72を介してCPU100へ当該心電信号を出力する。なお、心電信号をフィルタ処理するアナログフィルタは、脈波信号をフィルタ処理するアナログフィルタと同じであってもよいし、異なってもよい。心電信号をフィルタ処理するための専用のアナログフィルタを別途用意する場合には、心電信号をデジタル信号処理する際に、当該専用のアナログフィルタの伝達関数と同一の伝達関数を有するデジタルフィルタによりフィルタ処理が施される。

10

【0106】

典型的には、CPU100（時間算出部110）は、脈波信号の立ち上がり時点と、心電信号のピーク時点の時間差を脈波伝播時間として算出する。ただし、CPU100は、デジタル信号処理済の時系列データにより示される脈波信号のピーク時点と、デジタル信号処理済の時系列データにより示される心電信号のピーク時点の時間差を脈波伝播時間として算出してよい。

【0107】

4) 上述の実施形態では、血圧計1に搭載されたCPU100がデータ生成部、デジタルフィルタ部、時間算出部、血圧算出部および出力制御部として機能する構成について説明したが、当該構成に限られない。例えば、血圧計1と通信可能に構成されたコンピュータ装置（例えば、スマートフォン等）が、ネットワーク900を介して、電圧信号v1、v2（デジタルデータ）を順次受信し、データ生成部、デジタルフィルタ部、時間算出部、血圧算出部、出力制御部として機能することにより、脈波伝播時間および血圧値を算出し、血圧値を表示する構成であってもよい。

20

【0108】

5) 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、上述のフローチャートで説明したような制御を実行させるプログラムを提供することもできる。このようなプログラムは、コンピュータに付属するフレキシブルディスク、CD（Compact Disk Read Only Memory）、二次記憶装置、主記憶装置およびメモ리카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、プログラム製品とし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

【0109】

プログラムは、コンピュータのオペレーティングシステム（OS）の一部として提供されるプログラムモジュールのうち、必要なモジュールを所定の配列で所定のタイミングで呼出して処理を実行させるものであってもよい。その場合、プログラム自体には上記モジュールが含まれずOSと協働して処理が実行される。このようなモジュールを含まないプログラムも、本実施の形態にかかるプログラムに含まれ得る。

【0110】

また、本実施の形態にかかるプログラムは他のプログラムの一部に組込まれて提供されるものであってもよい。その場合にも、プログラム自体には上記他のプログラムに含まれるモジュールが含まれず、他のプログラムと協働して処理が実行される。このような他のプログラムに組込まれたプログラムも、本実施の形態にかかるプログラムに含まれ得る。

40

【0111】

上述の実施の形態として例示した構成は、本発明の構成の一例であり、別の公知の技術と組み合わせることも可能であるし、本発明の要旨を逸脱しない範囲で、一部を省略する等、変更して構成することも可能である。また、上述した実施の形態において、その他の実施の形態で説明した処理や構成を適宜採用して実施する場合であってもよい。

【0112】

50

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。

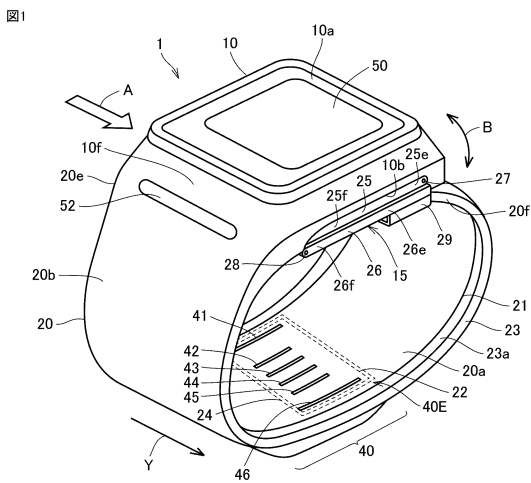
【符号の説明】

【0113】

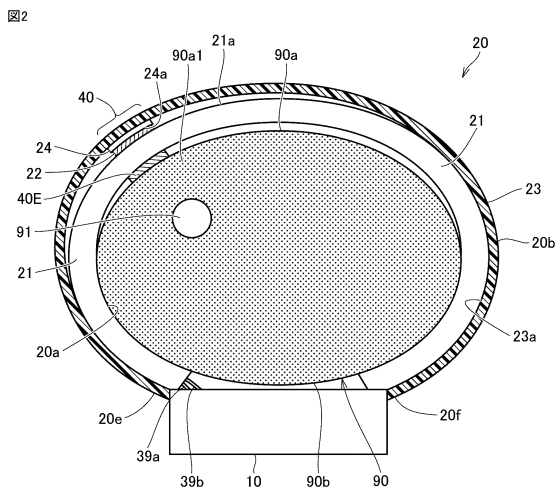
1 血圧計、41, 46 電流電極対、10 本体、10b 底面、15 バックル、20 ベルト、21 圧迫カフ、22 固形物、23 帯状体、24 押圧カフ、25, 26 板状部材、27, 28 連結棒、29 固定部、31, 34 圧力センサ、32 ポンプ、33 弁、35 切替弁、38a, 38b, 39a, 39b エア配管、40 インピーダンス測定部、40E 電極群、42, 43, 44, 45 検出電極対、49 電圧検出回路、50 表示器、51 メモリ、52 操作部、53 電池、59 通信部、71, 72 配線、90 左手首、91 橈骨動脈、100 CPU、102 信号入力部、104 データ格納部、106 データ生成部、108 デジタルフィルタ部、110 時間算出部、112 血圧算出部、114 出力制御部、310, 340 発振回路、320 ポンプ駆動回路、401, 402 脈波センサ、403 アナログフィルタ、404 増幅器、405 A/Dコンバータ、900 ネットワーク。

10

【図1】

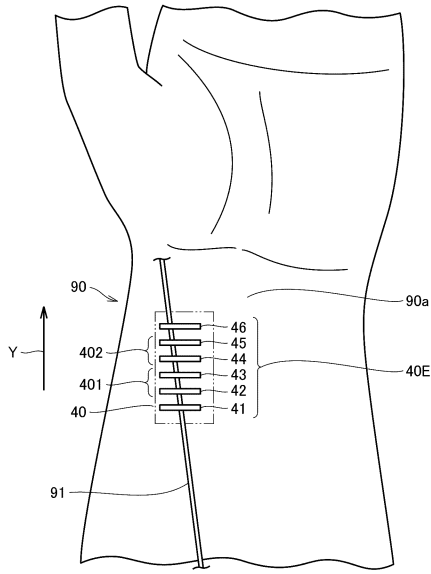


【図2】



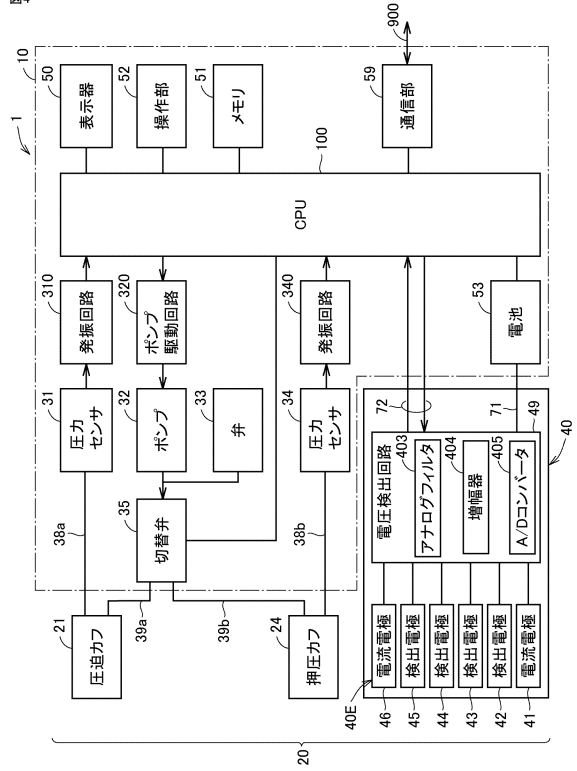
【図3】

図3



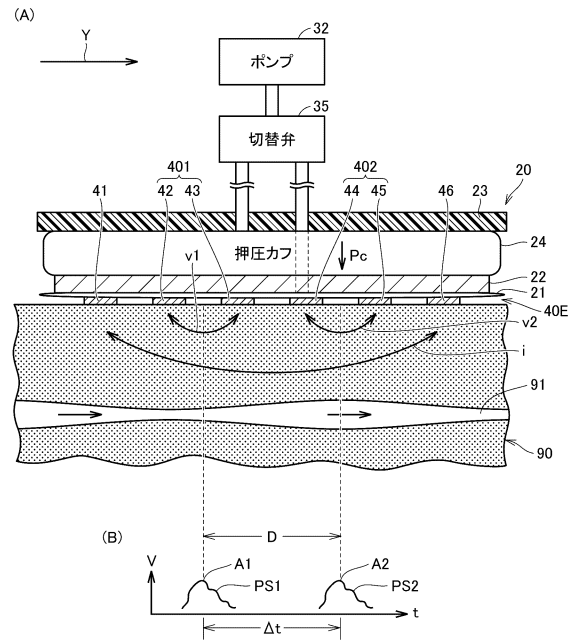
【図4】

図4



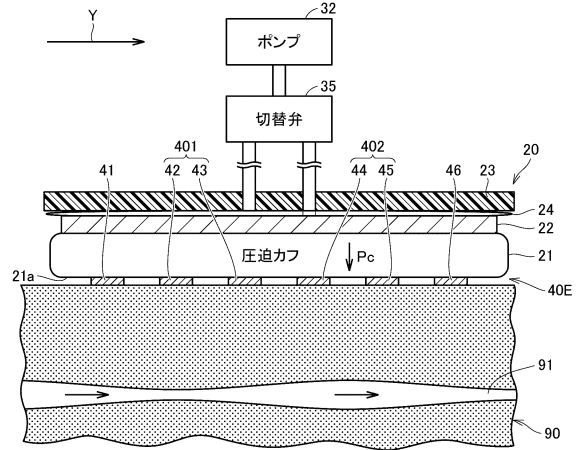
【図5】

図5



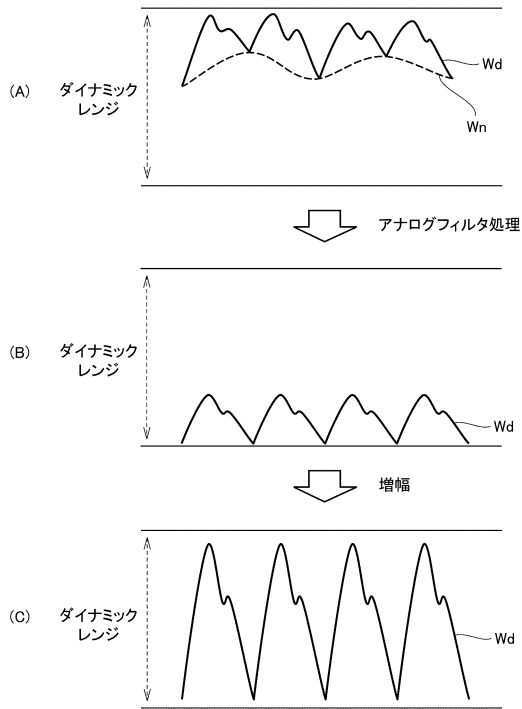
【図6】

図6



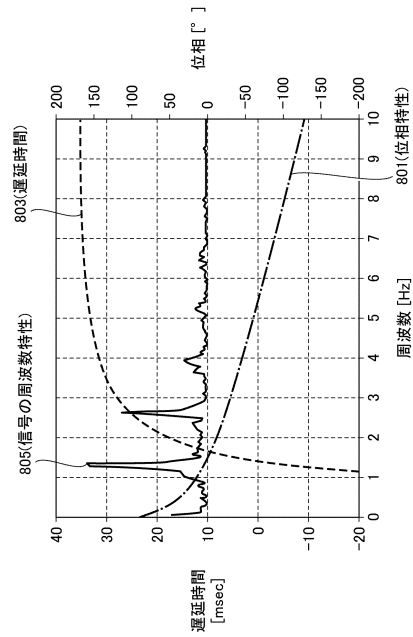
【図7】

図7



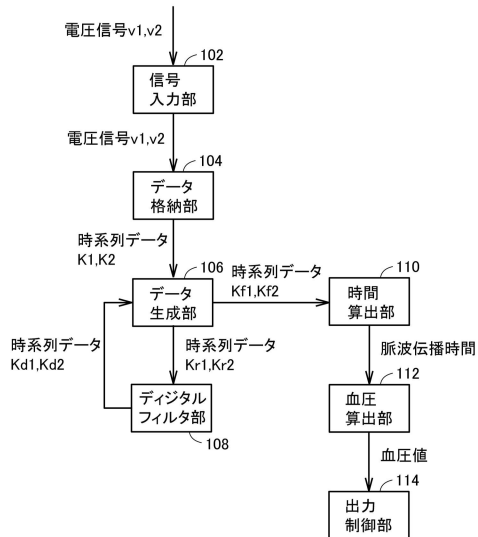
【図8】

図8



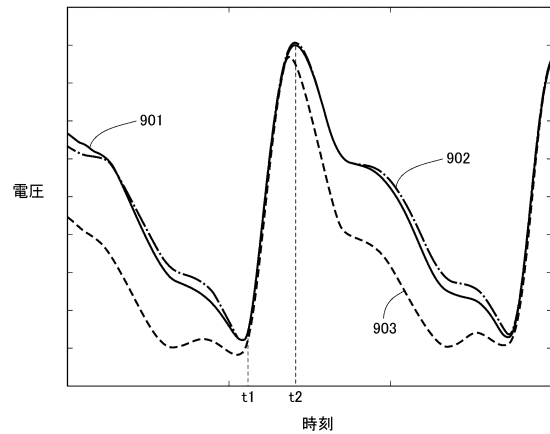
【図9】

図9



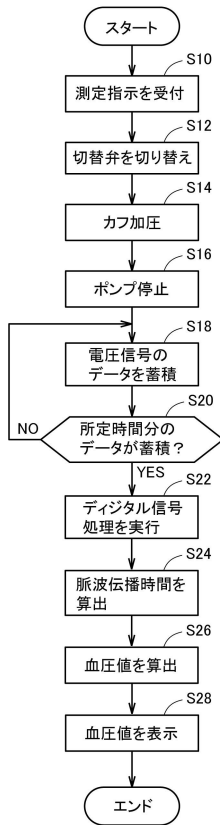
【図10】

図10



【図11】

図11



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2014/132713(WO, A1)
特開2016-214876(JP, A)
特開2006-255022(JP, A)
特開2004-321438(JP, A)
米国特許出願公開第2017/0027456(US, A1)
特開平7-308295(JP, A)
特開平6-14896(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03, 5/05 - 5/0538