

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6777535号  
(P6777535)

(45) 発行日 令和2年10月28日 (2020. 10. 28)

(24) 登録日 令和2年10月12日 (2020. 10. 12)

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

請求項の数 7 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2016-255262 (P2016-255262)	(73) 特許権者	000002945
(22) 出願日	平成28年12月28日 (2016. 12. 28)		オムロン株式会社
(65) 公開番号	特開2018-102818 (P2018-102818A)		京都府京都市下京区堀小路通堀川東入南不
(43) 公開日	平成30年7月5日 (2018. 7. 5)		動堂町801番地
審査請求日	令和1年11月21日 (2019. 11. 21)	(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53番地
		(74) 代理人	100101454
			弁理士 山田 卓二
		(74) 代理人	100081422
			弁理士 田中 光雄
		(74) 代理人	100122286
			弁理士 仲倉 幸典

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧計および血圧測定方法並びに機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被測定部位を取り巻いて装着され、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる第1の流体袋と、

上記第1の流体袋に、この第1の流体袋の幅方向に関して互いに離間した状態で搭載され、上記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第1、第2の脈波センサと、

上記第1の流体袋における上記第1、第2の脈波センサが搭載された内周側とは反対の外周側から、上記第1の流体袋の周方向に関して上記第1、第2の脈波センサに対応する領域を局所的に押圧する押圧部と、

上記第1の流体袋を非加圧状態にして、上記押圧部の押圧力で上記第1、第2の脈波センサを押圧し、その状態で上記第1、第2の脈波センサの出力から求めた脈波伝播時間に基づく血圧を算出する第1の血圧算出部と、

オシロメトリック法による血圧測定のために、上記第1の流体袋を加圧状態にして、上記第1の流体袋内の圧力に基づいて血圧を算出する第2の血圧算出部と、  
を備えたことを特徴とする血圧計。

【請求項 2】

請求項1に記載の血圧計において、

上記押圧部は、

上記被測定部位を取り巻いて装着されるべきベルトと、

10

20

上記ベルトよりも上記被測定部位に近い上記ベルトの内周側に配置され、上記ベルトの厚さ方向に伸縮する拡張部材と、

上記拡張部材よりも上記被測定部位に近い上記拡張部材の内周側の、上記第 1、第 2 の脈波センサに対応する位置に配置された固形物と、  
を備えたことを特徴とする血压計。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の血压計において、

上記第 1、第 2 の脈波センサがそれぞれ時系列で出力する第 1、第 2 の脈波信号を取得して、それらの第 1、第 2 の脈波信号の波形間の相互相関係数を算出する相互相関係数算出部と、

10

上記拡張部材による押圧力を、上記相互相関係数算出部により算出された上記相互相関係数が予め定められた閾値を超えるように設定する押圧力設定部と、  
を備えたことを特徴とする血压計。

【請求項 4】

請求項 2 または請求項 3 に記載の血压計において、

上記拡張部材は、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる第 2 の流体袋である、

ことを特徴とする血压計。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれか一つに記載の血压計において、

上記第 1、第 2 の脈波センサはそれぞれ上記対向する部分の電圧を検出する検出電極対を含む、

20

ことを特徴とする血压計。

【請求項 6】

被測定部位を取り巻いて装着され、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる第 1 の流体袋と、

上記第 1 の流体袋に、この第 1 の流体袋の幅方向に関して互いに離間した状態で搭載され、上記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第 1、第 2 の脈波センサと、

上記第 1 の流体袋における上記第 1、第 2 の脈波センサが搭載された内周側とは反対の外周側から、上記第 1 の流体袋の周方向に関して上記第 1、第 2 の脈波センサに対応する領域を局所的に押圧する押圧部と、

30

を備えて、血压を測定する血压測定方法であって、

脈波伝播時間に基づく血压測定を行う場合には、上記第 1 の流体袋を非加圧状態にして、上記押圧部の押圧力で上記第 1、第 2 の脈波センサを押圧し、その状態で上記第 1、第 2 の脈波センサの出力から求めた脈波伝播時間に基づいて血压を算出し、

オシロメトリック法による血压測定を行う場合には、上記第 1 の流体袋を加圧状態にして、上記第 1 の流体袋内の圧力に基づいて血压を算出する、

ことを特徴とする血压測定方法。

【請求項 7】

40

血压測定要素を含む機器であって、

上記血压測定要素は、

被測定部位を取り巻いて装着され、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる第 1 の流体袋と、

上記第 1 の流体袋に、この第 1 の流体袋の幅方向に関して互いに離間した状態で搭載され、上記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第 1、第 2 の脈波センサと、

上記第 1 の流体袋における上記第 1、第 2 の脈波センサが搭載された内周側とは反対の外周側から、上記第 1 の流体袋の周方向に関して上記第 1、第 2 の脈波センサに対応する領域を局所的に押圧する押圧部と、

50

上記第 1 の流体袋を非加圧状態にして、上記押圧部の押圧力で上記第 1、第 2 の脈波センサを押圧し、その状態で上記第 1、第 2 の脈波センサの出力から求めた脈波伝播時間に基づく血圧を算出する第 1 の血圧算出部と、

オシロメトリック法による血圧測定のために、上記第 1 の流体袋を加圧状態にして、上記第 1 の流体袋内の圧力に基づいて血圧を算出する第 2 の血圧算出部と、を備える、ことを特徴とする機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は血圧計および血圧測定方法に関し、より詳しくは、動脈を伝播する脈波の伝播時間（脈波伝播時間；Pulse Transit Time；PTT）に基づく血圧測定と、オシロメトリック法による血圧測定とが可能な血圧計および血圧測定方法に関する。さらに、この発明は、血圧測定機能を備えた機器に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来、例えば特許文献 1（特開平 10 - 328151 号公報）に開示されているように、橈骨動脈に沿って第 1、2 圧力センサを配置し、これらの第 1、2 圧力センサを、空気袋により押圧板を介して手首に向かって押圧する技術が知られている。この技術では、第 1、2 圧力センサからそれぞれ検出された脈波信号の時間差である脈波伝播時間を測定し、脈波伝播時間に基づいて血圧の測定を行っている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開平 10 - 328151 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 のように脈波伝播時間に基づいて血圧の測定を行う場合には、安静時において血圧の算出に必要なパラメータを被験者ごとに最適化することが必要になる。また、このような最適化を行ったとしても、測定条件によって脈波伝播時間と血圧との関係が異なるため、オシロメトリック法を用いた血圧計で測定した血圧により、キャリブレーションを行うことが必要になる。

30

【0005】

従来は、キャリブレーションのために、脈波伝播時間に基づいて血圧の測定を行う装置とは別に、オシロメトリック法の血圧計を用意して血圧の測定を行っており、被験者にとって非常に不便であった。したがって、これらの異なる種類の血圧測定を一つの装置で行うことが従来から望まれていた。

【0006】

例えば、特許文献 1 に記載された第 1、2 圧力センサ、押圧板、および空気袋の外周に、オシロメトリック法の血圧計で用いられる手首を取り巻いて装着されるカフを設け、このカフを用いてオシロメトリック法による血圧測定を行うことも考えられる。

40

【0007】

しかしながら、この場合には、カフと手首との間に、第 1、2 圧力センサ、および押圧板が存在しているため、これらの硬い部材が手首に対する圧迫を阻害して血管を十分に閉じることができず、血圧の測定精度が低下するという問題があった。

【0008】

そこで、この発明の課題は、脈波伝播時間に基づく血圧測定と、オシロメトリック法による血圧測定とを、簡単な構成でそれぞれ精度良く測定できる血圧計および血圧測定方法並びに機器を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するため、この発明の血圧計は、

被測定部位を取り巻いて装着され、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる第 1 の流体袋と、

上記第 1 の流体袋に、この第 1 の流体袋の幅方向に関して互いに離間した状態で搭載され、上記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第 1、第 2 の脈波センサと、

上記第 1 の流体袋における上記第 1、第 2 の脈波センサが搭載された内周側とは反対の外周側から、上記第 1 の流体袋の周方向に関して上記第 1、第 2 の脈波センサに対応する領域を局所的に押圧する押圧部と、

上記第 1 の流体袋を非加圧状態にして、上記押圧部の押圧力で上記第 1、第 2 の脈波センサを押圧し、その状態で上記第 1、第 2 の脈波センサの出力から求めた脈波伝播時間に基づく血圧を算出する第 1 の血圧算出部と、

オシロメトリック法による血圧測定のために、上記第 1 の流体袋を加圧状態にして、上記第 1 の流体袋内の圧力に基づいて血圧を算出する第 2 の血圧算出部と、を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 0 】

本明細書で、「被測定部位」とは、動脈が通っている部位を指す。被測定部位は、例えば手首、上腕などの上肢であっても良いし、足首、大腿などの下肢であっても良い。

## 【 0 0 1 1 】

また、「流体袋」とは、名称の如何を問わず、流体を収容可能な袋状の部材を指す。例えば、流体袋に代えて、「カフ」などの名称であっても良い。「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。

## 【 0 0 1 2 】

また、流体袋の「幅方向」とは、被測定部位の長手方向に相当する。

## 【 0 0 1 3 】

この発明の血圧計では、第 1 の流体袋に、この第 1 の流体袋の幅方向に関して互いに離間した状態で第 1、第 2 の脈波センサが搭載されている。また、上記第 1 の流体袋における上記第 1、第 2 の脈波センサが搭載された内周側とは反対の外周側には、上記第 1 の流体袋の周方向に関して上記第 1、第 2 の脈波センサに対応する領域を局所的に押圧する押圧部が設けられている。脈波伝播時間に基づく血圧測定が行われる場合には、上記第 1 の流体袋から流体が排出されることにより上記第 1 の流体袋は非加圧状態となる。ここで、上記押圧部が、被測定部位に対して上記第 1、第 2 の脈波センサを、例えば或る押圧力で押圧する。この状態で、第 1 の血圧算出部は、上記第 1、第 2 の脈波センサの出力から求めた脈波伝播時間に基づく血圧を算出する。この場合には、上記押圧部と上記第 1、第 2 の脈波センサとの間には、上記第 1 の流体袋が介在しているが、上記第 1 の流体袋は非加圧状態となっているので、上記押圧部による上記第 1、第 2 の脈波センサの押圧は上記第 1 の流体袋により妨げられることがない。その結果、適切な測定条件で上記第 1、第 2 の脈波信号の測定を行うことができ、脈波伝播時間に基づく血圧測定を精度良く行うことができる。一方、オシロメトリック法による血圧測定が行われる場合には、上記第 1 の流体袋が被測定部位を取り巻いて装着された状態で、上記第 1 の流体袋に流体を供給することにより上記第 1 の流体袋は加圧状態となり、被測定部位に対して上記第 1、第 2 の脈波センサを、例えば或る押圧力で押圧する。この状態で、第 2 の血圧算出部は、上記流体内の圧力に基づいて血圧を算出する。ここで、上記第 1 の流体袋と上記第 1、第 2 の脈波センサとの間には、他の部材（例えば、押圧板）が介在していないので、被測定部位は上記第 1 の流体袋により充分に圧迫され、血管を充分に閉じることができる。その結果、オシロメトリック法による血圧測定が精度良く行われる。したがって、この発明によれば、簡単な構成で、一つの血圧計で脈波伝播時間に基づく血圧測定とオシロメトリック法による血圧測定とを精度良く行うことができ、脈波伝播時間に基づく血圧測定に必要なキャリブレーションを適切に行うことができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 4 】

一実施形態の血圧計では、

上記押圧部は、

上記被測定部位を取り巻いて装着されるべきベルトと、

上記ベルトよりも上記被測定部位に近い上記ベルトの内周側に配置され、上記ベルトの厚さ方向に伸縮する拡張部材と、

上記拡張部材よりも上記被測定部位に近い上記拡張部材の内周側の、上記第 1、第 2 の脈波センサに対応する位置に配置された固形物と、  
を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 5 】

この実施形態において、「ベルト」とは、名称の如何を問わず、被測定部位を取り巻いて装着される帯状の部材を指す。例えば、ベルトに代えて、「バンド」、「カフ」などの名称であっても良い。

## 【 0 0 1 6 】

この一実施形態の血圧計では、脈波伝播時間に基づく血圧測定が行われる場合に、上記ベルトが被測定部位を取り巻いて装着され、上記第 1 の流体袋から流体が排出されることにより上記第 1 の流体袋が非加圧になった状態で、押圧部が上記ベルトの内周側に配置された上記拡張部材を拡張させると、上記第 1、第 2 の脈波センサのそれぞれは、上記ベルト、上記拡張部材、および上記拡張部材の内周側の上記第 1、第 2 の脈波センサに対応する位置に配置された上記固形物により局所的に押圧される。したがって、上記第 1、第 2 の脈波センサのそれぞれを適切な押圧力で押圧することができ、精度良く脈波伝播時間に基づく血圧測定を行うことができる。

## 【 0 0 1 7 】

一実施形態の脈波測定装置では、

上記拡張部材は、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる第 2 の流体袋であることを特徴とする。

## 【 0 0 1 8 】

この一実施形態の血圧計では、上記拡張部材としての第 2 の流体袋に流体を供給することにより、上記拡張部材は加圧状態となり、上記固形物を介して上記第 1、第 2 の脈波センサを局所的に押圧する。したがって、脈波伝播時間に基づく血圧測定が精度良く行われる。一方、上記拡張部材としての第 2 の流体袋から流体が排出されることにより、上記拡張部材は非加圧状態となる。ここで、上記ベルトが被測定部位を取り巻いて装着された状態で、上記第 1、第 2 の脈波センサが搭載された上記第 1 の流体袋に流体を供給することにより、この第 1 の流体袋は加圧状態となり、被測定部位を十分に圧迫する。したがって、オシロメトリック法による血圧測定が精度良く行われる。また、上記拡張部材として第 2 の流体袋を用いることにより、この第 2 の流体袋と、被測定部位を取り巻いて装着される上記第 1 の流体袋とを、ポンプの切り替えで使用することができ、制御の共通化を図ることができる。

## 【 0 0 1 9 】

一実施形態の血圧計では、

上記第 1、第 2 の脈波センサはそれぞれ上記対向する部分の電圧を検出する検出電極対を含むことを特徴とする。

## 【 0 0 2 0 】

この一実施形態の血圧計では、上記第 1、第 2 の脈波センサの検出電極対により、被測定部位を通る動脈のうち、検出電極対のそれぞれ対向する部分の電圧が検出され、いわゆるインピーダンス法により、脈波信号を得ることができる。したがって、簡単な構成で、脈波伝播時間に基づく血圧測定が行われる。また、このような検出電極対は、例えば板状またはシート状の柔軟な電極によって偏平に構成され得る。その場合、上記検出電極対は、上記第 1 の流体袋による被測定部位の圧迫を妨げず、オシロメトリック法による血圧測定の精度を損なうことがない。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 1 】

一実施形態の血圧計では、

上記第 1、第 2 の脈波センサがそれぞれ時系列で出力する第 1、第 2 の脈波信号を取得して、それらの第 1、第 2 の脈波信号の波形間の相互相関係数を算出する相互相関係数算出部と、

上記拡張部材による押圧力を、上記相互相関係数算出部により算出された上記相互相関係数が予め定められた閾値を超えるように設定する押圧力設定部と、  
を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 2 2 】

本明細書では、「相互相関係数」とは、標本相関係数 (sample correlation coefficient) を意味する (ピアソン (Pearson) の積率相関係数とも呼ばれる。)。例えば、2 組の数値からなるデータ列  $\{x_i\}$ 、データ列  $\{y_i\}$  (ここで、 $i = 1, 2, \dots, n$  とする。) が与えられたとき、データ列  $\{x_i\}$  とデータ列  $\{y_i\}$  との間の相互相関係数  $r$  は、図 12 に示す式 (Eq. 1) によって定義される。式 (Eq. 1) 中の、上バーが付された  $x$ 、 $y$  は、それぞれ  $x$ 、 $y$  の平均値を表している。

## 【 0 0 2 3 】

この一実施形態の血圧計では、流体袋が被測定部位を取り巻いて装着された状態で、押圧部材が被測定部位に対して上記第 1、第 2 の脈波センサを、例えば或る押圧力で押圧する。この状態で、上記第 1、第 2 の脈波センサが上記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。相互相関係数算出部は、上記第 1、第 2 の脈波センサがそれぞれ時系列で出力する第 1、第 2 の脈波信号を取得して、それらの脈波信号の波形間の相互相関係数を算出する。ここで、押圧力設定部は、上記押圧部材のうち、上記拡張部材による押圧力を、上記相互相関係数算出部により算出された上記相互相関係数が予め定められた閾値を超えるように設定する。この状態で、第 1 の血圧算出部は、上記第 1、第 2 の脈波センサの出力から求めた脈波伝播時間に基づく血圧を算出する。これにより、脈波伝播時間の測定精度を高め、脈波伝播時間に基づく血圧測定が精度良く行われる。また、被測定部位を圧迫する押圧力を無用に大きくすることなく、脈波伝播時間を取得できる。これにより、ユーザの身体的負担を軽くすることができる。

## 【 0 0 2 4 】

別の局面では、この発明の血圧測定方法は、

被測定部位を取り巻いて装着され、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる流体袋と、

上記流体袋に、この流体袋の幅方向に関して互いに離間した状態で搭載され、上記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第 1、第 2 の脈波センサと、

上記流体袋における上記第 1、第 2 の脈波センサが搭載された内周側とは反対の外周側から、上記流体袋の周方向に関して上記第 1、第 2 の脈波センサに対応する領域を局部的に押圧する押圧部と、

を備えて、血圧を測定する血圧測定方法であって、

脈波伝播時間に基づく血圧測定を行う場合には、上記流体袋を非加圧状態にして、上記押圧部の押圧力で上記第 1、第 2 の脈波センサを押圧し、その状態で上記第 1、第 2 の脈波センサの出力から求めた脈波伝播時間に基づいて血圧を算出し、

オシロメトリック法による血圧測定を行う場合には、上記流体袋を加圧状態にして、上記流体袋内の圧力に基づいて血圧を算出する、ことを特徴とする。

## 【 0 0 2 5 】

この発明の血圧測定方法によれば、脈波伝播時間に基づく血圧測定とオシロメトリック法による血圧測定とを精度良く行うことができる。

## 【 0 0 2 6 】

また、別の局面では、この発明の機器は、

血圧測定要素を含む機器であって、

上記血圧測定要素は、

被測定部位を取り巻いて装着され、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる第1の流体袋と、

上記第1の流体袋に、この第1の流体袋の幅方向に関して互いに離間した状態で搭載され、上記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第1、第2の脈波センサと、

上記第1の流体袋における上記第1、第2の脈波センサが搭載された内周側とは反対の外周側から、上記第1の流体袋の周方向に関して上記第1、第2の脈波センサに対応する領域を局所的に押圧する押圧部と、

上記第1の流体袋を非加圧状態にして、上記押圧部の押圧力で上記第1、第2の脈波センサを押圧し、その状態で上記第1、第2の脈波センサの出力から求めた脈波伝播時間に基づく血圧を算出する第1の血圧算出部と、

オシロメトリック法による血圧測定のために、上記第1の流体袋を加圧状態にして、上記第1の流体袋内の圧力に基づいて血圧を算出する第2の血圧算出部と、を備える、ことを特徴とする。

【0027】

この発明の「機器」は、血圧測定機能を備えた機器を広く含み、例えば、スマートウォッチ等の腕時計型ウェアラブルデバイスとして構成されてもよい。

【0028】

この発明の機器によれば、簡単な構成で、一つの血圧計で脈波伝播時間に基づく血圧測定とオシロメトリック法による血圧測定とを精度良く行うことができ、脈波伝播時間に基づく血圧測定に必要なキャリブレーションを適切に行うことができる。

【発明の効果】

【0029】

以上より明らかなように、この発明の血圧計および血圧測定方法並びに機器によれば、簡単な構成で、脈波伝播時間に基づく血圧測定と、オシロメトリック法による血圧測定とを、それぞれ精度良く測定できる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】この発明に係る一実施形態の手首式血圧計の外観を示す斜視図である。

【図2】上記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対して垂直な断面を模式的に示す図である。

【図3】上記血圧計が左手首に装着された状態での、第1、第2の脈波センサを構成するインピーダンス測定用電極の平面レイアウトを示す図である。

【図4】上記血圧計の制御系のブロック構成を示す図である。

【図5】図5(A)は、上記血圧計が左手首に装着された状態での、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断面を模式的に示す図である。図5(B)は、第1、第2の脈波センサがそれぞれ出力する第1、第2の脈波信号の波形を示す図である。

【図6】上記血圧計が左手首に装着された状態での、オシロメトリック法による血圧測定を行う際の手首の長手方向に沿った断面を模式的に示す図である。

【図7】上記血圧計が一実施形態の血圧測定方法を実行してオシロメトリック法による血圧測定を行う際の動作フローを示す図である。

【図8】図7の動作フローによるカフ圧と脈波信号の変化を示す図である。

【図9】上記血圧計が一実施形態の血圧測定方法を実行して脈波伝播時間(Pulse Transit Time; PTT)を取得し、その脈波伝播時間に基づく血圧測定(推定)を行う際の動作フローを示す図である。

【図10】上記検出電極対に対する押圧力と、第1、第2の脈波センサがそれぞれ出力する第1、第2の脈波信号の波形間の相互相関係数との間の関係を示す図である。

【図11A】様々なユーザ(被験者)について、上記血圧計によって押圧力(カフ圧)が

10

20

30

40

50

40 mmHg に設定された条件下で取得された脈波伝播時間 (PTT) と、オシロメトリック法による血圧測定で得られた収縮期血圧 (SBP) との関係を示す散布図である。

【図 1 1 B】上述の様々なユーザについて、上記血圧計によって押圧力 (カフ圧) が 130 mmHg に設定された条件下で取得された脈波伝播時間 (PTT) と、オシロメトリック法による血圧測定で得られた収縮期血圧 (SBP) との関係を示す散布図である。

【図 1 2】データ列  $\{x_i\}$  とデータ列  $\{y_i\}$  との間の相互相関係数  $r$  を表す式を例示する図である。

【図 1 3】脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式の一例を示す図である。

【図 1 4】脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式の別の例を示す図である。

【図 1 5】脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式のさらに別の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下、この発明の実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。

【0032】

(血圧計の構成)

図 1 は、一実施形態の手首式血圧計 (全体を符号 1 で示す。) の外観を斜めから見たところ示している。また、図 2 は、血圧計 1 が被測定部位としての左手首 90 に装着された状態 (以下「装着状態」と呼ぶ。) 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している。

【0033】

これらの図に示すように、この血圧計 1 は、大別して、ユーザの左手首 90 を取り巻いて装着されるべきベルト 20 と、このベルト 20 に一体に取り付けられた本体 10 とを備えている。

【0034】

図 1 によって良く分かるように、ベルト 20 は、左手首 90 を周方向に沿って取り巻くように、細長い帯状の形状を有している。ベルト 20 の幅方向 Y の寸法 (幅寸法) は、この例では約 30 mm に設定されている。ベルト 20 は、外周面 20b をなす帯状体 23 と、この帯状体 23 の内周面 23a に沿って取り付けられ、左手首 90 に接すべき内周面 20a をなす第 1 の流体袋としての圧迫カフ 21 とを含んでいる (図 2 参照)。圧迫カフ 21 は、ベルト 20 と同様に、左手首 90 を周方向に沿って取り巻くように、細長い帯状の形状を有している。

【0035】

本体 10 は、ベルト 20 のうち、周方向に関して一方の端部 20e に、この例では一体成形により一体に設けられている。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 (例えばヒンジなど) を介して一体に取り付けても良い。この例では、本体 10 が配置された部位は、装着状態で左手首 90 の背側面 (手の甲側の面) 90b に対応することが予定されている (図 2 参照)。図 2 中には、左手首 90 内で掌側面 (手の平側の面) 90a 近傍を通る橈骨動脈 91 が示されている。

【0036】

図 1 によって良く分かるように、本体 10 は、ベルト 20 の外周面 20b に対して垂直な方向に厚さを有する立体的形状を有している。この本体 10 は、ユーザの日常活動の邪魔にならないように、小型で、薄厚に形成されている。この例では、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している。

【0037】

本体 10 の頂面 (被測定部位から最も遠い側の面) 10a には、表示画面をなす表示器 50 が設けられている。また、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 が設けられている。

【0038】

ベルト 20 のうち、周方向に関して一方の端部 20e と他方の端部 20f との間の部位

10

20

30

40

50



であって、ベルト 20 の内周面 20 a をなす圧迫カフ 21 の内周面 20 a 上には、第 1、第 2 の脈波センサを構成するインピーダンス測定部 40 が設けられている。ベルト 20 のうち、インピーダンス測定部 40 が配置された部位の内周面 20 a には、ベルト 20 の幅方向 Y に関して互いに離間した状態で 6 個の板状（またはシート状）の電極 41 ~ 46（これらの全体を「電極群」と呼び、符号 40 E で表す。）が配置されている（後に詳述する。）。この例では、電極群 40 E が配置された部位は、装着状態で左手首 90 の橈骨動脈 91 に対応することが予定されている（図 2 参照）。

#### 【0039】

上記圧迫カフ 21 における電極群 40 E が配置された内周面 20 a とは反対の外周面 21 a には、固形物 22 が、電極群 40 E に対応する位置に配置されている（図 2 参照）。また、固形物 22 の外周側には、圧迫カフ 21 の周方向に関して電極群 40 E に対応する領域を局部的に押圧する拡張部材として、第 2 の流体袋としての押圧カフ 24 が配置されている。押圧カフ 24 は、ベルト 20 を構成する帯状体 23 の内周面 23 a に配置されている（図 2 参照）。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、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる。

#### 【0040】

図 1 中に示すように、本体 10 の底面（被測定部位に最も近い側の面）10 b とベルト 20 の端部 20 f とは、三つ折れバックル 15 によって接続されている。このバックル 15 は、外周側に配置された第 1 の板状部材 25 と、内周側に配置された第 2 の板状部材 26 とを含んでいる。第 1 の板状部材 25 の一方の端部 25 e 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ている。第 1 の板状部材 25 の他方の端部 25 f は、幅方向 Y に沿って延びる連結棒 28 を介して第 2 の板状部材 26 の一方の端部 26 e に対して回動自在に取り付けられている。第 2 の板状部材 26 の他方の端部 26 f は、固定部 29 によってベルト 20 の端部 20 f 近傍に固定されている。なお、ベルト 20 の周方向に関して固定部 29 の取り付け位置は、ユーザの左手首 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、この血圧計 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 10 b とベルト 20 の端部 20 f とが、バックル 15 によって矢印 B 方向に開閉可能になっている。

#### 【0041】

この血圧計 1 を左手首 90 に装着する際には、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 中に矢印 A で示す向きに、ユーザがベルト 20 に左手を通す。そして、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 を通っている橈骨動脈 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 が左手首 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 に当接する状態になる。この状態で、ユーザが、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）を左手首 90 に装着する。

#### 【0042】

図 2 中に示すように、帯状体 23 は、この例では、厚さ方向に関して可撓性を有し、かつ、周方向（長手方向）に関して実質的に非伸縮性のプラスチック材料からなっている。圧迫カフ 21 は、この例では、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。圧迫カフ 21（ベルト 20）の内周面 20 a のうち、左手首 90 の橈骨動脈 91 に対応する部位には、既述のようにインピーダンス測定部 40 の電極群 40 E が配置されている。

#### 【0043】

図 3 に示すように、装着状態では、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（ベルト 20 の幅方向 Y に相当）に沿って並んだ状態になる。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、これらの電流電極対 41、46 の間に配置された電圧検出用の、第 1 の脈波センサ 40 - 1 をなす第 1 の検出電極対 42、43、および、第 2 の脈波セ

10

20

30

40

50

ンサ４０－２をなす第２の検出電極対４４，４５とを含んでいる。第１の検出電極対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、第２の検出電極対４４，４５が配置されている。幅方向Ｙに関して、第１の検出電極対４２，４３の中央と第２の検出電極対４４，４５の中央との間の距離Ｄ（図５（Ａ）参照）は、この例では２０ｍｍに設定されている。この距離Ｄは、第１の脈波センサ４０－１と第２の脈波センサ４０－２との間の実質的な間隔に相当する。また、幅方向Ｙに関して、第１の検出電極対４２，４３間の間隔、第２の検出電極対４４，４５間の間隔は、この例ではいずれも２ｍｍに設定されている。

#### 【００４４】

このような電極群４０Ｅは、偏平に構成され得る。したがって、この血圧計１では、ベルト２０を全体として薄厚に構成できる。また、このような電極群４０Ｅは、柔軟に構成され得る。したがって、これらの電極群４０Ｅ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圧測定の精度を損なうことがない。

#### 【００４５】

図２中に示すように、ベルト２０を構成する帯状体２３の内周面２３ａには、既述のように、拡張部材としての押圧カフ２４が配置されている。押圧カフ２４は、この例では、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。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、この例では、厚さ１～２ｍｍ程度の板状の樹脂（この例では、ポリプロピレン）からなっている。本実施形態では、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。

#### 【００４６】

図４は、血圧計１の制御系のブロック構成を示している。血圧計１の本体１０には、既述の表示器５０、操作部５２に加えて、制御部としてのＣＰＵ（Central Processing Unit）１００、記憶部としてのメモリ５１、および通信部５９が搭載されている。また、本体１０には、第１圧力センサ３１、ポンプ３２、弁３３、および第２圧力センサ３４が搭載されている。さらに、本体１０には、第１圧力センサ３１および第２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、ポンプ３２を駆動するポンプ駆動回路３２０が搭載されている。また、インピーダンス測定部４０には、既述の電極群４０Ｅに加えて、通電および電圧検出回路４９が搭載されている。また、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に切り替える切替弁３５が搭載されている。

#### 【００４７】

表示器５０は、この例では有機ＥＬ（Electro Luminescence）ディスプレイからなり、ＣＰＵ１００からの制御信号に従って、血圧測定結果などの血圧測定に関する情報、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るものではなく、例えばＬＣＤ（Liquid Cristal Display）など、他のタイプの表示器からなってもよい。

#### 【００４８】

操作部５２は、この例ではプッシュ式スイッチからなり、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るものではなく、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、図示しないマイクロフォンを備えて、ユーザの音声によって血圧測定開始の指示を入力するようにしてもよい。

#### 【００４９】

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時のワークメモリなどとして用いられる。

#### 【００５０】

CPU100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压測定を実行する場合は、CPU100は、操作部52からの血压測定開始の指示に応じて、第1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）を駆動する制御を行う。また、CPU100は、この例では第1圧力センサ31からの信号に基づいて、血压値を算出する制御を行う。

#### 【0051】

CPU100は、脈波伝播時間に基づく血压測定を実行する場合は、CPU100は、操作部52からの血压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に切り替える制御を行う。さらに、CPU100は、第2圧力センサ34からの信号に基づいて、血压値を算出する制御を行う。

#### 【0052】

通信部59は、CPU100によって制御されて所定の情報を、ネットワーク900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900を介して受信してCPU100に受け渡したりする。このネットワーク900を介した通信は、無線、有線のいずれでも良い。この実施形態において、ネットワーク900は、インターネットであるが、これに限定されず、病院内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。この通信部59は、マイクロUSBコネクタを含んでいてもよい。

#### 【0053】

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に接続されている。また、第1圧力センサ31はエア配管38aを介して、第2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に接続されている。第1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に切り替える。ポンプ32は、この例では圧電ポンプからなる。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。また、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に切り替えられている場合には、ポンプ32は、押圧カフ24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に加圧用の流体としての空気を供給する。

#### 【0054】

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。すなわち、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。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の空気をエア配管39bを通して大気中へ排出させる。なお、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。

#### 【0055】

第1圧力センサ31は、この例ではピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管38aを介して、ポンプ32、弁33および圧迫カフ21に接続されている。第1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、この例では大気圧を基準（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。発振回路310は、第

1 圧力センサ 31 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基づき発振して、第 1 圧力センサ 31 の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号を CPU 100 に出力する。この例では、第 1 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（収縮期血圧（Systolic Blood Pressure；SBP）と拡張期血圧（Diastolic Blood Pressure；DBP））を含む。）を算出するために用いられる。

#### 【0056】

一般的なオシロメトリック法に従って血圧を測定する場合、概ね、次のような動作が行なわれる。すなわち、被験者の被測定部位（腕など）に予めカフを巻き付けておき、測定時には、CPU 100 は、ポンプ 32 および弁 33 を制御して、カフ圧を最高血圧より高く加圧し、その後徐々に減圧していく。この減圧する過程において、カフ圧を圧力センサで検出し、被測定部位の動脈で発生する動脈容積の変動を脈波信号として取り出す。その時のカフ圧の変化に伴う脈波信号の振幅の変化（主に立ち上がりと立ち下がり）に基づいて、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）とを算出する。

#### 【0057】

第 2 圧力センサ 34 は、この例では piezo 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 に接続されている。第 2 圧力センサ 34 は、エア配管 38b を介して、押圧カフ 24 の圧力、この例では大気圧を基準（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。発振回路 340 は、第 2 圧力センサ 34 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基づき発振して、第 2 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 CPU 100 に出力する。この例では、第 2 圧力センサ 34 の出力は、押圧カフ 24 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 24 の圧力を制御する場合には、CPU 100 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。詳細については後述する。

#### 【0058】

電池 53 は、本体 10 に搭載された要素、この例では、CPU 100、圧力センサ 31、ポンプ 32、弁 33、表示器 50、メモリ 51、通信部 59、発振回路 310、ポンプ駆動回路 320 の各要素へ電力を供給する。また、電池 53 は、配線 71 を通して、インピーダンス測定部 40 の通電および電圧検出回路 49 へも電力を供給する。この配線 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 とインピーダンス測定部 40 との間に延在して設けられている。

#### 【0059】

図 5（A）は、脈波伝播時間に基づく血圧測定を行う場合において、血圧計 1 が左手首 90 に装着された状態での、手首の長手方向に沿った断面を模式的に示している。図 5（B）は、第 1 の脈波センサ 40-1、第 2 の脈波センサ 40-2 がそれぞれ出力する第 1 の脈波信号 PS1、第 2 の脈波信号 PS2 の波形を示している。インピーダンス測定部 40 の通電および電圧検出回路 49 は、CPU 100 によって制御され、その動作時に、図 5（A）中に示すように、手首の長手方向（ベルト 20 の幅方向 Y に相当）に関して両側に配置された電流電極対 41、46 間に、この例では、周波数 50 kHz、電流値 1 mA の高周波定電流  $i$  を流す。この状態で、通電および電圧検出回路 49 は、第 1 の脈波センサ 40-1 をなす第 1 の検出電極対 42、43 間の電圧信号  $v_1$  と、第 2 の脈波センサ 40-2 をなす第 2 の検出電極対 44、45 間の電圧信号  $v_2$  とを検出する。これらの電圧信号  $v_1$ 、 $v_2$  は、左手首 90 の掌側面 90a のうち、それぞれ第 1 の脈波センサ 40-1、第 2 の脈波センサ 40-2 が対向する部分における、橈骨動脈 91 の血流の脈波による電気インピーダンスの変化を表す（インピーダンス方式）。通電および電圧検出回路 49 は、これらの電圧信号  $v_1$ 、 $v_2$  を整流、増幅および濾波して、図 5（B）中に示すよ

うな山状の波形をもつ第1の脈波信号PS1, 第2の脈波信号PS2を時系列で出力する。この例では、電圧信号v1, v2は、約1mV程度になっている。また、第1の脈波信号PS1, 第2の脈波信号PS2のそれぞれのピークA1, A2は、この例では約1Vになっている。

#### 【0060】

なお、橈骨動脈91の血流の脈波伝播速度(Pulse Wave Velocity; PWV)が1000cm/s~2000cm/sの範囲であるとする、第1の脈波センサ40-1と第2の脈波センサ40-2との間の実質的な間隔D=20mmであることから、第1の脈波信号PS1, 第2の脈波信号PS2間の時間差tは1.0ms~2.0msの範囲となる。

10

#### 【0061】

図5(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は橈骨動脈91の動脈方向に関して、第1の脈波センサ40-1、第2の脈波センサ40-2、および電流電極対41, 46にまたがって配置されている。また、固形物22も、橈骨動脈91の動脈方向に関して、第1の脈波センサ40-1、第2の脈波センサ40-2、および電流電極対41, 46にまたがって配置されている。したがって、押圧カフ24は、ポンプ32により加圧されると、第1の脈波センサ40-1、第2の脈波センサ40-2、および電流電極対41, 46を固形物22を介して左手首90の掌側面90aに押圧する。左手首90の掌側面90aに対する、電流電極対41, 46、第1の脈波センサ40-1、および第2の脈波センサ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を用いているので、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の脈波センサ40-1、第2の脈波センサ40-2、および電流電極対41, 46を押圧することができるので、被測定部位に対する押圧力が均一になり、精度良く脈波伝播時間に基づく血圧測定を行うことができる。

20

#### 【0062】

図6は、オシロメトリック法による血圧測定を行う場合において、血圧計1が左手首90に装着された状態での、手首の長手方向に沿った断面を模式的に示している。この場合には、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、手首90の周方向を一様に圧迫する。ここで、圧迫カフ21の内周面と、手首90の間には、電極群40Eしか存在していないので、圧迫カフ21による圧迫が他の部材により阻害されることがなく、血管を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良く行うことができる。

30

#### 【0063】

(オシロメトリック法による血圧測定の動作)

図7は、一実施形態の血圧測定方法を実行して血圧計1がオシロメトリック法による血圧測定を行う際の動作フローを示している。

#### 【0064】

ユーザが本体10に設けられた操作部52としてのプッシュ式スイッチによってオシロメトリック法による血圧測定を指示すると(ステップS1)、CPU100は動作を開始して、処理用メモリ領域を初期化する(ステップS2)。また、CPU100は、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32をオフし、弁33を開いて、圧迫カフ21内の空気を排出する。続いて、第1圧力センサ31の現時点の出力値を大気圧に相当する値として設定する制御を行う(0mmHg調整)。

40

#### 【0065】

続いて、CPU100は、弁33を閉鎖し、その後、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32を駆動して、圧迫カフ21に空気を送る制御を行う。これにより、圧迫カフ21を膨張させるとともにカフ圧Pc(図8参照)を徐々に加圧していく(図7のステップS

50

3)。

【0066】

この加圧過程で、CPU100は、血压値を算出するために、第1圧力センサ31によって、カフ圧Pcをモニタし、被測定部位としての左手首90の橈骨動脈91で発生する動脈容積の変動成分を、図8中に示すような脈波信号Pmとして取得する。

【0067】

次に、図7中のステップS4で、CPU100は、第2の血压算出部として働いて、この時点で取得されている脈波信号Pm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压値（収縮期血压SBPと拡張期血压DBP）の算出を試みる。

【0068】

この時点で、データ不足のために未だ血压値を算出できない場合は（ステップS5でNO）、カフ圧Pcが上限圧力（安全のために、例えば300mmHgというように予め定められている。）に達していない限り、ステップS3～S5の処理を繰り返す。

【0069】

このようにして血压値の算出ができれば（ステップS5でYES）、CPU100は、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32を停止し、弁33を開いて、圧迫カフ21内の空気を排出する制御を行う（ステップS6）。そして最後に、血压値の測定結果を表示器50に表示するとともに、メモリ51に記録する（ステップS7）。

【0070】

なお、血压値の算出は、加圧過程に限らず、減圧過程において行われてもよい。

【0071】

（脈波伝播時間に基づく血压測定の動作）

図9は、一実施形態の血压測定方法を実行して血压計1が脈波伝播時間（Pulse Transit Time；PTT）を取得し、その脈波伝播時間に基づく血压測定（推定）を行う際の動作フローを示している。

【0072】

この動作フローは、本発明者による実験結果に基づいて作成された。すなわち、本発明者による実験によると、図10に示すように、被測定部位としての左手首90に対する第1の脈波センサ40-1（第1の検出電極対42，43を含む。）、第2の脈波センサ40-2（第2の検出電極対44，45を含む。）の押圧力（押圧カフ24によるカフ圧Pcに等しい。）がゼロから徐々に大きくなると、それに伴って第1、第2の脈波信号PS1，PS2の波形間の相互相関係数rが徐々に大きくなり、極大値rmaxを示し、それから徐々に小さくなることが発見された。この動作フローは、相互相関係数rが予め定められた閾値Th（この例では、Th=0.99）を超えている範囲が、押圧力の適正な範囲（これを「適正押圧範囲」と呼ぶ。）であるとの考え方に基づいている。この例では、適正押圧範囲は、押圧力（カフ圧Pc）が下限値P1 72mmHgから上限値P2 135mmHgまでの範囲になっている。

【0073】

ユーザが本体10に設けられた操作部52としてのプッシュ式スイッチによってPTTに基づく血压測定を指示すると（図9のステップS10）、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に切り替える（図8のステップS11）。次に、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に空気を送る制御を行う。これにより、押圧カフ24を膨張させるとともにカフ圧Pc（図5（A）参照）を徐々に加圧してゆく。（図9のステップS12）この例では、カフ圧Pcを一定速度（=5mmHg/s）で連続的に高くしてゆく。なお、次に述べる相互相関係数rを算出するための時間を容易に確保できるように、カフ圧Pcを段階的に高くしてもよい。

【0074】

この加圧過程で、CPU100は、相互相関係数算出部として働いて、第1の脈波センサ40-1、第2の脈波センサ40-2がそれぞれ時系列で出力する第1、第2の脈波信

10

20

30

40

50

号 P S 1 , P S 2 を取得して、それらの第 1、第 2 の脈波信号 P S 1 , P S 2 の波形間の相互相関係数  $r$  をリアルタイムで算出する ( 図 9 のステップ S 1 3 )。

【 0 0 7 5 】

それとともに、C P U 1 0 0 は、押圧力設定部として働いて、算出した相互相関係数  $r$  が予め定められた閾値  $T h$  ( = 0 . 9 9 ) を超えているか否かを判断する ( 図 8 のステップ S 1 4 )。ここで、相互相関係数  $r$  が閾値  $T h$  以下であれば ( 図 9 のステップ S 1 4 で N O )、相互相関係数  $r$  が閾値  $T h$  を超えるまでステップ S 1 2 ~ S 1 4 の処理を繰り返す。そして、相互相関係数  $r$  が閾値  $T h$  を超えたら ( 図 9 のステップ S 1 4 で Y E S )、C P U 1 0 0 は、ポンプ 3 2 を停止して ( 図 9 のステップ S 1 5 )、カフ圧  $P c$  をその時点、つまり、相互相関係数  $r$  が閾値  $T h$  を超えた時点の値に設定する。この例では、カフ圧  $P c$  は、相互相関係数  $r$  が閾値  $T h$  を超えた時点の値、つまり、図 1 0 中に示す P 1 ( 7 2 mm H g ) に設定される。

10

【 0 0 7 6 】

この状態で、C P U 1 0 0 は、第 1、第 2 の脈波信号 P S 1 , P S 2 の間の時間差  $t$  ( 図 5 ( B ) 参照 ) を脈波伝播時間 ( P T T ) として取得する ( 図 9 のステップ S 1 6 )。より詳しくは、この例では、第 1 脈波信号 P S 1 のピーク A 1 と第 2 の脈波信号 P S 2 のピーク A 2 との間の時間差  $t$  を脈波伝播時間 ( P T T ) として取得する。

【 0 0 7 7 】

このようにした場合、脈波伝播時間の測定精度を高めることができる。また、カフ圧  $P c$  を相互相関係数  $r$  が閾値  $T h$  を超えた時点の値に設定するので、カフ圧  $P c$  を無用に大きくすることなく、脈波伝播時間を取得できる。これにより、ユーザの身体的負担を軽くすることができる。

20

【 0 0 7 8 】

次に、C P U 1 0 0 は第 1 の血圧算出部として働いて、脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式  $E q$  を用いて、ステップ S 1 6 で取得された脈波伝播時間 ( P T T ) に基づいて、血圧を算出 ( 推定 ) する ( 図 9 のステップ S 1 7 )。ここで、脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式  $E q$  は、それぞれ脈波伝播時間を  $D T$ 、血圧を  $E B P$  と表すとき、例えば図 1 3 の式 (  $E q . 2$  ) で示すような、 $1 / D T^2$  の項を含む公知の分数関数として提供される ( 例えば、特開平 1 0 - 2 0 1 7 2 4 号公報参照 )。式 (  $E q . 2$  ) において、 $a$ 、 $b$  はそれぞれ既知の係数または定数を表している。

30

【 0 0 7 9 】

このようにして血圧を算出 ( 推定 ) する場合、既述のように脈波伝播時間の測定精度を高めているので、血圧の測定精度を高めることができる。なお、血圧値の測定結果は、表示器 5 0 に表示されるとともに、メモリ 5 1 に記録される。

【 0 0 8 0 】

この例では、図 9 のステップ S 1 8 において操作部 5 2 としてのプッシュ式スイッチによって測定停止が指示されていなければ ( 図 8 のステップ S 1 8 で N O )、脈波伝播時間 ( P T T ) の算出 ( 図 9 のステップ S 1 6 ) と、血圧の算出 ( 推定 ) ( 図 9 のステップ S 1 7 ) とを、脈波に応じて第 1、第 2 の脈波信号 P S 1 , P S 2 が入力されるごとに周期的に繰り返す。C P U 1 0 0 は、血圧値の測定結果を、表示器 5 0 に更新して表示するとともに、メモリ 5 1 に蓄積して記録する。そして、図 9 のステップ S 1 8 において測定停止が指示されると ( 図 9 のステップ S 1 8 で Y E S )、測定動作を終了する。

40

【 0 0 8 1 】

この血圧計 1 によれば、この脈波伝播時間 ( P T T ) に基づく血圧測定によって、ユーザの身体的負担が軽い状態で、血圧を長期間にわたって連続的に測定することができる。

【 0 0 8 2 】

また、この血圧計 1 によれば、脈波伝播時間に基づく血圧測定 ( 推定 ) と、オシロメトリック法による血圧測定とを一体の装置で行うことができる。したがって、ユーザの利便性を高めることができる。

【 0 0 8 3 】

50

( 押圧力設定による効果の検証 )

図 1 1 A の散布図は、様々なユーザ ( 被験者 ) について、血圧計 1 によって押圧力 ( カフ圧  $P_c$  ) が 40 mmHg ( 図 1 0 中に示した下限値  $P_1$  未満である ) に設定された条件下で取得された脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) と、オシロメトリック法による血圧測定 ( 図 7 のステップ S 5 ) で得られた収縮期血圧 (  $S_{BP}$  ) との関係を示している。その押圧力設定条件下での第 1、第 2 の脈波信号  $P_{S1}$ 、 $P_{S2}$  の波形間の相互相関係数  $r$  は、 $r = 0.971$  であり、閾値  $T_h (= 0.99)$  を下回っていた。この図 1 1 A から分かるように、脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) と収縮期血圧 (  $S_{BP}$  ) との間の相関は殆ど無い。図 1 3 の式 ( Eq. 2 ) でフィッティングを行って相関係数を算出したところ、相関係数は  $-0.07$  であった。

10

【 0 0 8 4 】

これに対して、図 1 1 B の散布図は、上述の様々なユーザについて、血圧計 1 によって押圧力 ( カフ圧  $P_c$  ) が 130 mmHg ( 図 1 0 中に示した下限値  $P_1$  と上限値  $P_2$  との間の適正押圧範囲内である ) に設定された条件下で取得された脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) と、オシロメトリック法による血圧測定 ( 図 7 のステップ S 5 ) で得られた収縮期血圧 (  $S_{BP}$  ) との関係を示している。その押圧力設定条件下での第 1、第 2 の脈波信号  $P_{S1}$ 、 $P_{S2}$  の波形間の相互相関係数  $r$  は、 $r = 0.9901$  であり、閾値  $T_h (= 0.99)$  を上回っていた。この図 1 1 B から分かるように、脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) と収縮期血圧 (  $S_{BP}$  ) との間の相関は強い。図 1 3 の式 ( Eq. 2 ) でフィッティングを行って相関係数を算出したところ、相関係数は  $-0.90$  であった。

20

【 0 0 8 5 】

これらの図 1 1 A、図 1 1 B の結果により、押圧力 ( カフ圧  $P_c$  ) を相互相関係数  $r$  が閾値  $T_h (= 0.99)$  を超える値に設定して脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) を取得することにより、脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) と収縮期血圧 (  $S_{BP}$  ) との間の相関を高められる、ということを検証できた。このように脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) と収縮期血圧 (  $S_{BP}$  ) との間の相関を高められた理由は、本発明による押圧力の設定により、脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) の測定精度が高まったからであると考えられる。これにより、血圧の測定精度を高めることができる。

【 0 0 8 6 】

( 変形例 )

30

上述した実施形態では、図 9 のステップ S 17 において、脈波伝播時間 (  $P_{TT}$  ) に基づいて血圧を算出 ( 推定 ) するために、脈波伝播時間と血圧との間の対応式 Eq として、図 1 3 の式 ( Eq. 2 ) を用いた。しかしながら、これに限られるものではない。脈波伝播時間と血圧との間の対応式 Eq としては、それぞれ脈波伝播時間を  $DT$ 、血圧を  $E_{BP}$  と表すとき、例えば図 1 4 の式 ( Eq. 3 ) に示すように、 $1/DT^2$  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。式 ( Eq. 3 ) において、 $a$ 、 $b$ 、 $c$  はそれぞれ既知の係数または定数を表している。

【 0 0 8 7 】

さらに、例えば図 1 5 の式 ( Eq. 4 ) に示すように、 $1/DT$  の項と、心拍周期  $RR$  の項と、容積脈波面積比  $VR$  の項とを含む式を用いてもよい ( 例えば、特開 2000-33078 公報参照 )。式 ( Eq. 4 ) において、 $a$ 、 $b$ 、 $c$  はそれぞれ既知の係数または定数を表している。なお、この場合、心拍周期  $RR$ 、容積脈波面積比  $VR$  は、脈波信号  $P_{S1}$ 、 $P_{S2}$  に基づいて、CPU 100 が算出する。

40

【 0 0 8 8 】

脈波伝播時間と血圧との間の対応式 Eq として、これらの式 ( Eq. 3 )、式 ( Eq. 4 ) を用いる場合も、式 ( Eq. 2 ) を用いる場合と同様に、血圧の測定精度を高めることができる。当然ながら、これらの式 ( Eq. 2 )、( Eq. 3 )、( Eq. 4 ) 以外の対応式を用いてもよい。

【 0 0 8 9 】

上述の実施形態では、第 1 の脈波センサ 40-1、第 2 の脈波センサ 40-2 は、被測

50



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した（インピーダンス方式）。しかしながら、これに限られるものではない。第 1、第 2 の脈波センサは、それぞれ、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、第 1、第 2 の脈波センサは、それぞれ、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、第 1、第 2 の脈波センサは、それぞれ、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）。

10

#### 【0090】

また、上述の実施形態では、血圧計 1 は、被測定部位として左手首 90 に装着されることが予定されているものとした。しかしながら、これに限られるものではない。被測定部位は、動脈が通っていれば良く、手首以外の上腕などの上肢であっても良いし、足首、大腿などの下肢であっても良い。

#### 【0091】

上述の実施形態では、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、本発明はこの例に限られず、第 1 の脈波センサ 40 - 1、第 2 の脈波センサ 40 - 2 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、本発明はこの例に限られず、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 を介して第 1 の脈波センサ 40 - 1、第 2 の脈波センサ 40 - 2 を押圧してもよい。

20

#### 【0092】

また、上述の実施形態では、血圧計 1 に搭載された CPU 100 が相互相関係数算出部、押圧力設定部、第 1 および第 2 の血圧算出部として働いて、オシロメトリック法による血圧測定（図 7 の動作フロー）および PTT に基づく血圧測定（推定）（図 9 の動作フロー）を実行するものとした。しかしながら、これに限られるものではない。例えば、血圧計 1 の外部に設けられたスマートフォンなどの実質的なコンピュータ装置が、波形比較部、脈波センサ押圧力設定部、電流電極押圧力設定部、測定処理部、第 1 および第 2 の血圧算出部として働いて、ネットワーク 900 を介して、血圧計 1 にオシロメトリック法による血圧測定（図 7 の動作フロー）および PTT に基づく血圧測定（推定）（図 9 の動作フロー）を実行させるようにしてもよい。

30

#### 【0093】

上に述べた実施形態では、ポンプ 30 を含む本体 10 がベルト 20 と一体に設けられた例について説明したが、本発明はこの例に限られず、ベルト 20 を含む圧迫カフ 21 および押圧カフ 24 と、卓上に置かれる本体とを備え、この本体にポンプを備えてもよい。この場合には、カフと、本体とを、細長いチューブを介して接続し、本体からカフに流体を供給すればよい。

40

#### 【0094】

上に述べた実施形態の血圧計 1 は、腕時計型ウェアラブルデバイスの態様をもつ多機能の機器として構成してもよい。

#### 【0095】

以上の実施形態は例示であり、この発明の範囲から離れることなく様々な変形が可能である。上述した複数の実施の形態は、それぞれ単独で成立し得るものであるが、実施の形態同士の組みあわせも可能である。また、異なる実施の形態の中の種々の特徴も、それぞれ単独で成立し得るものであるが、異なる実施の形態の中の特徴同士の組みあわせも可能である。

#### 【符号の説明】

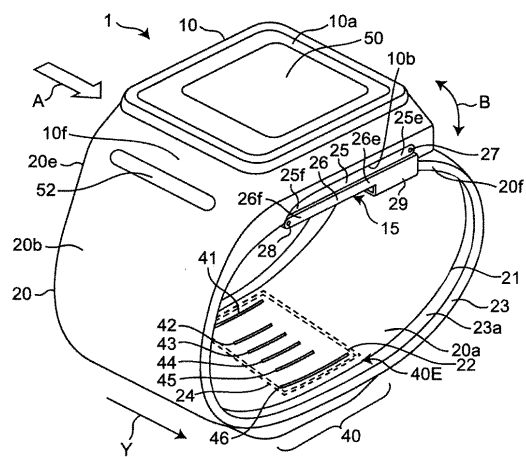
50

## 【 0 0 9 6 】

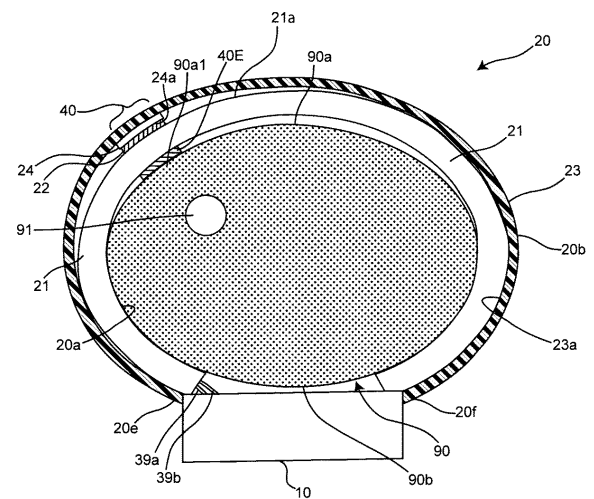
- 1   血压計
- 10  本体
- 20  ベルト
- 21  圧迫カフ
- 22  固形物
- 23  帯状体
- 24  押圧カフ
- 40  インピーダンス測定部
- 40E 電極群
- 49  通電および電圧検出回路
- 100 CPU

10

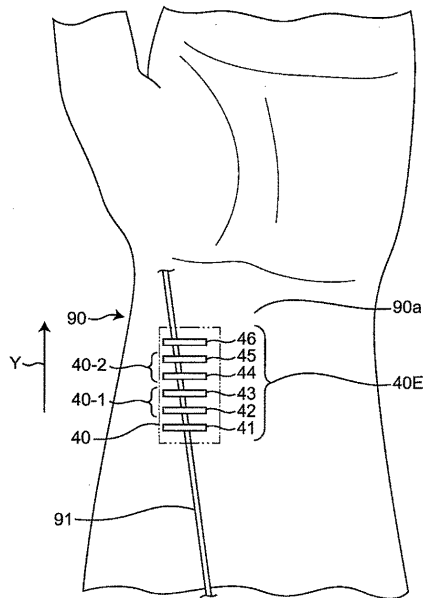
【 図 1 】



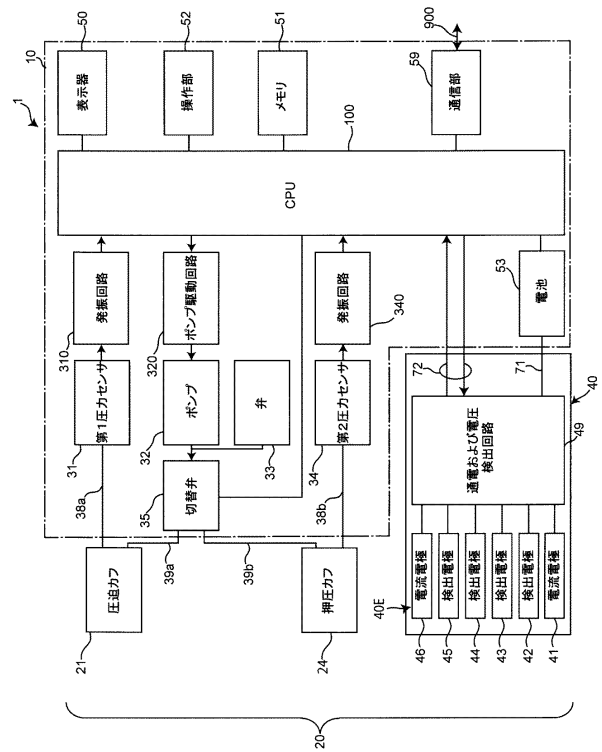
【 図 2 】



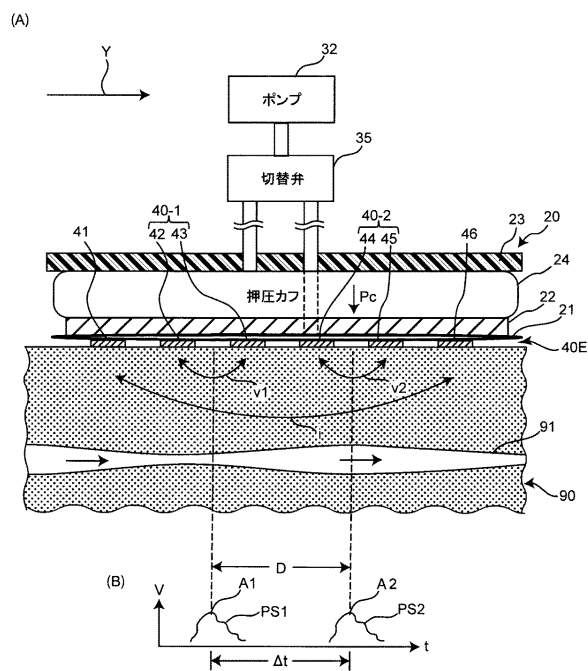
【図 3】



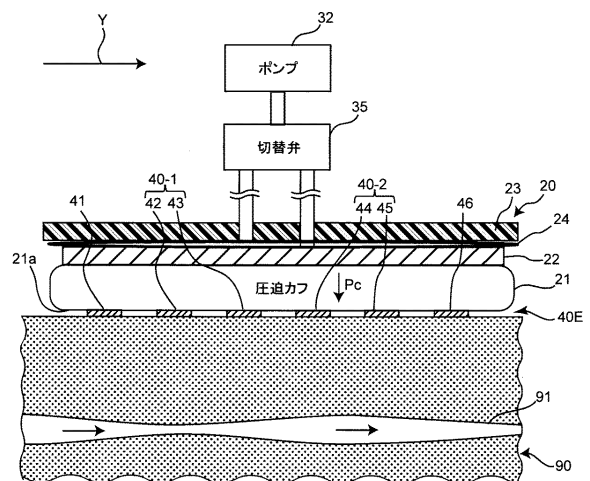
【図 4】



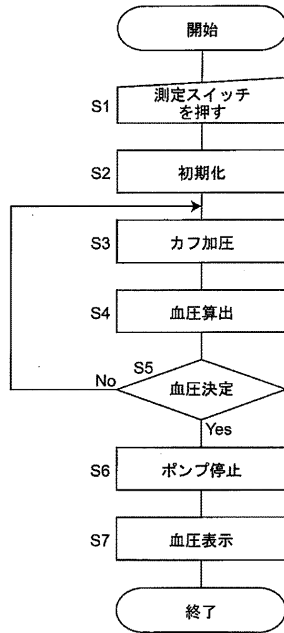
【図 5】



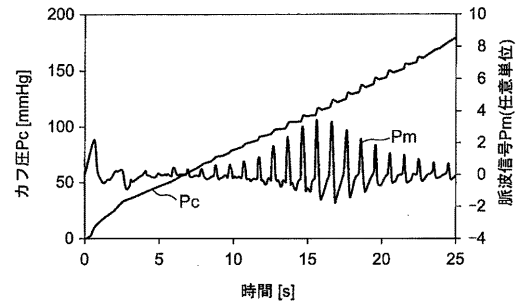
【図 6】



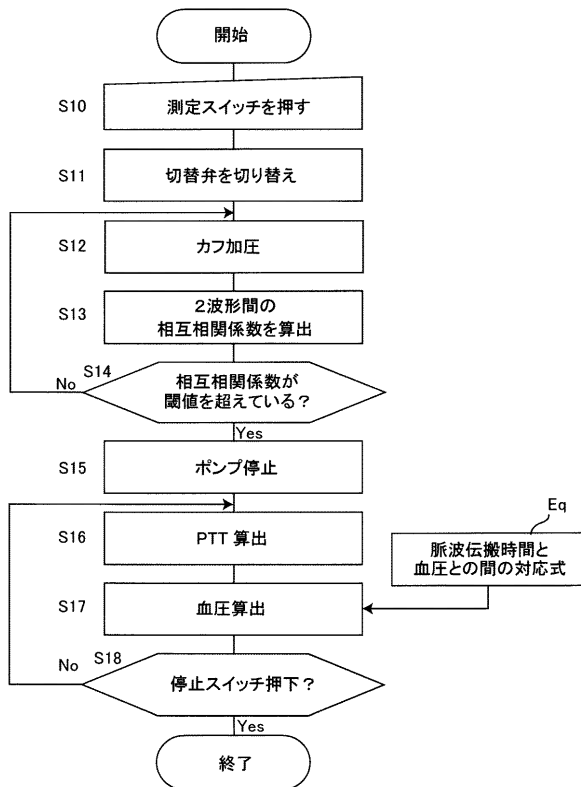
【図 7】



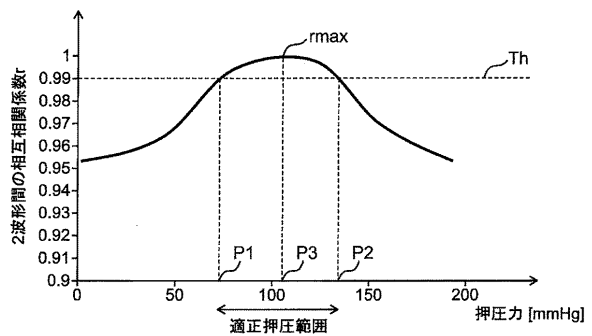
【図 8】



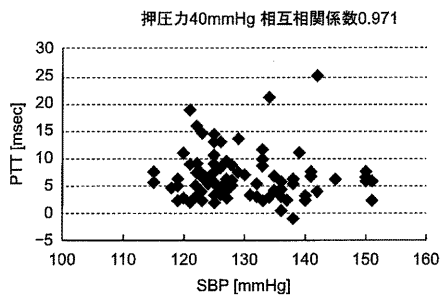
【図 9】



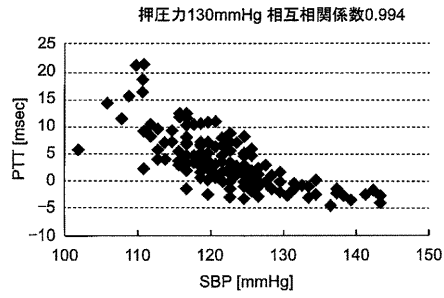
【図 10】



【図 11 A】



## 【図 1 1 B】



## 【図 1 2】

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\left\{ \left( \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right) \left( \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \right) \right\}^{1/2}} \quad \cdot \cdot \cdot (\text{Eq.1})$$

## 【図 1 3】

$$\text{EBP} = \frac{\alpha}{\text{DT}^2} + \beta \quad \cdot \cdot \cdot (\text{Eq.2})$$

## 【図 1 4】

$$\text{EBP} = \frac{\alpha}{\text{DT}^2} + \frac{\beta}{\text{DT}} + \gamma \text{DT} + \delta \quad \cdot \cdot \cdot (\text{Eq.3})$$

## 【図 1 5】

$$\text{EBP} = \frac{\alpha}{\text{DT}} + \beta \text{RR} + \gamma \text{VR} + \delta \quad \cdot \cdot \cdot (\text{Eq.4})$$

---

フロントページの続き

- (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
- (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 松村 直美  
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

審査官 清水 裕勝

- (56)参考文献 特開2012-130362(JP,A)  
特開2007-044364(JP,A)  
特開2008-136655(JP,A)  
特開2012-200410(JP,A)  
特開2012-071059(JP,A)  
特開2009-284965(JP,A)  
特開2009-119067(JP,A)  
国際公開第2009/054382(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/02-5/03