

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5045476号
(P5045476)

(45) 発行日 平成24年10月10日(2012.10.10)

(24) 登録日 平成24年7月27日(2012.7.27)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/022	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 3 7 F
A 6 1 B	5/0225	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 3 5 A
			A 6 1 B	5/02	3 3 6 F

請求項の数 10 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2008-29322 (P2008-29322)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成20年2月8日(2008.2.8)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2009-183628 (P2009-183628A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地
(43) 公開日	平成21年8月20日(2009.8.20)	(74) 代理人	100064746
審査請求日	平成23年1月25日(2011.1.25)		弁理士 深見 久郎
		(74) 代理人	100085132
			弁理士 森田 俊雄
		(74) 代理人	100083703
			弁理士 仲村 義平
		(74) 代理人	100096781
			弁理士 堀井 豊
		(74) 代理人	100098316
			弁理士 野田 久登
		(74) 代理人	100109162
			弁理士 酒井 将行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧情報測定装置用検出ユニットおよび血圧情報測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被測定部位を圧迫することによって被測定部位に含まれる動脈を圧迫するための圧迫用流体袋と、

発光部および受光部を含み、前記発光部から被測定部位に向けて検出光を照射するとともに、被測定部位を透過した検出光を前記受光部にて受光し、受光した検出光の光量に応じた出力信号を出力する光電センサと、

前記光電センサを被測定部位に対して固定するための固定手段とを備え、

前記固定手段は、前記光電センサが取付けられたセンサ取付面を含む基部と、当該基部から前記センサ取付面側に向けて突設され、前記光電センサが当該固定手段によって被測定部位に対して固定された状態においてその先端が被測定部位近傍の体表面に直接的にまたは間接的に宛がわれるガイド部とを含み、

前記圧迫用流体袋が、前記光電センサを覆うように前記センサ取付面上に設けられ、

前記ガイド部が、前記センサ取付面の法線方向から前記固定手段を見た場合に前記光電センサを取り囲むように位置している、血圧情報測定装置用検出ユニット。

【請求項 2】

前記ガイド部が、壁状または柱状の形状を有している、請求項 1 に記載の血圧情報測定装置用検出ユニット。

【請求項 3】

前記固定手段が、被測定部位を含む生体に対して巻き回すことによって装着されるベル

ト部材を含んでいる、請求項 1 または 2 に記載の血压情報測定装置用検出ユニット。

【請求項 4】

前記発光部および前記受光部が、前記ベルト部材の長手方向に並んで配置されている、請求項 3 に記載の血压情報測定装置用検出ユニット。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の血压情報測定装置用検出ユニットと、
前記発光部を発光させるための駆動部と、
前記光电センサから出力された出力信号に基づいて受光量の変動を検出する受光量検出部と、

前記受光量検出部にて得られた情報に基づいて動脈の容積脈波を取得する容積脈波取得部とを備えた、血压情報測定装置。

10

【請求項 6】

前記駆動部は、前記発光部を断続的にパルス発光させるものである、請求項 5 に記載の血压情報測定装置。

【請求項 7】

前記圧迫用流体袋の内圧を調整することによって前記圧迫用流体袋を膨縮させる圧力調整機構をさらに備えた、請求項 5 または 6 に記載の血压情報測定装置。

【請求項 8】

前記容積脈波取得部にて得られた容積脈波の情報に基づいて脈波の駆出波および反射波の少なくともいずれか一方を取得する駆出波 / 反射波取得部をさらに備えた、請求項 5 から 7 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

20

【請求項 9】

前記圧迫用流体袋の内圧を検出する圧迫力検出部と、
前記容積脈波取得部にて得られた容積脈波の情報および前記圧迫力検出部にて得られた圧力の情報に基づいて拡張期血压値および収縮期血压値を取得する血压値取得部とをさらに備えた、請求項 5 から 7 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

【請求項 10】

前記圧迫用流体袋の内圧を検出する圧迫力検出部と、
前記容積脈波取得部にて得られた容積脈波の情報に基づいて前記圧迫用流体袋による動脈に対する圧迫力をサーボ制御する圧迫力制御部と、
前記圧迫力検出部にて得られた圧力の情報に基づいて拡張期血压値および収縮期血压値を取得する血压値取得部とをさらに備えた、請求項 5 から 7 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光学的な手法により血压情報を取得する血压情報測定装置およびその検出ユニットに関する。

【背景技術】

【0002】

40

被験者の血压情報を取得することは、被験者の健康状態を知る上で非常に重要なことである。近年では、従来から健康管理の代表的な指標として広くその有用性が認められている収縮期血压値、拡張期血压値等を取得することに限られず、被験者の脈波を取得することによって心臓負荷や動脈の硬さの変化を捉える試み等がなされている。血压情報測定装置は、取得した血压情報に基づいてこれら健康管理のための指標を得るための装置であり、循環器系の疾患の早期発見や予防、治療等の分野においてさらなる活用が期待されている。なお、血压情報には、収縮期血压値、拡張期血压値、平均血压値、脈波、脈拍、A I (Augmentation Index) 値等、循環器系の種々の情報が広く含まれる。

【0003】

上記血压情報の一つである脈波には、捉える対象の違いから圧脈波と容積脈波が存在す

50

る。圧脈波は、脈波を心臓の拍動に伴う血管内圧の変動として捉えたものであり、容積脈波は、脈波を心臓の拍動に伴う血管内容積の変動として捉えたものである。ここで、血管内容積の変動は、血管内圧の変動に伴って生じる現象であるため、これら圧脈波と容積脈波とは、医学的にはほぼ同様の意義をもった指標と言える。なお、血管内容積の変動は、血管内の血液組織量変動として捉えることが可能である。

【 0 0 0 4 】

本明細書において使用する血压情報測定装置という用語は、脈波を取得する機能を少なくとも有する装置全般を指すものであり、より特定的には、光学的な手法により血液組織量変動を検出して容積脈波を取得する装置を指すものである。その意味において、血压情報測定装置は、取得された容積脈波をそのまま測定結果として出力するものに限られず、取得された容積脈波に基づいて特定の他の指標を算出したり計測したり等することによって得られた他の指標のみを測定結果として出力するものや、得られた他の指標と取得した容積脈波とを測定結果としてともに出力するものをも含むものである。ここで、上述の他の指標としては、収縮期血压値（最高血压値）、拡張期血压値（最低血压値）、平均血压値、脈拍、A I 値等が含まれる。

10

【 0 0 0 5 】

なお、容積脈波は、心臓の拍動に伴う周期的な血管内容積の変動を波動として示すものであるが、この意味において本明細書においては、少なくとも時間差をもって血管内容積の変動が観測されれば、その時間的な分解能によらずそれを容積脈波と称することとする。なお、一拍中に含まれる容積脈波を精緻に捉えるためには、当然に時間的な分解能が高いことが必要であることは言うまでもない。

20

【 0 0 0 6 】

一般に、被験者に苦痛を与えることなく非侵襲に容積脈波を取得することが可能な血压情報測定装置としては、その測定方式の違いに基づいて以下の3つに分類される。

【 0 0 0 7 】

第1の測定方式に基づく血压情報測定装置は、超音波センサを具備し、この超音波センサを用いて動脈を含む生体組織に超音波を印加してその反射波を検出することによって動脈内容積変動を捉え、これに基づいて動脈の容積脈波を取得するものである。

【 0 0 0 8 】

第2の測定方式に基づく血压情報測定装置は、生体インピーダンス測定装置を具備し、動脈を含む生体組織に微弱電流を印加して生体インピーダンスを測定することによって動脈内容積変動を捉え、これに基づいて動脈の容積脈波を取得するものである。

30

【 0 0 0 9 】

第3の測定方式に基づく血压情報測定装置は、発光素子および受光素子を含む光電センサを具備し、発光素子から出射された光を動脈を含む生体組織に照射し、照射された光の透過光を受光素子にて検出することによって血液組織量変動を捉え、これに基づいて動脈の容積脈波を取得するものである。

【 0 0 1 0 】

このうち、光電センサを利用した上記第3の測定方式に基づく血压情報測定装置は、上述の第1および第2の測定方式に基づく血压情報測定装置に比べ、測定系を比較的簡便な構成にて実現することができる点において優位である。また、上記第3の測定方式に基づく血压情報測定装置においては、従来から脈拍計や酸素飽和度計等に利用されている生体用光電センサを測定系として利用することが可能であるため、安価に製作することもできる。

40

【 0 0 1 1 】

このような光電センサを利用した血压情報測定装置としては、たとえば特開平6 - 3 1 1 9 7 2号公報（特許文献1）に開示のものがある。上記特許文献1に開示の血压情報測定装置は、先端部が半球形状に形成された加圧体と、当該加圧体の先端部の表面に埋設された光電センサと、当該光電センサを覆うように加圧体の先端部に取付けられた加圧バッグとを備えている。加圧バッグには、所定容量の空気または液体等の流体が予め封入され

50

ている。そして、当該血圧情報測定装置においては、測定に際して加圧体の先端部を被測定部位に向けて押圧し、加圧体と被測定部位とによって加圧バッグが圧縮された状態を維持して光電センサを用いて容積脈波の測定が行なわれる。

【特許文献1】特開平6-311972号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

光電センサを利用した血圧情報測定装置においては、被測定部位に対して光電センサをある程度正確に位置決めして配置することが必要である。これは、光電センサを利用して容積脈波を高精度に取得するためには、動脈を透過する光の量を十分に多くする必要があり、そのためであり、そのためには、動脈に対する光電センサの配置位置をある程度位置決めすることが必要不可欠となるためである。仮に、光電センサが動脈からずれて配置された場合には、動脈を透過する光の量が減少し、動脈以外の生体組織部分を透過する光の量が増大することになるため、得られる容積脈波信号のS/N(Signal/Noise)比が悪化し、誤差が大きくなってしまうことになる。

10

【0013】

具体的には、上述したように光電センサが一对の素子、すなわち発光素子および受光素子によって構成されるため、被測定部位である体表面を法線方向から見た場合に動脈がこれら発光素子および受光素子によって挟み込まれた状態となるように、発光素子および受光素子を位置決めして配置することが好ましい。このような配置位置を採用することにより、動脈を透過する光の量を多く確保することが可能になるため、得られる容積脈波信号のS/N比を高めることが可能になる。なお、このような配置位置は、被測定部位である体表面を法線方向から見た場合に、動脈の延びる方向と交差する方向に動脈を挟み込むように発光素子と受光素子とが配置された状態か、あるいは、被測定部位である体表面を法線方向から見た場合に、動脈の延びる方向と平行に動脈と重なるように発光素子と受光素子とが配置された状態のいずれかで実現されることになる。

20

【0014】

一般に、容積脈波の測定に際しては、被測定部位を圧迫することによって動脈を軽圧迫状態に保つことが多い。これは、動脈を軽圧迫状態とした場合に、動脈を何ら圧迫していない状態に比べて容積脈波の検出量が大きくなり、より高精度に測定できるためである。この動脈を軽圧迫する機構としては、上述した特許文献1に開示の如くの流体袋が利用されることが一般的である。この被測定部位の圧迫に利用される流体袋としては、上述の特許文献1に開示の如くの所定容量の流体が予め封入されたもの以外にも、加圧ポンプや排気弁等を用いて膨縮可能に構成されたものが利用可能である。

30

【0015】

しかしながら、このような軽圧迫機構としての流体袋を備えた血圧情報測定装置においては、上述の光電センサの位置決めに関して光電センサの動脈に対する位置決めが正しく行なわれた場合にも、被測定部位に対する流体袋の押圧状態の如何によって動脈に対する光電センサの向きがずれてしまう問題がある。具体的には、測定に際して予め正確に光電センサを動脈に対して位置決めしたとしても、その後の測定動作中において被験者に体動が生じたり加圧方向にずれが生じたりすること等によって動脈に対する光電センサの向きがずれてしまう場合がある。また、流体袋が均等に圧縮されずに流体袋が歪な形状のまま押圧された場合にも動脈に対する光電センサの向きがずれてしまうことが生じ得る。たとえば、上記特許文献1に開示の血圧情報測定装置においては、数十秒程度の測定動作中に加圧体を被測定部位に対して安定的に押圧し続けることは困難であり、上述した如くの光電センサの向きのずれが頻繁に生じてしまうおそれが高い。

40

【0016】

このような光電センサの向きのずれを防止するためには、流体袋の表面に光電センサを配置して光電センサが直接生体の表面に接触するように構成することが考えられる。しかしながら、そのように構成した場合にも、やはり被測定部位に対する流体袋の押圧状態に

50

著しい変化が生じてしまった場合や流体袋が均等に圧縮されずに歪な形状に膨張してしまった場合等においては、上述の光電センサの向きを完全に防止するには至らない。また、流体袋の表面に光電センサを配置した場合には、流体袋と被測定部位との間に光電センサが位置する部分と位置しない部分とが存在することとなってしまうため、光電センサが位置する部分においては当該光電センサ自体が圧迫障害物となってしまう、その結果、被測定部位の均等圧迫が行えなくなってしまうという問題も生じてしまう。したがって、このような構成を採用した場合にも、高精度の測定が行ない得ないという問題が生じることとなる。

【0017】

したがって、本発明は、上述の問題点を解決すべくなされたものであり、簡便かつ高精度に容積脈波の取得が可能な血圧情報測定装置およびその検出ユニットを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明に基づく血圧情報測定装置用検出ユニットは、圧迫用流体袋と、光電センサと、固定手段とを備えている。上記圧迫用流体袋は、被測定部位を圧迫することによって被測定部位に含まれる動脈を圧迫するものである。上記光電センサは、発光部および受光部を含んでおり、上記発光部から被測定部位に向けて検出光を照射するとともに、被測定部位を透過した検出光を上記受光部にて受光し、受光した検出光の光量に応じた出力信号を出力するものである。上記固定手段は、上記光電センサを被測定部位に対して固定するためのもの

20

【0019】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置用検出ユニットにあつては、上記ガイド部が壁状または柱状の形状を有していることが好ましい。

【0020】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置用検出ユニットにあつては、上記固定手段が被測定部位を含む生体に対して巻き回すことによって装着されるベルト部材を含んでいることが好ましい。

【0021】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置用検出ユニットにあつては、上記発光部および上記受光部が上記ベルト部材の長手方向に並んで配置されていることが好ましい。

【0022】

本発明に基づく血圧情報測定装置は、上述の血圧情報測定装置用検出ユニットと、上記発光部を発光させるための駆動部と、上記光電センサから出力された出力信号に基づいて受光量の変動を検出する受光量検出部と、上記受光量検出部にて得られた情報に基づいて動脈の容積脈波を取得する容積脈波取得部とを備えている。

【0023】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあつては、上記駆動部が上記発光部を断続的にパルス発光させるものであることが好ましい。

【0024】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置は、上記圧迫用流体袋の内圧を調整することによって上記圧迫用流体袋を膨縮させる圧力調整機構をさらに備えていることが好ましい。

【0025】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置は、上記容積脈波取得部にて得られた容積脈波の

10

20

30

40

50

情報に基づいて脈波の駆出波および反射波の少なくともいずれか一方を取得する駆出波／反射波取得部をさらに備えていてもよい。

【0026】

上記本発明に基づく血压情報測定装置は、上記圧迫用流体袋の内圧を検出する圧迫力検出部と、上記容積脈波取得部にて得られた容積脈波の情報および上記圧迫力検出部にて得られた圧力の情報に基づいて拡張期血压値および収縮期血压値を取得する血压値取得部とをさらに備えていてもよい。

【0027】

上記本発明に基づく血压情報測定装置は、上記圧迫用流体袋の内圧を検出する圧迫力検出部と、上記容積脈波取得部にて得られた容積脈波の情報に基づいて上記圧迫用流体袋による動脈に対する圧迫力をサーボ制御する圧迫力制御部と、上記圧迫力検出部にて得られた圧力の情報に基づいて拡張期血压値および収縮期血压値を取得する血压値取得部とをさらに備えていてもよい。

【発明の効果】

【0028】

本発明によれば、簡便かつ高精度に容積脈波の取得が可能な血压情報測定装置およびその検出ユニットとすることができ、当該血压情報測定装置およびその検出ユニットを利用して容積脈波を取得することにより、被験者の健康管理を図る上で有用な血压情報を高精度に得ることが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

以下、本発明の実施の形態について、図を参照して詳細に説明する。なお、以下に示す本発明の実施の形態は、被測定部位として手首の所定部分を採用し、手首中に延在する橈骨動脈の容積脈波を非侵襲に測定することが可能に構成された血压情報測定装置およびその検出ユニットに本発明を適用した場合を示すものである。

【0030】

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1における血压情報測定装置の構成を示す機能ブロック図である。まず、この図1を参照して、本実施の形態における血压情報測定装置の構成について説明する。

【0031】

図1に示すように、本実施の形態における血压情報測定装置100Aは、血压情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ10Aと、駆動部としての発光素子駆動回路110と、受光量検出部としての受光量検出回路120と、制御手段としてのCPU(Central Processor Unit)130と、メモリ部140と、表示部150と、操作部160と、電源部170と、エア系コンポーネント180と、発振回路185と、エア管190とを主として備えている。

【0032】

血压情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ10Aは、橈骨動脈の動脈内容積変動を捉えるために被験者の手首に装着されるものであって、ベルト部材20と、圧迫用流体袋としての空気袋40と、光電センサ50とを主として備えている。ベルト部材20は、光電センサ50を手首に安定的に固定するためのものであり、長尺の帯状の部材からなる。空気袋40は、橈骨動脈を軽圧迫するために被測定部位としての手首の所定部分を軽圧迫するためのものであり、内部に膨縮空間を有する袋状の部材からなる。光電センサ50は、被測定部位に向けて検出光を照射する発光部としての発光素子51と、被測定部位を透過した検出光を受光し、受光した検出光の光量に応じた出力信号を出力する受光部としての受光素子52とを含んでおり、被測定部位に含まれる橈骨動脈の血液組織量変動を光学的に検出するためのものである。

【0033】

発光素子51および受光素子52としては、半導体発光素子および半導体受光素子が好

10

20

30

40

50

適に利用される。動脈内容積変動を精度よく検出するためには、生体組織を透過し易い近赤外光を検出光として利用することが好ましく、発光素子 5 1 および受光素子 5 2 としては、この近赤外光を投光および受光可能なものがそれぞれ好適に利用される。より具体的には、発光素子 5 1 から投光されて受光素子 5 2 にて受光される検出光としては、波長 9 4 0 n m 付近の近赤外光が特に好適に使用される。なお、検出光としては、上記 9 4 0 n m 付近の近赤外光に限られず、波長 4 5 0 n m 付近の光や波長 1 1 0 0 n m 付近の光等も使用可能である。

【 0 0 3 4 】

発光素子駆動回路 1 1 0 は、C P U 1 3 0 の制御信号に基づいて発光素子 5 1 を発光させるための回路であり、所定量の電流を発光素子 5 1 に印加することにより、発光素子 5 1 を発光させるものである。発光素子 5 1 に印加される電流としては、たとえば 5 0 m A 程度の直流電流が使用される。発光素子駆動回路 1 1 0 としては、好適には、発光素子 5 1 に所定のデューティでパルス電流を供給することによって発光素子 5 1 を周期的にパルス発光させる回路が利用される。このように発光素子 5 1 をパルス発光させることとすれば、発光素子 5 1 への単位時間当たりの印加電力を抑制することが可能になり、発光素子 5 1 の温度上昇を防ぐことが可能になる。なお、発光素子 5 1 の駆動周波数としては、検出すべき動脈内容積変動に含まれる周波数成分（おおよそ 3 0 H z ）よりも十分に高い周波数（たとえば 3 k H z 程度）とすることにより、より精緻に動脈内容積変動を取得することが可能になる。

【 0 0 3 5 】

受光量検出回路 1 2 0 は、受光素子 5 2 から入力された信号に基づいて受光量に応じた電圧信号を生成し、これを C P U 1 3 0 に向けて出力するための回路である。受光素子 5 2 によって検出される光の光量は動脈内容積に比例して変化するため、受光量検出回路 1 2 0 にて生成される電圧信号も動脈内容積に比例して変化することになり、これにより容積脈波が電圧値変動として捉えられることになる。ここで、受光量検出回路 1 2 0 は、たとえばアナログフィルタ回路、増幅回路、A / D (Analog/Digital) 変換回路等の処理回路を含んでおり、アナログ値として入力された信号をデジタル値化した電圧信号として出力する。

【 0 0 3 6 】

エア系コンポーネント 1 8 0 は、加圧ポンプ 1 8 1 と、排気弁 1 8 2 と、圧力センサ 1 8 3 とを含んでいる。加圧ポンプ 1 8 1、排気弁 1 8 2 および圧力センサ 1 8 3 は、それぞれエア管 1 9 0 を介して空気袋 4 0 に接続されている。加圧ポンプ 1 8 1 は、空気袋 4 0 の膨縮空間に空気を送り込むことによって空気袋 4 0 を膨張させるための加圧手段であり、排気弁 1 8 2 は、開状態において空気袋 4 0 の膨縮空間から空気を外部に排気して空気袋 4 0 を収縮させるための減圧手段である。なお、排気弁 1 8 2 は、閉状態において空気袋 4 0 の膨縮空間の圧力を維持する圧力維持手段としても機能する。これら加圧手段としての加圧ポンプ 1 8 1 と減圧手段としての排気弁 1 8 2 とが、圧迫用流体袋としての空気袋 4 0 の内圧（以下、カフ圧とも称する）を調整することによって当該空気袋 4 0 を膨縮させる圧力調整機構に相当する。

【 0 0 3 7 】

圧力センサ 1 8 3 は、空気袋 4 0 の内圧を検出することによって手首への圧迫力を検出する圧迫力検出部の一部を構成するものであり、空気袋 4 0 の内圧に応じた出力信号を発振回路 1 8 5 に向けて出力する。発振回路 1 8 5 は、圧力センサ 1 8 3 から入力された信号に応じた発振周波数の信号を生成し、生成した信号を C P U 1 3 0 に向けて出力する。

【 0 0 3 8 】

C P U 1 3 0 は、血圧情報測定装置 1 0 0 A の全体を制御するための手段である。メモリ部 1 4 0 は、R O M (Read-Only Memory) や R A M (Random-Access Memory) にて構成されており、容積脈波測定のための処理手順を C P U 1 3 0 等に行わせるためのプログラムを記憶したり、測定結果等を記録したりするための手段である。表示部 1 5 0 は、たとえば L C D (Liquid Crystal Display) 等によって構成され、測定結果等を表示するた

10

20

30

40

50

め的手段である。操作部 160 は、被験者等による操作を受付けてこの外部からの命令を CPU 130 や電源部 170 に入力するための手段である。電源部 170 は、CPU 130 に電源としての電力を供給するための手段である。

【0039】

CPU 130 は、測定結果としての容積脈波情報をメモリ部 140 や表示部 150 に入力する。また、CPU 130 は、圧力調整機構を制御するための圧力調整機構制御部 132 を有しており、当該圧力調整機構制御部 132 からの制御信号に基づいて上述した加圧ポンプ 181 および排気弁 182 の動作が制御される。また、CPU 130 は、空気袋 40 の内圧を検出する圧力検出部 136 を有しており、この圧力検出部 136 は、発振回路 185 から入力された信号に基づいて空気袋 40 の内圧を検出し、これにより空気袋 40 による動脈への圧迫力を計測する。また、CPU 130 は、発光素子 51 を駆動するための制御信号を発光素子駆動回路 120 に入力する。さらに、CPU 130 は、容積脈波を取得するための容積脈波取得部 131 を有しており、この容積脈波取得部 131 は、受光量検出回路 120 から入力された電圧信号に基づいて容積脈波を取得する。なお、この容積脈波取得部 131 にて取得された容積脈波情報が、測定結果としてメモリ部 140 や表示部 150 に入力される。

10

【0040】

図 2 は、本実施の形態における血圧情報測定装置の処理手順を示すフロー図である。次に、この図 2 を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置における処理手順について説明する。なお、このフロー図に従うプログラムは、図 1 において示したメモリ部 140 に予め記憶されており、CPU 130 がメモリ部 140 からこのプログラムを読み出して実行することにより処理が進められる。

20

【0041】

図 2 に示すように、被験者が血圧情報測定装置 100A の操作部 160 を操作して電源オンの命令を入力すると、電源部 170 から CPU 130 に対して電源としての電力が供給され、これにより CPU 130 が駆動し、血圧情報測定装置 100A の初期化が行なわれる（ステップ S101）。ここで、被験者は、予め、上述した血圧情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ 10A を手首に装着しておく。

【0042】

次に、被験者が血圧情報測定装置 100A の操作部 160 の操作ボタンを操作して測定開始の命令を入力すると、CPU 130 は、圧力調整機構制御部 132 を介して加圧ポンプ 181 および排気弁 182 を制御して空気袋 40 の加圧を開始する。これにより、空気袋 40 には空気が送り込まれ、当該空気袋 40 によって被測定部位の軽圧迫が開始される（ステップ S102）。加圧ポンプ 181 を用いた空気袋 40 の加圧は、空気袋 40 が所定の内圧に達するまで行なわれる。より具体的には、空気袋 40 は、橈骨動脈 212 を軽圧迫することが可能な程度にまで加圧され、その後は当該空気袋 40 の内圧が維持されて軽圧迫状態が保持される。

30

【0043】

次に、CPU 130 は、発光素子駆動回路 110 を介して発光素子 51 の駆動を開始する（ステップ S103）。これにより、発光素子 51 から橈骨動脈 212 を含む被測定部位に向けて検出光が照射されるようになる。また、上記発光素子 51 の駆動と並行して、受光量検出回路 120 は、受光素子 52 から入力される信号に基づいてデジタル値化された電圧信号を生成し（ステップ S104）、これを CPU 130 に入力する。CPU 130 は、入力された電圧信号に基づいて容積脈波取得部 131 において容積脈波を取得する（ステップ S105）。取得された容積脈波は、測定結果としてメモリ部 140 に格納され（ステップ S106）、その後、表示部 150 において表示される（ステップ S107）。ここで、表示部 150 は、容積脈波をたとえば波形として表示する。

40

【0044】

このステップ S104 ないしステップ S107 からなる一連の動作は、所定の停止条件（たとえば、被験者による測定停止の命令の入力やタイマー回路による設定時間の経過等

50

)が成立するまでの間繰り返し行なわれる(ステップS108においてNOの場合)。そして、所定の停止条件が成立すると(ステップS108においてYESの場合)、CPU130は、発光素子駆動回路110に対して発光素子51の駆動解除の指令を行なうとともに、排気弁182を開状態とする指令を出す。これにより、発光素子51の駆動は停止され(ステップS109)、空気袋40内の空気の排気が行なわれて軽圧迫状態が解除される(ステップS110)。そして、血圧情報測定装置100Aは待機状態をとり、被験者の操作部160による電源オフの命令の入力を待って電源としての電力の供給を停止する。以上により、時々刻々と変化する容積脈波をリアルタイムに取得することが可能になる。

【0045】

図3は、本実施の形態における血圧情報測定装置用検出ユニットを手首に装着した状態を示す模式断面図である。また、図4は、図3に示す血圧情報測定装置用検出ユニットの検出部の構成を示す概略斜視図である。次に、これら図3および図4を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置用検出ユニットの具体的な構造および当該血圧情報測定装置用検出ユニットを手首に装着させた状態について説明する。なお、図3は、左手の手首を中枢側から抹消側に向けて見た場合の断面図であり、図4は、図3に示す検出部を生体側から見た場合の概略斜視図である。

【0046】

図3に示すように、手首200の内部には、特徴的な生体組織として、橈骨210、橈骨動脈212、尺骨220、尺骨動脈222および腱230が位置している。本実施の形態における血圧情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ10Aは、この手首200に巻き回された状態で装着される。

【0047】

カフ10Aは、被験者の手首200への装着に適した形状に構成されており、上述したベルト部材20と、ベルト部材20の所定位置に取付けられた検出部30Aとを有している。ベルト部材20は、手首200に巻き回すことが可能な長さを有する帯状の部材からなり、その長手方向の一方端寄りの部分と他方端寄りの部分に設けられた面ファスナ(不図示)を係合させることによって手首200に巻き回した状態で装着される。

【0048】

図3および図4に示すように、検出部30Aは、固定台32と、空気袋40と、発光素子51および受光素子52を含む光電センサ50とを主として備えている。固定台32は、ベルト部材20に取付けられる基部32aと、この基部32aの端部から立設されたガイド部32bとを有している。基部32aは、平面視矩形形状の板状の形状を有しており、その長手方向がベルト部材20の長尺方向と交差(略直交)するようにベルト部材に取付けられている。基部32aの一方の主面は、上述した光電センサ50が取付けられるセンサ取付面32a1であり、ガイド部32bは、基部32aからセンサ取付面32a1側に向けて(装着状態において被測定部位側に向けて)突設されている。ガイド部32bは、基部32aの相対する一对の辺からそれぞれ立設されており、壁状の形状を有している。なお、固定台32のベルト部材20への固定は、接着、溶着、ビス留め等によって行なわれる。

【0049】

発光素子51および受光素子52を含む光電センサ50は、固定台32のセンサ取付面32a1の長手方向の略中央部に配置されている。より具体的には、発光素子51および受光素子52は、基部32aの短手方向(すなわち、ベルト部材20の長尺方向)に所定の距離を隔てて並べて配置されている。ここで、離間配置される発光素子51および受光素子52の間の距離は、皮下に位置する橈骨動脈212にまで安定的に検出光を照射可能とし、かつ被測定部位内を透過または反射した検出光を確実に受光可能とするために、たとえばセンサ取付面32a1から被測定部位までの距離(すなわち、ガイド部32bの高さ)の2倍程度かそれ以上とすることが好ましい。仮に、この距離を短くした場合には、発光素子51から出射された検出光が皮膚の表面においてほぼ全反射してしまい、検出光

10

20

30

40

50

が橈骨動脈 2 1 2 にまで達せず、正確な測定ができなくなるおそれがある。

【 0 0 5 0 】

光電センサ 5 0 が取付けられた基部 3 2 a のセンサ取付面 3 2 a 1 上には、空気袋 4 0 が配設されている。空気袋 4 0 は、固定台 3 2 の基部 3 2 a およびガイド部 3 2 b によって構成される空間を充填するように配置されており、光電センサ 5 0 は、この空気袋 4 0 によって完全に覆われた状態となっている。ここで、空気袋 4 0 は、発光素子 5 1 から出射される検出光を透過可能な材料で形成されており、発光素子 5 1 から出射された検出光は、その大部分が空気袋 4 0 を透過して被測定部位へと照射される。空気袋 4 0 は、図示しないニップル等の接続手段によってエア管 1 9 0 に接続されており、当該エア管 1 9 0 を介してエア系コンポーネント 1 8 0 に接続されている。なお、空気袋 4 0 は、予め一定量の空気が封入された状態とされていてもよいし、完全に空気が排気された状態とされていてもよい。

10

【 0 0 5 1 】

一対の壁状の形状を有するガイド部 3 2 b は、センサ取付面 3 2 a 1 を法線方向から見た場合に光電センサ 5 0 を取り囲むように設けられている。また、本実施の形態における血压情報測定装置用検出ユニットにおいては、空気袋 4 0 も一対の壁状の形状を有するガイド部 3 2 b によって囲まれている。なお、空気袋 4 0 の露出表面のうちのセンサ取付面 3 2 a 1 と略平行に位置する主面は、被測定部位としての手首 2 0 0 の所定部分を軽圧迫することにより橈骨動脈 2 1 2 を軽圧迫する圧迫作用面 4 0 a として機能する。

【 0 0 5 2 】

20

図 3 に示すように、カフ 1 0 A の装着に際して、検出部 3 0 A は、橈骨動脈 2 1 2 が位置する部分の直上の皮膚にその下面（より詳細には空気袋 4 0 の圧迫作用面 4 0 a ）が当接した状態で位置決めして配置される。この位置決めは、手首 2 0 0 の周方向に対するベルト部材 2 0 の取付け位置を調節することで行なわれる。その際、検出部 3 0 A の短手方向の中心位置が、手首 2 0 0 中を走行する橈骨動脈 2 1 2 の直上に配置されるようにする。このように検出部 3 0 A を位置決めして配置することにより、体表面を法線方向から見た場合に橈骨動脈 2 1 2 の延びる方向と交差する方向に橈骨動脈 2 1 2 を挟み込むように発光素子 5 1 と受光素子 5 2 とが配置されることになる。なお、橈骨動脈 2 1 2 が位置する部分の特定は触診等によって行なわれる。

【 0 0 5 3 】

30

上記位置決め後、ベルト部材 2 0 を面ファスナ（不図示）を用いて固定することにより、図 3 に示す装着状態が実現される。この装着状態においては、検出部 3 0 A が手首 2 0 0 に向けて押し付けられた状態で固定されることになる。また、固定台 3 2 のガイド部 3 2 b の先端は、当該装着状態において被測定部位近傍の体表面に宛がわれることとなり、これにより検出部 3 0 A に設けられた光電センサ 5 0（より具体的には発光素子 5 1 および受光素子 5 2）と橈骨動脈 2 1 2 との相対的な位置関係が保持されるようになる。したがって、ベルト部材 2 0 および固定台 3 2 は、上述した光電センサ 5 0 を被測定部位に対して固定するための固定手段として機能することになる。

【 0 0 5 4 】

図 5 は、本実施の形態における血压情報測定装置用検出ユニットの使用状態を示す模式断面図である。次に、この図 5 を参照して、容積脈波が測定される際の血压情報測定装置用検出ユニットの動作および当該使用状態における手首の状態について説明する。

40

【 0 0 5 5 】

図 5 に示すように、空気袋 4 0 が所定圧にまで加圧された状態においては、空気袋 4 0 の圧迫作用面 4 0 a が固定台 3 2 から迫り出した状態となって被測定部位が軽圧迫され、これに伴って橈骨動脈 2 1 2 も軽圧迫されることになる。これは、検出部 3 0 A がベルト部材 2 0 によって被測定部位に向けて押圧された状態に保持されているためであり、当該圧迫状態においても固定台 3 2 のガイド部 3 2 b の先端は、被測定部位近傍の皮膚に当接した状態に維持され、光電センサ 5 0 と橈骨動脈 2 1 2 との相対的な位置関係も保持されることになる。

50

【 0 0 5 6 】

この状態において、図 5 中に矢印で示すように、発光素子 5 1 から検出光が被測定部位に含まれる橈骨動脈 2 1 2 に向けて照射され、橈骨動脈 2 1 2 を透過した検出光が受光素子 5 2 によって受光されることになる。これにより、光学的に動脈内容積変動が捉えられ、容積脈波の測定が可能となる。

【 0 0 5 7 】

以上において説明した本実施の形態における血压情報測定装置 1 0 0 A およびその検出ユニットとしてのカフ 1 0 A においては、光電センサ 5 0 が取付けられる固定台 3 2 の基部 3 2 a からガイド部 3 2 b が立設され、カフ 1 0 A の手首 2 0 0 への装着状態において当該ガイド部 3 2 b の先端が被測定部位近傍の体表面に宛がわれるように構成されている。したがって、光電センサ 5 0 と橈骨動脈 2 1 2 との相対的な位置関係が測定動作中において常に保持されるようになり、従来問題となっていた橈骨動脈に対して光電センサの向きがずれてしまうという問題が生じることがなく、高精度に容積脈波を取得することが可能になる。また、装置構成が複雑になることもないため、簡便に高精度測定が可能なる血压情報測定装置およびその検出ユニットとすることができる。

10

【 0 0 5 8 】

また、上述の本実施の形態における血压情報測定装置 1 0 0 A およびその検出ユニットとしてのカフ 1 0 A においては、検出部 3 0 A を構成する固定台 3 2 をベルト部材 2 0 を用いて手首 2 0 0 に押圧する構成を採用している。したがって、数十秒程度の測定動作中においても当該装着状態が安定的に維持されることになり、この観点からも高精度の容積脈波の取得が可能となる。さらには、発光素子 5 1 および受光素子 5 2 がベルト部材 2 0 の長手方向に並んで配置されているため、装着状態において橈骨動脈 2 1 2 が発光素子 5 1 と受光素子 5 2 との間に配置され易くなり、被測定部位に対する検出部 3 0 A の位置決めをより容易に行なうこともできる。

20

【 0 0 5 9 】

また、上述の本実施の形態における血压情報測定装置 1 0 0 A およびその検出ユニットとしてのカフ 1 0 A においては、ガイド部 3 2 b が壁状の形状を有しているとともに、当該ガイド部 3 2 b によって光電センサ 5 0 が取り囲まれた構成となっているため、より安定的に装着状態の維持ができることにもなる。

【 0 0 6 0 】

次に、図 6 ないし図 9 を参照して、上述の本実施の形態における血压情報測定装置用検出ユニットの変形例について説明する。図 6 は、第 1 変形例に係る血压情報測定装置用検出ユニットの検出部の構成を示す概略斜視図であり、図 7 は、第 2 変形例に係る血压情報測定装置用検出ユニットの検出部の構成を示す概略斜視図である。また、図 8 は、第 3 変形例に係る血压情報測定装置用検出ユニットの手首への装着状態を示す模式断面図であり、図 9 は、第 4 変形例に係る血压情報測定装置用検出ユニットの手首への装着状態を示す模式断面図である。なお、上述の本実施の形態における血压情報測定装置用検出ユニットと同様の部分については図中同一の符号を付し、その説明はここでは繰り返さない。

30

【 0 0 6 1 】

図 6 に示すように、第 1 変形例に係る血压情報測定装置用検出ユニットは、その検出部 3 0 B に発光部としての発光素子 5 1 と受光部としての受光素子 5 2 をそれぞれ複数ずつ備えている。複数の発光素子 5 1 は、センサ取付面 3 2 a 1 の長手方向に沿って整列して配置されており、複数の受光素子 5 2 は、当該複数の発光素子 5 1 に対応してセンサ取付面 3 2 a 1 の長手方向に沿って整列して配置されている。このように、検出部 3 0 B に複数の発光素子 5 1 および受光素子 5 2 を設けることにより、より高精度に容積脈波の取得ができるようになるばかりでなく、位置決め自由度も高まることになり、より簡便に高精度に容積脈波を取得できる血压情報測定装置およびその検出ユニットとすることができる。

40

【 0 0 6 2 】

なお、図 6 においては、一例として、検出部 3 0 B に発光素子 5 1 および受光素子 5 2

50

をそれぞれ3個ずつ設けた場合を例示しているが、検出部に設けられる発光素子や受光素子の数は特に制限されるものではなく、また発光素子と受光素子とを同数設ける必要もない。また、発光素子および受光素子が整列されて配置されている必要もなく、互い違いに配置されていてもよい。さらには、発光素子および受光素子がセンサ取付面の長手方向に並べて配置されていてもよいし対角方向に配置されていてもよい。このように、発光素子および受光素子の数やレイアウト等は適宜変更が可能である。

【0063】

図7に示すように、第2変形例に係る血压情報測定装置用検出ユニットにおいては、検出部30Cの固定台32が、基部32aと柱状の形状のガイド部32bとによって構成されており、板状の形状を有する基部32aの四隅からセンサ取付面32a1側に向けて柱状の形状を有するガイド部32b立設されている。また、空気袋40は、その一部が固定台32のセンサ取付面32a1からその短手方向に向けて両側に食い出した構成とされている。このように構成することにより、上述の本実施の形態において説明した効果に加え、手首のより広範な範囲を空気袋40にて圧迫することが可能となり、より安定的な容積脈波の測定が可能になる。

【0064】

図8に示すように、第3変形例に係る血压情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ10Bにおいては、固定台とベルト部材とを一体化した単一の部材にて構成し、これにより検出部30Dをベルト部材20の一部として構成している。より具体的には、ベルト部材20の長手方向の所定位置を基部22aとしてその内周面側の主面に光電センサ50を取付けてセンサ取付面22a1とし、このセンサ取付面22a1を囲うようにベルト部材20に内側に向けてガイド部22bを形成することにより、ベルト部材20に固定台の役割をもたせている。そして、このベルト部材20の一部である基部22aおよびガイド部22bにて構成される空間を充填しかつ光電センサ50を覆うように空気袋40が配設されている。このように構成することにより、上述の本実施の形態において説明した効果に加え、部品点数が削減されてより簡素な構成にて血压情報測定装置およびその検出ユニットを構成することが可能になる。

【0065】

図9に示すように、第4変形例に係る血压情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ10Cにおいては、ベルト部材20として、複数の固定具パーツを相互に連結ピンにて連結したものをを用いている。具体的には、隣り合う固定具パーツ同士を連結ピンにて接続することにより任意の形状に変化可能なベルト部材20とすることにより、装着状態においてベルト部材20が手首200にフィットするように構成している。そして、検出部30Eに相当する部分の固定具パーツについては、これを上述の連結ピンに加え、当該部分の形状を所定の形状とするための形状固定用連結ピン（不図示）にて固定し、図9に示す如くの形状を実現している。より詳細には、ベルト部材20の一部の固定具パーツを形状固定用連結ピン（不図示）にて凸形状に固定し、当該凸部分の側壁部にてガイド部22bを構成し、当該凸部分の底部にて基部22aが取付けられる部分を構成している。このように構成した場合にも、上述の本実施の形態において説明した効果と同様の効果を得ることができる。なお、上述の如く、複数の固定具パーツを相互に連結ピンにて連結したものをベルト部材20として用いた場合には、ベルト部材20を固定するための固定手段として、上述の本実施の形態において使用した如くの面ファスナに代えて、図示する如くのバンド状締付け部材25を用いることが好ましい。

【0066】

(実施の形態2)

図10は、本発明の実施の形態2における血压情報測定装置の構成を示す機能ブロック図である。まず、この図10を参照して、本実施の形態における血压情報測定装置の構成について説明する。なお、上述の実施の形態1における血压情報測定装置100Aと同様の部分については図中同一の符号を付し、その説明はここでは繰り返さない。

【0067】

10

20

30

40

50

図10に示すように、本実施の形態における血圧情報測定装置100Bにおいては、CPU130に駆出波/反射波取得部135が設けられている。この駆出波/反射波取得部135は、容積脈波取得部131にて得られた容積脈波の情報に基づいてこれを解析することにより、橈骨動脈の駆出波および反射波の少なくともいずれかを算出するものである。

【0068】

駆出波は、心臓が収縮することによって発生する脈波成分であり、この駆出波が動脈の各所で反射することによって生じる脈波成分が反射波である。これら駆出波および反射波から導き出されるAI値は、動脈の伸展性と心臓負荷の度合いとに相関関係がある指標として知られている。

10

【0069】

駆出波または反射波を高精度に算出するためには、容積脈波取得部131にて得られる容積脈波が高精度に測定されていることが不可欠である。このため、本実施の形態における血圧情報測定装置100Bは、上述の実施の形態1における血圧情報測定装置100Aと同様に、圧迫用流体袋としての空気袋40と、圧力調整機構としてのエア系コンポーネント180とを具備しており、これらによって最適の振幅での容積脈波の測定が可能となるように構成されている。

【0070】

図11は、本実施の形態における血圧情報測定装置の処理手順を示すフロー図である。次に、この図11を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置100Bの処理手順について説明する。なお、このフローチャートに従うプログラムは、図10において示したメモリ部140に予め記憶されており、CPU130がメモリ部140からこのプログラムを読み出して実行することにより、処理が進められる。

20

【0071】

図11に示すように、被験者が血圧情報測定装置100Bの操作部160を操作して電源オンの命令を入力すると、電源部170からCPU130に対して電源としての電力が供給され、これによりCPU130が駆動し、血圧情報測定装置100Bの初期化が行なわれる(ステップS201)。ここで、被験者は、予め、血圧情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ10Aを手首に装着しておく。

【0072】

次に、被験者が血圧情報測定装置100Bの操作部160の操作ボタンを操作して測定開始の命令を入力すると、CPU130は、圧力調整機構制御部132を介して加圧ポンプ181および排気弁182を制御して空気袋40の加圧を開始する。これにより、空気袋40には空気が送り込まれ、当該空気袋40によって被測定部位の軽圧迫が開始される(ステップS202)。加圧ポンプ181を用いた空気袋40の加圧は、空気袋40が所定の内圧に達するまで行なわれる。より具体的には、空気袋40は、橈骨動脈を軽圧迫することが可能な程度にまで加圧され、その後は当該空気袋40の内圧が維持されて軽圧迫状態が保持される。

30

【0073】

次に、CPU130は、発光素子駆動回路110を介して発光素子51の駆動を開始する(ステップS203)。これにより、発光素子51から橈骨動脈を含む被測定部位に向けて検出光が照射されるようになる。また、上記発光素子51の駆動と並行して、受光量検出回路120は、受光素子52から入力される信号に基づいてデジタル値化された電圧信号を生成し(ステップS204)、これをCPU130に入力する。CPU130は、入力された電圧信号に基づいて容積脈波取得部131において容積脈波を取得する(ステップS205)。

40

【0074】

次に、CPU130は、測定された容積脈波の振幅が駆出波/反射波の算出に適した大きさとなっているかステップS206において判断し、振幅の大きさが不十分であると判断された場合(ステップS206においてNOの場合)には、ステップS207に移行し

50

て橈骨動脈に対する圧迫力を所定レベル増加させ（すなわち、空気袋40の内圧を所定レベル増加させ）、ステップS204に戻る。振幅の大きさが十分であると判断された場合（ステップS206においてYESの場合）には、ステップS207に移行し、当該カフ圧を最適圧迫力が得られるカフ圧として決定する。

【0075】

つづいて、CPU130は、エア系コンポーネント180に対して急速排気の指令を出して空気袋40による橈骨動脈の圧迫を一旦解除し（ステップS209）、再度、エア系コンポーネント180を駆動してステップS208において決定した最適圧迫力が得られる圧力にまで空気袋40の内圧を上げる（ステップS210）。その後、CPU130は、受光量検出回路120から入力された電圧信号に基づいて容積脈波取得部131において容積脈波を取得する（ステップS211、S212）。つづいて、取得された容積脈波は駆出波/反射波取得部135に入力され、駆出波/反射波取得部135において駆出波または/および反射波の算出が行なわれる（ステップS213）。取得された容積脈波および算出された駆出波または/および反射波を含む血压情報は、測定結果としてメモリ部140に格納され（ステップS214）、その後、表示部150において表示される（ステップS215）。ここで、表示部150は、容積脈波あるいは駆出波または/および反射波をたとえば数値や波形として表示する。

【0076】

このステップS211ないしステップS215からなる一連の動作は、所定の停止条件（たとえば、被験者による測定停止の命令の入力やタイマー回路による設定時間の経過等）が成立するまでの間繰り返し行なわれる（ステップS216においてNOの場合）。そして、所定の停止条件が成立すると（ステップS216においてYESの場合）、CPU130は、発光素子駆動回路110に対して発光素子51の駆動解除の指令を行なうとともに、排気弁182を開状態とする指令を出す。これにより、発光素子51の駆動は停止され（ステップS217）、空気袋40内の空気の排気が行なわれて軽圧迫状態が解除される（ステップS218）。そして、血压情報測定装置100Bは待機状態をとり、被験者の操作部160による電源オフの命令の入力を待って電源としての電力の供給を停止する。以上により、時々刻々と変化する容積脈波ならびに駆出波または/および反射波をリアルタイムで測定することが可能になる。

【0077】

以上において説明した如くの血压情報測定装置100Bとすることにより、駆出波や反射波が測定可能な血压情報測定装置とすることができる。ここで、本実施の形態における血压情報測定装置100Bにおいても、上述の実施の形態1において説明したカフ10Aと同様の構成の血压情報測定装置用検出ユニットとすることにより、光電センサ50と橈骨動脈との相対的な位置関係が測定動作中において常に保持されるようになり、従来問題となっていた橈骨動脈に対して光電センサの向きがずれてしまうという問題が生じることがなく、簡便にかつ高精度に駆出波や反射波を取得することが可能な血压情報測定装置とすることができる。

【0078】

（実施の形態3）

図12は、本発明の実施の形態3における血压情報測定装置の構成を示す機能ブロック図である。まず、この図12を参照して、本実施の形態における血压情報測定装置100Cの構成について説明する。なお、上述の実施の形態1における血压情報測定装置100Aと同様の部分については図中同一の符号を付し、その説明はここでは繰り返さない。

【0079】

本実施の形態における血压情報測定装置100Cは、容積振動方式の血压値取得機能を備えた血压情報測定装置である。図12に示すように、本実施の形態における血压情報測定装置100Cにおいては、CPU130に血压値取得部138が設けられている。血压値取得部138は、容積脈波取得部131にて得られた容積脈波の情報と、圧力検出部136にて得られた圧力情報とに基づいて、収縮期血压値および拡張期血压値を取得するも

10

20

30

40

50

のである。

【 0 0 8 0 】

収縮期血圧値および拡張期血圧値は、カフによる圧迫力を変動させる過程において動脈の脈動が著しく変化する点と相関があり、これに基づいて所定のアルゴリズムを適用して計測される血圧値のことであり、従来から健康管理の代表的な指標として知られている。

【 0 0 8 1 】

本実施の形態における血圧情報測定装置 1 0 0 C は、上述の実施の形態 1 における血圧情報測定装置 1 0 0 A と同様の構成のエア系コンポーネント 1 8 0 を有しており、このエア系コンポーネント 1 8 0 を用いて橈骨動脈に対する空気袋 4 0 による圧迫力を変動させるとともに、当該圧迫力を空気袋 4 0 の内圧（カフ圧）として検出しつつ容積脈波を取得することにより、これに基づいて上述の血圧値取得部 1 3 8 にて収縮期血圧値および拡張期血圧値を取得するものである。

10

【 0 0 8 2 】

図 1 3 は、本実施の形態における血圧情報測定装置の処理手順を示すフロー図である。次に、この図 1 3 を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 0 0 C の処理手順について説明する。なお、このフローチャートに従うプログラムは、図 1 2 において示したメモリ部 1 4 0 に予め記憶されており、CPU 1 3 0 がメモリ部 1 4 0 からこのプログラムを読み出して実行することにより、処理が進められる。

【 0 0 8 3 】

図 1 3 に示すように、被験者が血圧情報測定装置 1 0 0 C の操作部 1 6 0 を操作して電源オンの命令を入力すると、電源部 1 7 0 から CPU 1 3 0 に対して電源としての電力が供給され、これにより CPU 1 3 0 が駆動し、血圧情報測定装置 1 0 0 C の初期化が行なわれる（ステップ S 3 0 1）。ここで、被験者は、予め、血圧情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ 1 0 A を手首に装着しておく。

20

【 0 0 8 4 】

次に、被験者が血圧情報測定装置 1 0 0 C の操作部 1 6 0 の操作ボタンを操作して測定開始の命令を入力すると、CPU 1 3 0 に設けられた圧力調整機構制御部 1 3 2 によって加圧ポンプ 1 8 1 が駆動され、空気袋 4 0 に空気が送圧され、これによりカフ圧が徐々に昇圧する（ステップ S 3 0 2）。カフ圧は、圧力センサ 1 8 3 によって検出され、当該カフ圧が所定のレベルにまで達したことが検出されると、CPU 1 3 0 は加圧ポンプ 1 8 1 を停止し、次いで閉じていた排気弁 1 8 2 を徐々に開いて空気袋 4 0 内の空気を徐々に排気し、カフ圧を徐々に減圧させる（ステップ S 3 0 3）。

30

【 0 0 8 5 】

上記カフ圧の微速減圧過程において、CPU 1 3 0 は、発光素子駆動回路 1 1 0 を介して発光素子 5 1 の駆動を開始し（ステップ S 3 0 4）、これにより発光素子 5 1 から橈骨動脈を含む被測定部位に向けての検出光の照射を行なう。また、上記発光素子 5 1 の駆動と並行して、受光量検出回路 1 2 0 は、受光素子 5 2 から入力される信号に基づいてデジタル値化された電圧信号を生成し（ステップ S 3 0 5）、これを CPU 1 3 0 に入力する。また、CPU 1 3 0 は、圧力センサ 1 8 3 から発振回路 1 8 5 を介して出力される圧力情報を検出する（ステップ S 3 0 6）。以上により、容積脈波取得部 1 3 1 において容積脈波が、圧力検出部 1 3 6 においてカフ圧がそれぞれ取得される（ステップ S 3 0 7、S 3 0 8）。

40

【 0 0 8 6 】

このステップ S 3 0 5 ないしステップ S 3 0 8 からなる一連の動作は、所定の停止条件（たとえば、タイマー回路による設定時間の経過またはカフ圧が所定レベルにまで減圧されたか等）が成立するまでの間繰り返し行なわれる（ステップ S 3 0 9 において NO の場合）。そして、所定の停止条件が成立すると（ステップ S 3 0 9 において YES の場合）、CPU 1 3 0 は、発光素子駆動回路 1 1 0 に対して発光素子 5 1 の駆動解除の指令を行なう（S 3 1 0）。

【 0 0 8 7 】

50

その後、CPU 130は、エア系コンポーネント180に対して急速排気の指令を出して空気袋40による橈骨動脈の圧迫を解除し(ステップS311)、ステップS307にて得られた容積脈波を血圧値取得部138に入力するとともに、ステップS308にて得られたカフ圧を血圧値取得部138に入力して収縮期血圧値および拡張期血圧値の取得を行なう(ステップS312)。ここで、血圧値取得部138は、カフによる圧迫力を変動させる過程において取得された容積脈波に所定のアルゴリズムを適用することにより、収縮期血圧値および拡張期血圧値の取得を行なう。つづいて、血圧値取得部138にて取得された収縮期血圧値および拡張期血圧値が測定結果としてメモリ部140に格納され(ステップS313)、その後、表示部150によって上記測定結果が表示される(ステップS314)。ここで、表示部150は、収縮期血圧値および拡張期血圧値をたとえば数値として表示する。これら血圧情報の記録、表示後において血圧情報測定装置100Cは待機状態をとり、被験者の操作部160による電源オフの命令の入力を待って電源としての電力の供給を停止する。

10

【0088】

以上において説明した如くの血圧情報測定装置100Cとすることにより、収縮期血圧値および拡張期血圧値を測定することが可能な血圧情報測定装置とすることができる。ここで、本実施の形態における血圧情報測定装置100Cにおいても、上述の実施の形態1において説明したカフ10Aと同様の構成の血圧情報測定装置用検出ユニットとすることにより、光電センサ50と橈骨動脈との相対的な位置関係が測定動作中において常に保持されるようになり、従来問題となっていた橈骨動脈に対して光電センサの向きがずれてしまふという問題が生じることがなく、簡便にかつ高精度に収縮期血圧値や拡張期血圧値を取得することが可能な血圧情報測定装置とすることができる。

20

【0089】

(実施の形態4)

図14は、本発明の実施の形態4における血圧情報測定装置の構成を示す機能ブロック図である。まず、この図14を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置100Dの構成について説明する。なお、上述の実施の形態1における血圧情報測定装置100Aと同様の部分については図中同一の符号を付し、その説明はここでは繰り返さない。

【0090】

本実施の形態における血圧情報測定装置100Dは、容積補償法を用いた血圧値取得機能を備えた血圧情報測定装置である。図14に示すように、本実施の形態における血圧情報測定装置100Dにおいては、CPU130に血圧値取得部138が設けられている。血圧値取得部138は、圧力検出部136にて得られたカフ圧情報に基づいて、収縮期血圧値および拡張期血圧値を取得するものである。

30

【0091】

容積補償法とは、動脈の血管壁に加わる内圧(心臓のポンプ機能により生じる圧力、すなわち血圧)と外圧(カフによる圧迫力)との平衡化が常時図られるようにカフ圧をサーボ制御し、その際のカフ圧を検出することによって収縮期血圧値および拡張期血圧値が取得可能である。

【0092】

本実施の形態における血圧情報測定装置100Dは、上述の実施の形態1における血圧情報測定装置100Aと同様の構成のエア系コンポーネント180を有しており、このエア系コンポーネント180を用いて上述のカフ圧のサーボ制御が行なわれる。その際のサーボ制御の目標値の設定や、サーボ制御により血管壁に加わる内圧と外圧とが平衡状態になっているかの判断に、カフ10Aに設けられた光電センサ50が利用される。

40

【0093】

ここで、本実施の形態における血圧情報測定装置100Dにおいては、上述の実施の形態3における容積振動式の血圧値取得機能を備えた血圧情報測定装置100Cと異なり、容積脈波取得部131にて取得された容積血圧情報に基づいて圧力調整機構制御部132がカフ圧のサーボ制御を行なう。そして、圧力センサ183によって得られたカフ圧情報

50

に基づいて上述の収縮期血圧値および拡張期血圧値が取得される。

【0094】

図15は、本実施の形態における血圧情報測定装置の処理手順を示すフロー図である。次に、この図15を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置100Dの処理手順について説明する。なお、このフローチャートに従うプログラムは、図14において示したメモリ部140に予め記憶されており、CPU130がメモリ部140からこのプログラムを読み出して実行することにより、処理が進められる。

【0095】

図15に示すように、被験者が血圧情報測定装置100Dの操作部160を操作して電源オンの命令を入力すると、電源部170からCPU130に対して電源としての電力が供給され、これによりCPU130が駆動し、血圧情報測定装置100Dの初期化が行なわれる(ステップS401)。ここで、被験者は、予め、血圧情報測定装置用検出ユニットとしてのカフ10Aを手首に装着しておく。

【0096】

次に、CPU130は、発光素子駆動回路110を介して発光素子51の駆動を開始する(ステップS402)。これにより、発光素子51から橈骨動脈を含む被測定部位に向けて検出光が照射されるようになる。また、上記発光素子51の駆動と並行して、受光量検出回路120は、受光素子52から入力される信号に基づいてデジタル値化された電圧信号を生成し(ステップS403)、これをCPU130に入力する。CPU130は、入力された電圧信号に基づいて容積脈波取得部131において容積脈波を取得する(ステップS404)。

【0097】

このステップS403およびステップS404からなる一連の動作は、所定の停止条件(たとえば、所定レベルにまでカフ圧が達した場合やタイマー回路による設定時間の経過等)が成立するまでの間繰り返し行なわれる(ステップS405においてNOの場合)。そして、所定の停止条件が成立すると(ステップS405においてYESの場合)、測定された容積脈波の情報に基づいて、CPU130はサーボ目標値とカフ圧の初期制御目標値を決定する(ステップS406)。

【0098】

次に、CPU130に設けられた圧力調整機構制御部132によって加圧ポンプ181が駆動され、空気袋40に空気が送圧され、これによりカフ圧のサーボ制御が開始される(ステップS407)。カフ圧が初期制御目標値に達すると、CPU130は、受光量検出回路120から入力された電圧信号に基づいて容積脈波取得部131において容積脈波を取得する(ステップS408, S409)。その後、ステップS410において、取得された容積変動量が予め定められた閾値以下となっているかが判定され、容積変動量が閾値以下と判断されない場合(ステップS410においてNOの場合)には、そこから導き出される動脈容積信号に基づいてカフ圧調整(サーボ目標値の変更および変更後のサーボ目標値に向けてのカフ圧のサーボ制御等)が行なわれ(ステップS411)、ステップS408に戻って引き続き、光量検出(ステップS408)、これに基づいた容積変動量の取得(ステップS409)および容積変動量が閾値以下であるかの判断(ステップS410)が繰り返される。一方、容積変動量が予め定められた閾値以下であると判断された場合(ステップS410においてYESの場合)には、ステップS412に移行して、圧力センサ183によってカフ圧の検出が行われ、その情報が発振回路185を経てCPU130の圧力検出部136に入力される。

【0099】

次に、ステップS412にて得られたカフ圧情報を血圧値取得部138に入力して収縮期血圧値および拡張期血圧値の取得を行なう(ステップS413)。つづいて、血圧値取得部138にて取得された収縮期血圧値および拡張期血圧値が測定結果としてメモリ部140に格納され(ステップS414)、その後、表示部150によって上記測定結果が表示される(ステップS415)。ここで、表示部150は、収縮期血圧値および拡張期血

10

20

30

40

50

圧値をたとえば数値や経時的な値の変化のグラフとして表示する。

【0100】

このステップS408ないしステップS415からなる一連の動作は、所定の停止条件（たとえば、被験者による測定停止の命令の入力やタイマー回路による設定時間の経過等）が成立するまでの間繰り返し行なわれる（ステップS416においてNOの場合）。そして、所定の停止条件が成立すると（ステップS416においてYESの場合）、発光素子駆動回路110に対して発光素子51の駆動解除の指令を行なう（ステップS417）。

【0101】

その後、CPU130は、エア系コンポーネント180に対して急速排気の指令を出してカフ圧のサーボ制御を停止して橈骨動脈の圧迫を解除する（ステップS418）。ついで、血圧情報測定装置100Dは待機状態をとり、被験者の操作部160による電源オフの命令の入力を待って電源としての電力の供給を停止する。

【0102】

以上において説明した如くの血圧情報測定装置100Dとすることにより、収縮期血圧値および拡張期血圧値を測定することが可能な血圧情報測定装置とすることができる。ここで、本実施の形態における血圧情報測定装置100Dにおいても、上述の実施の形態1において説明したカフ10Aと同様の構成の血圧情報測定装置用検出ユニットとすることにより、光電センサ50と橈骨動脈との相対的な位置関係が測定動作中において常に保持されるようになり、従来問題となっていた橈骨動脈に対して光電センサの向きがずれてしまうという問題が生じることがなく、簡便にかつ高精度に収縮期血圧値や拡張期血圧値を取得することが可能な血圧情報測定装置とすることができる。

【0103】

以上において説明した実施の形態1ないし4においては、固定台に設けられたガイド部の先端が装着状態において被測定部位近傍の体表面に直接接触するように構成された血圧情報測定装置用検出ユニットを例示して説明を行ったが、このようにガイド部の先端が直接的に体表面に接触するように構成されている必要はなく、間接的に体表面に宛がわれる構成としてもよい。ガイド部の先端が間接的に体表面に宛がわれる構成としては、たとえば固定台およびベルト部材が外装体としてのカバーで覆われた構成等が考えられる。

【0104】

また、上述の実施の形態1ないし4においては、血圧情報測定装置として収縮期血圧値、拡張期血圧値、脈波、AI値等を測定可能に構成されたものを例示して説明を行ったが、本発明は、脈拍や平均血圧値等を測定可能にする血圧情報測定装置にも適用が可能である。

【0105】

また、上述の実施の形態1ないし4においては、被測定部位として手首を採用した場合を例示して説明を行なったが、被測定部位として身体他の部位を採用する血圧情報測定装置に本発明を適用することも当然に可能である。被測定部位として採用され得る身体他の部位としては、上腕や足首、大腿部といった四肢他の部位、頸部、指等が挙げられる。

【0106】

このように、今回開示した上記各実施の形態およびその変形例はすべての点で例示であって、制限的なものではない。本発明の技術的範囲は特許請求の範囲によって画定され、また特許請求の範囲の記載と均等の意味および範囲内でのすべての変更を含むものである。

【図面の簡単な説明】

【0107】

【図1】本発明の実施の形態1における血圧情報測定装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態1における血圧情報測定装置の処理手順を示すフロー図であ

10

20

30

40

50

る。

【図 3】本発明の実施の形態 1 における血圧情報測定装置用検出ユニットの装着状態を示す模式断面図である。

【図 4】図 2 に示す血圧情報測定装置用検出ユニットの検出部の構成を示す概略斜視図である。

【図 5】本発明の実施の形態 1 における血圧情報測定装置用検出ユニットの使用状態を示す模式断面図である。

【図 6】第 1 変形例に係る血圧情報測定装置用検出ユニットの検出部の構成を示す概略斜視図である。

【図 7】第 2 変形例に係る血圧情報測定装置用検出ユニットの検出部の構成を示す概略斜視図である。

【図 8】第 3 変形例に係る血圧情報測定装置用検出ユニットの手首への装着状態を示す模式断面図である。

【図 9】第 4 変形例に係る血圧情報測定装置用検出ユニットの手首への装着状態を示す模式断面図である。

【図 10】本発明の実施の形態 2 における血圧情報測定装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図 11】本発明の実施の形態 2 における血圧情報測定装置の処理手順を示すフロー図である。

【図 12】本発明の実施の形態 3 における血圧情報測定装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図 13】本発明の実施の形態 3 における血圧情報測定装置の処理手順を示すフロー図である。

【図 14】本発明の実施の形態 4 における血圧情報測定装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図 15】本発明の実施の形態 4 における血圧情報測定装置の処理手順を示すフロー図である。

【符号の説明】

【0108】

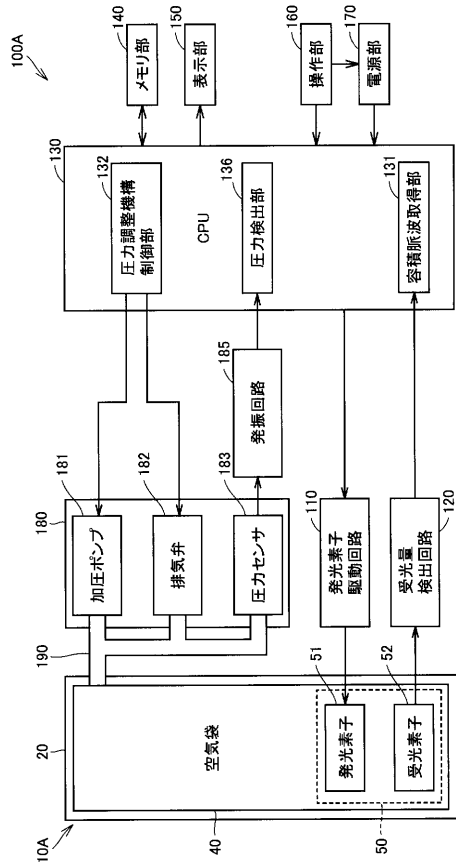
10A ~ 10C カフ、20 ベルト部材、22a 基部、22a1 センサ取付面、22b ガイド部、25 バンド状締付け部材、30A ~ 30E 検出部、32 固定台、32a 基部、32a1 センサ取付面、32b ガイド部、40 空気袋、40a 圧迫作用面、50 光電センサ、51 発光素子、52 受光素子、100A ~ 100D 血圧情報測定装置、110 発光素子駆動回路、120 受光量検出回路、131 容積脈波取得部、132 圧力調整機構制御部、135 駆出波 / 反射波取得部、136 圧力検出部、138 血圧値取得部、140 メモリ部、150 表示部、160 操作部、170 電源部、180 エア系コンポーネント、181 加圧ポンプ、182 排気弁、183 圧力センサ、185 発振回路、190 エア管、200 手首、210 橈骨、212 橈骨動脈、220 尺骨、222 尺骨動脈、230 腱。

10

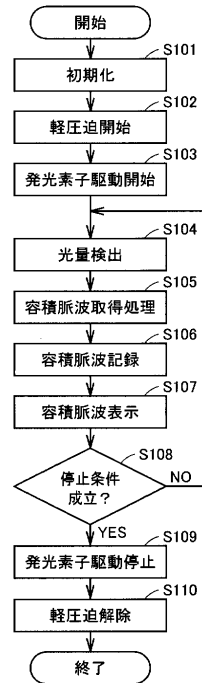
20

30

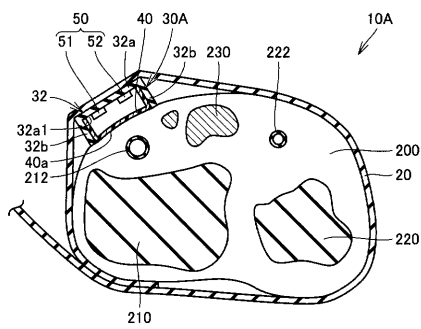
【図1】



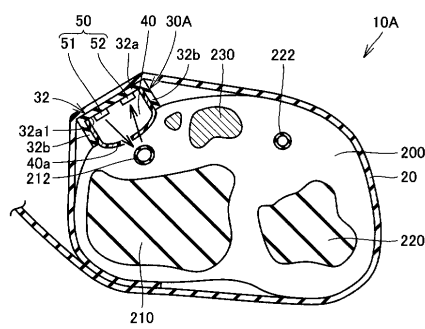
【図2】



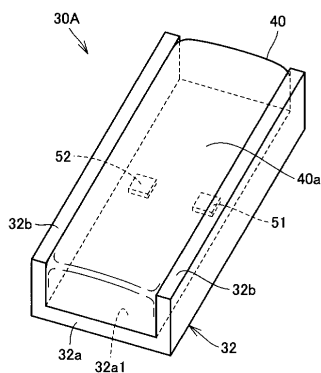
【図3】



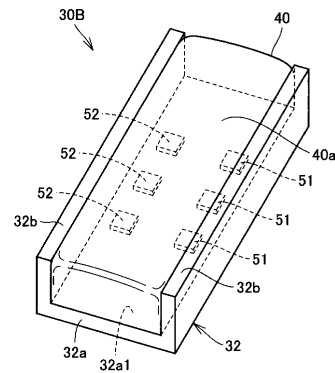
【図5】



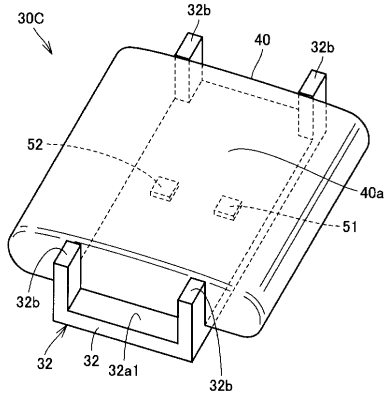
【図4】



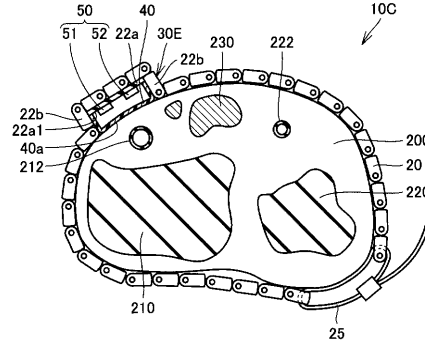
【図6】



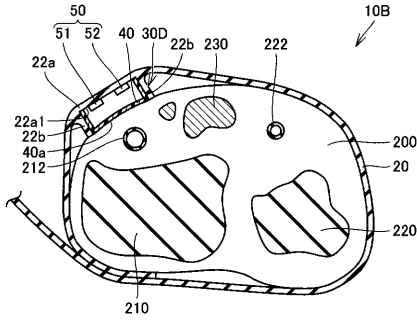
【図7】



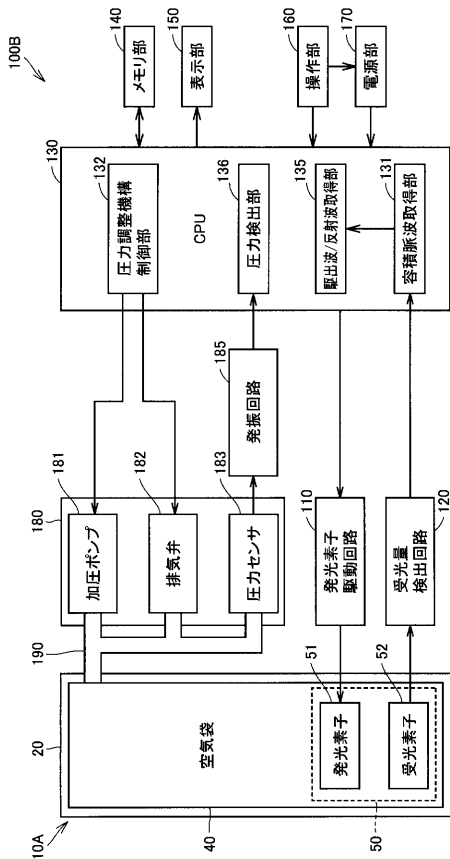
【図9】



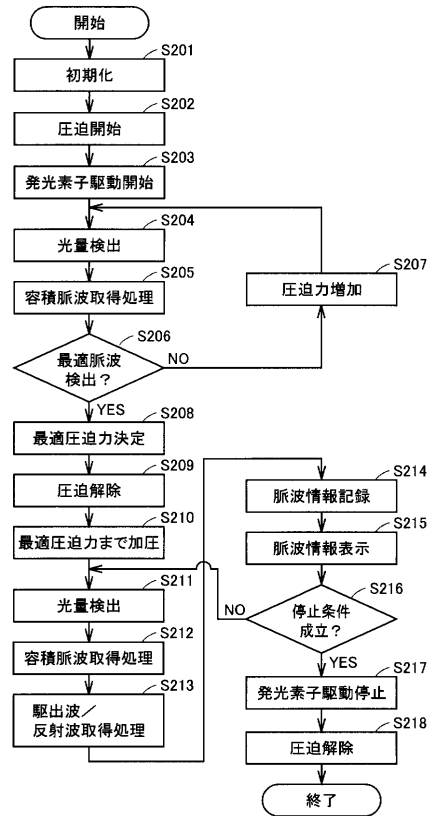
【図8】



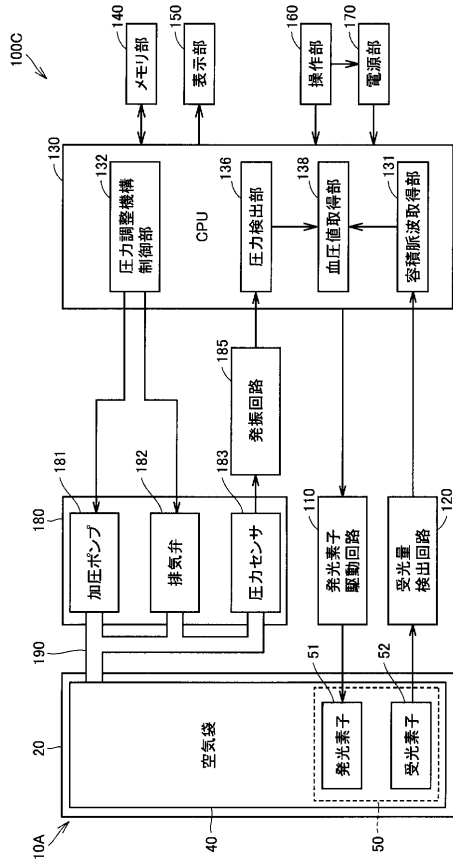
【図10】



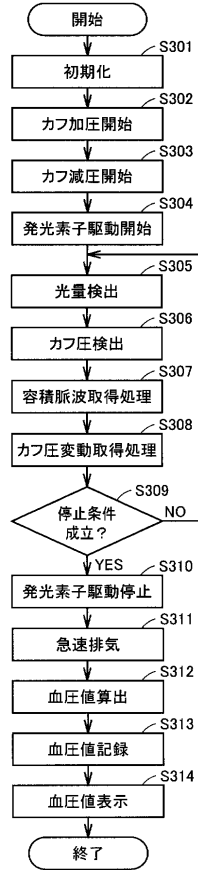
【図11】



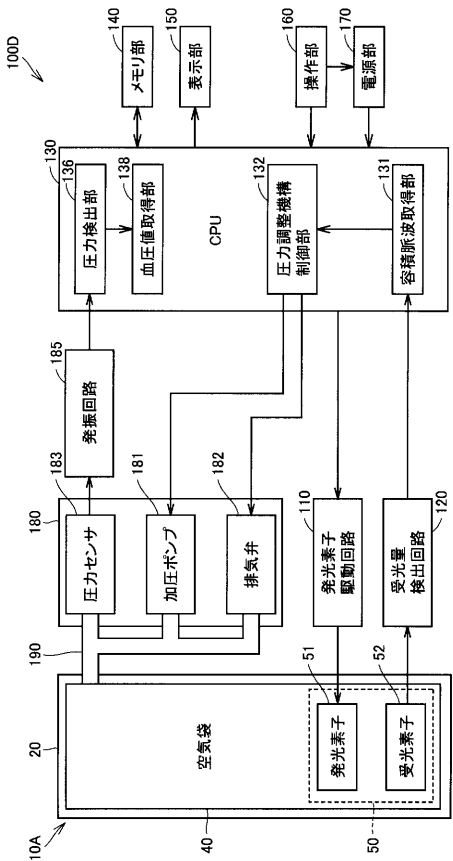
【図12】



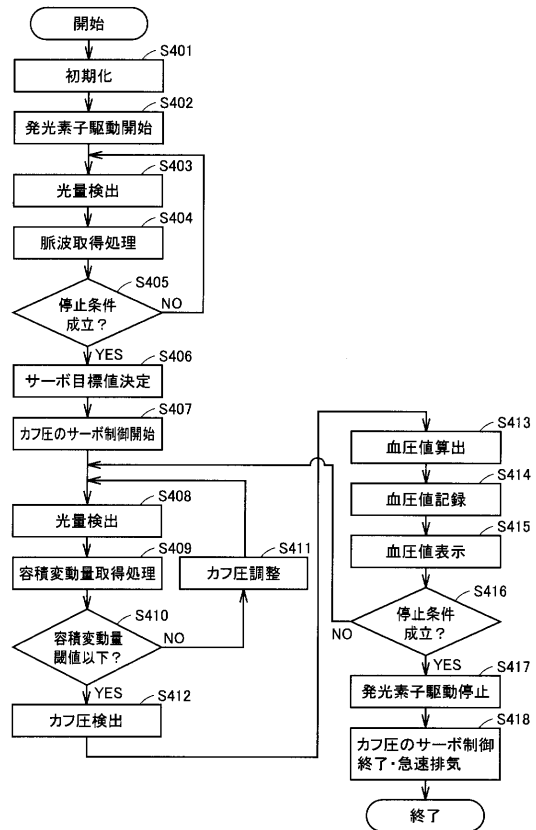
【図13】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

(74)代理人 100111246

弁理士 荒川 伸夫

(72)発明者 松村 直美

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町2-4番地 オムロンヘルスケア株式会社内

(72)発明者 澤野井 幸哉

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町2-4番地 オムロンヘルスケア株式会社内

(72)発明者 藤井 健司

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町2-4番地 オムロンヘルスケア株式会社内

(72)発明者 藤田 麗二

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町2-4番地 オムロンヘルスケア株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平6-311972(JP, A)

特開2007-209374(JP, A)

国際公開第2009/98929(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03