

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5418302号
(P5418302)

(45) 発行日 平成26年2月19日 (2014. 2. 19)

(24) 登録日 平成25年11月29日 (2013. 11. 29)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/022 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 3 3 C

A 6 1 B 5/02 3 3 6 A

A 6 1 B 5/02 3 3 5 A

A 6 1 B 5/02 A

A 6 1 B 5/02 3 3 2 A

請求項の数 11 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2010-42790 (P2010-42790)
 (22) 出願日 平成22年2月26日 (2010. 2. 26)
 (65) 公開番号 特開2011-177252 (P2011-177252A)
 (43) 公開日 平成23年9月15日 (2011. 9. 15)
 審査請求日 平成25年1月10日 (2013. 1. 10)

(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 100064746
 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 100109162
 弁理士 酒井 将行
 (74) 代理人 100111246
 弁理士 荒川 伸夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧情報測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被装着部位に装着された装着状態において環状の形態をとるカフと、
 前記カフに設けられ、前記装着状態において被装着部位の中枢側に巻き付けられる第1流体袋と、

前記カフに設けられ、前記装着状態において被装着部位の末梢側を含む部分に巻き付けられる第2流体袋と、

前記第1流体袋および前記第2流体袋を加減圧可能な加減圧手段と、

前記カフとは別体にて構成され、前記加減圧手段が設けられた本体と、

前記第1流体袋および前記第2流体袋と前記加減圧手段とを接続する配管と、

前記配管に設けられ、開状態において前記第2流体袋および前記加減圧手段の少なくとも一方と前記第1流体袋とを連通させ、閉状態において前記第2流体袋および前記加減圧手段と前記第1流体袋とを非連通にして前記第1流体袋の内圧を維持する開閉弁と、

前記第1流体袋と前記開閉弁とを接続する部分の前記配管に設けられ、前記第1流体袋の内圧を検出する第1圧力検出手段と、

前記第1圧力検出手段にて検出された圧力に基づいて脈波を取得する脈波取得手段とを備え、

前記開閉弁が、前記カフに設けられ、

前記第1流体袋と前記開閉弁とを接続する部分の前記配管が、前記カフに設けられ、

前記第1圧力検出手段が、前記カフに設けられている、血圧情報測定装置。

10

20

【請求項 2】

前記配管は、前記加減圧手段と前記第 2 流体袋とを接続する第 1 配管部と、前記第 1 配管部から分岐し、前記第 1 配管部と前記第 1 流体袋とを接続する第 2 配管部とを含み、

前記開閉弁が、前記第 2 配管部に設けられた 2 ポート弁からなる、請求項 1 に記載の血压情報測定装置。

【請求項 3】

前記配管は、前記加減圧手段と前記第 2 流体袋とを接続する第 1 配管部と、前記第 1 配管部から分岐し、前記第 1 配管部と前記第 1 流体袋とを接続する第 2 配管部とを含み、

前記開閉弁が、前記第 1 配管部と前記第 2 配管部との接続点に設けられた 3 ポート弁からなる、請求項 1 に記載の血压情報測定装置。

10

【請求項 4】

前記第 2 流体袋の内圧を検出する第 2 圧力検出手段と、

前記第 2 圧力検出手段にて検出された圧力に基づいて血压値を取得する血压値取得手段とをさらに備えた、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

【請求項 5】

前記第 2 流体袋が、前記装着状態において被装着部位の実質的に全体にわたって巻き付けられるように、前記第 1 流体袋の外側を覆っている、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

【請求項 6】

前記第 2 流体袋が、前記装着状態において被装着部位の中枢側を除く部分にのみ巻き付けられるように、前記カフの軸方向に沿って前記第 1 流体袋と並んで配置されている、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

20

【請求項 7】

前記カフは、前記第 1 流体袋および前記第 2 流体袋が収容された外装体をさらに含み、前記開閉弁が、前記外装体に収容され、前記第 1 流体袋と前記開閉弁とを接続する部分の前記配管が、前記外装体に収容され、前記第 1 圧力検出手段が、前記外装体に収容されている、請求項 1 から 6 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

【請求項 8】

前記カフと前記本体とが、前記配管の一部を介して接続され、前記カフと前記本体とを接続する前記配管の前記一部が、可撓性のチューブにて構成されている、請求項 1 から 7 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

30

【請求項 9】

前記カフと前記本体とが、回動可能に連結されている、請求項 1 から 7 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

【請求項 10】

前記カフに設けられ、前記装着状態において前記第 1 流体袋および前記第 2 流体袋の外側に位置する湾曲弾性板と、

前記カフに設けられ、前記装着状態において前記湾曲弾性板の外側に位置する第 3 流体袋とをさらに備えた、請求項 1 から 9 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

40

【請求項 11】

前記脈波取得手段にて取得された脈波に基づいて動脈硬化度を示す指標を算出する指標算出手段をさらに備えた、請求項 1 から 10 のいずれかに記載の血压情報測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、流体袋が設けられたカフを身体に装着して血压情報を取得する血压情報測定装置に関し、特に、血压情報として脈波を取得することが可能に構成された血压情報測定装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

被験者の血圧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。近年においては、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圧値（以下、最高血圧）、拡張期血圧値（以下、最低血圧）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硬化度等を捉える試みがなされている。血圧情報測定装置は、取得した血圧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、血圧情報には、収縮期血圧値、拡張期血圧値、平均血圧値、脈波、脈拍、動脈硬化度を示す各種指標等、循環器系の種々の情報が広く含まれる。

10

【 0 0 0 3 】

一般に、血圧情報の測定には、カフが利用される。ここで、カフとは、内腔を有する流体袋を含む帯状または環状の構造物であって身体の一部に巻き付けが可能なものを意味し、気体や液体等の流体を上記内腔に注入することによって流体袋を膨張・収縮させて血圧情報の測定に利用されるもののことを指す。なお、特に腕に巻き付けられて使用されるカフは、腕帯あるいはマンシェットとも呼ばれる。

【 0 0 0 4 】

従来、動脈硬化度を示す指標を取得することが可能に構成された血圧情報測定装置として、心臓から駆出された脈波の伝搬速度（以下、PWV：Pulse Wave Velocity）が動脈硬化が進行するほどに速くなることを利用し、測定したPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標を取得するものが知られている。

20

【 0 0 0 5 】

その一つに、四肢および頸部等から選択される2箇所以上の被測定部位にカフやセンサを装着し、装着したカフやセンサにて同時に脈波を取得し、取得された脈波の出現時間差と、被測定部位間の動脈長さとに基づいてPWVが測定され、測定されたPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標を取得するように構成された血圧情報測定装置が知られている。

【 0 0 0 6 】

上述した血圧情報測定装置において測定されるPWVとしては、代表的なものとして、baPWV（brachial-ankle Pulse Wave Velocity）と、cfPWV（carotid-femoral Pulse Wave Velocity）とがある。baPWVは、被測定部位として上腕および足首が選択されることで測定されたPWVであり、当該baPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標を取得することが可能に構成された血圧情報測定装置としては、たとえば特開2000-316821号公報（特許文献1）に開示のものがあ

30

【 0 0 0 7 】

しかしながら、上述した如くのbaPWVやcfPWVを測定してこれらに基づいて動脈硬化度を示す指標を取得する血圧情報測定装置にあっては、身体の数多くの部位にカフやセンサを装着してPWVの測定を行なうことが必要であるため、装置が比較的大型になってしまうといった問題や、装置構成が比較的複雑になってしまうといった問題がある。そのため、これら血圧情報測定装置は、医療機関等において使用することはできても、一般家庭において使用できるものとは言い難いのが現状である。

40

【 0 0 0 8 】

そのため、装置を小型に構成することが可能となるように、上腕の異なる位置にそれぞれカフを装着してPWVを測定し、測定したPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標を取得するように構成された血圧情報測定装置が、特開2004-113593号公報（特許文献2）に開示されている。

【 0 0 0 9 】

当該特許文献2に開示の血圧情報測定装置にあっては、上腕の異なる位置にカフをそれぞれ装着し、末梢側に装着されたカフに阻血用空気袋を内包させ、中枢側に装着されたカフに脈波測定用空気袋を内包させ、阻血用空気袋を用いて動脈を阻血した状態において脈

50

波測定用空気袋を用いて脈波を検出し、検出した脈波に含まれる駆出波成分のピーク値と反射波成分のピーク値とが出現する時間差と、当該カフが装着された上腕の異なる位置の間の動脈長さに基づいてPWVを測定し、測定されたPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標が取得されるように構成されている。ここで、駆出波とは、脈波測定用空気袋が装着された部分の動脈に中枢側から伝播される脈波のことであり、反射波とは、上記駆出波が上記阻血用空気袋が装着された部分において反射して脈波測定用空気袋が装着された部分の動脈に末梢側から伝播される脈波のことである。

【0010】

しかしながら、上述した特許文献2に開示の血压情報測定装置にあっても、依然として2つのカフの装着が必要となるため、十分な小型化が図られているとまでは言えず、一般家庭において使用するには、なお小型化が必要である。

10

【0011】

そこで、一般家庭においても使用できるように、単一のカフを上腕に装着してPWVを測定し、測定したPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標を取得するように構成された血压情報測定装置が、特開2007-044362号公報（特許文献3）に開示されている。

【0012】

当該特許文献3に開示の血压情報測定装置にあつては、上腕に巻き付けられるカフに、1つの大容量の血压値測定用空気袋と2つの小容量の脈波測定用空気袋とを内包させ、装着状態において一方の脈波測定用空気袋が血压値測定用空気袋よりも中枢側に配置されるようにするとともに他方の脈波測定用空気袋が血压値測定用空気袋よりも末梢側に配置されるようにし、血压値測定用空気袋を用いて血压値を測定するとともに、2つの脈波測定用空気袋を用いて検出される脈波の出現時間差と、これら2つの脈波測定用空気袋の間の距離とに基づいてPWVを測定し、測定されたPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標が取得されるように構成されている。

20

【0013】

しかしながら、上述した特許文献3に開示の血压情報測定装置にあつては、カフの被装着部位に含まれる動脈を阻血することなく上記2つの脈波測定用空気袋を用いて脈波を検出する構成であるため、検出される脈波に被装着部位よりも末梢側に位置する動脈からの反射波が重畳してしまうことになり、反射波を適切に分離することが困難となってPWVの測定精度が大幅に低下してしまう問題がある。そのため、上記特許文献3に開示の如くの血压情報測定装置とした場合には、取得される動脈硬化度を示す指標の精度を高めることが困難になってしまう。

30

【0014】

以上において述べたすべての問題を解決し、一般家庭においても使用が可能な程度に装置の小型化が図られ、かつ高精度にPWVを測定することができ、その結果高い精度で動脈硬化度を示す指標の取得が可能に構成された血压情報測定装置として、たとえば特開2009-284965号公報（特許文献4）や特開2009-284966号公報（特許文献5）に開示のものがあ

【0015】

上記特許文献4および5に開示の血压情報測定装置にあつては、単一のカフが上腕に装着され、当該カフに1つの大容量の血压値測定用空気袋と1つの小容量の脈波測定用空気袋とが内包され、装着状態において脈波測定用空気袋が被装着部位の中枢側に配置されるようにするとともに血压値測定用空気袋が被装着部位の末梢側に配置されるようにし、血压値測定用空気袋にて血压値を測定するとともに、当該血压値測定用空気袋を用いて動脈を阻血した状態を維持して脈波測定用空気袋を用いて脈波を検出し、検出した脈波に含まれる駆出波成分のピーク値と反射波成分のピーク値とが出現する時間差と、心臓（より具体的には鎖骨下動脈分岐部）から腸骨動脈分岐部までの間の動脈長さに基づいてPWVを測定し、測定されたPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標が取得されるように構成されている。ここで、駆出波とは、心臓から脈波測定用空気袋が装着された部分の動脈に直

40

50

接伝播される脈波のことであり、反射波とは、上記駆出波が腸骨動脈分岐部において反射して脈波測定用空気袋が装着された部分の動脈に伝播される脈波のことである。

【0016】

当該特許文献4および5に開示の血压情報測定装置にあっては、単一のカフが上腕に装着され、かつ当該単一のカフに1つの血压値測定用空気袋と1つの脈波測定用空気袋が内包される構成であるため、装置を従来に比して小型化することができ、また血压値測定用空気袋を動脈を阻血するためのカフとしても利用する構成であるため、末梢側を阻血した状態で脈波の測定を行なうことができ、検出される脈波に被装着部位よりも末梢側に位置する動脈からの反射波が重畳するおそれもなく、高精度にPWVを測定することが可能になる。また、上記特許文献4および5に開示の血压情報測定装置にあっては、血压値測定用空気袋と脈波測定用空気袋とを同時にまたは選択的に単一の加圧ポンプを用いて加圧する構成とすることも可能であり、そのように構成すればさらなる装置の小型化および装置構成の簡素化が図られることにもなる。

10

【0017】

したがって、上記特許文献4および5に開示の如くの血压情報測定装置とすれば、一般家庭においても使用が可能な程度に装置の小型化および装置構成の簡素化が図られ、かつ高精度にPWVを測定することができ、その結果高い精度で動脈硬化度を示す指標の取得が可能に構成された血压情報測定装置とすることができる。

【0018】

なお、上記特許文献4および5には、上述したPWVに基づいて動脈硬化度を示す指標を取得する以外にも、検出した脈波に含まれる駆出波成分の振幅と反射波成分の振幅との差や比に基づいて動脈硬化度を示す指標を取得することができることが記載されている。

20

【0019】

また、上記特許文献4および5に加え、特開2004-195071号公報（特許文献6）や特表2007-522857号公報（特許文献7）には、動脈を圧迫する際の圧迫力が異なる場合に検出される脈波の形状に相違が生じることから、脈波を検出する際に動脈に与えられる圧迫力を最高血压よりも高い圧力とし、当該状態で検出された脈波に基づいて各種の脈波解析を行なうことが好ましいことが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0020】

【特許文献1】特開2000-316821号公報

【特許文献2】特開2004-113593号公報

【特許文献3】特開2007-044362号公報

【特許文献4】特開2009-284965号公報

【特許文献5】特開2009-284966号公報

【特許文献6】特開2004-195071号公報

【特許文献7】特表2007-522857号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0021】

ところで、上述した特許文献4および5に開示される如くの血压情報測定装置とした場合にも、検出すべき脈波の変動が極めて微小であるため、圧力センサにて検出されて出力される脈波信号のS/N(Signal/Noise)比が十分に高められるように装置を構成することが必要不可欠である。ここで、当該脈波信号のS/N比が十分に高く維持できていない場合には、脈波を高精度に検出することができなくなってしまい、その結果検出された脈波を解析することで得られる動脈硬化度を示す指標も当然に高精度に取得することができなくなってしまう。

【0022】

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、高精度に脈波

50

を測定することができる血圧情報測定装置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】

【0023】

本発明に基づく血圧情報測定装置は、カフと、第1流体袋と、第2流体袋と、加減圧手段と、本体と、配管と、開閉弁と、第1圧力検出手段と、脈波取得手段とを備えている。上記カフは、被装着部位に装着された装着状態において環状の形態をとる。上記第1流体袋は、上記カフに設けられ、上記装着状態において被装着部位の中枢側に巻き付けられる。上記第2流体袋は、上記カフに設けられ、上記装着状態において被装着部位の末梢側を含む部分に巻き付けられる。上記加減圧手段は、上記第1流体袋および上記第2流体袋の加減圧が可能である。上記本体は、上記カフとは別体にて構成され、上記加減圧手段が設けられる。上記配管は、上記第1流体袋および上記第2流体袋と上記加減圧手段とを接続する。上記開閉弁は、上記配管に設けられ、開状態において上記第2流体袋および上記加減圧手段の少なくとも一方と上記第1流体袋とを連通させ、閉状態において上記第2流体袋および上記加減圧手段と上記第1流体袋とを非連通にして上記第1流体袋の内圧を維持する。上記第1圧力検出手段は、上記第1流体袋と上記開閉弁とを接続する部分の上記配管に設けられ、上記第1流体袋の内圧を検出する。上記脈波取得手段は、上記第1圧力検出手段にて検出された圧力に基づいて脈波を取得する。ここで、上記開閉弁は、上記カフに設けられており、上記第1流体袋と上記開閉弁とを接続する部分の上記配管も、上記カフに設けられており、上記第1圧力検出手段も、上記カフに設けられている。

10

【0024】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記配管が、上記加減圧手段と上記第2流体袋とを接続する第1配管部と、上記第1配管部から分岐し、上記第1配管部と上記第1流体袋とを接続する第2配管部とを含んでいることが好ましい。その場合には、上記開閉弁が、上記第2配管部に設けられた2ポート弁にて構成されていてもよいし、上記第1配管部と上記第2配管部との接続点に設けられた3ポート弁にて構成されていてもよい。

20

【0025】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置は、上記第2流体袋の内圧を検出する第2圧力検出手段と、上記第2圧力検出手段にて検出された圧力に基づいて血圧値を取得する血圧値取得手段とをさらに備えていることが好ましい。

30

【0026】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記第2流体袋が、上記装着状態において被装着部位の実質的に全体にわたって巻き付けられるように上記第1流体袋の外側を覆っていてもよいし、上記装着状態において被装着部位の中枢側を除く部分にのみ巻き付けられるように上記カフの軸方向に沿って上記第1流体袋と並んで配置されていてもよい。

【0027】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記カフが、上記第1流体袋および上記第2流体袋が収容された外装体をさらに含んでいることが好ましく、その場合に、上記開閉弁が、上記外装体に収容されており、上記第1流体袋と上記開閉弁とを接続する部分の上記配管も、上記外装体に収容されており、上記第1圧力検出手段も、上記外装体に収容されていることが好ましい。

40

【0028】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記カフと上記本体とが、上記配管の一部を介して接続され、上記カフと上記本体とを接続する上記配管の上記一部が、可撓性のチューブにて構成されていてもよいし、上記カフと上記本体とが、回動可能に連結されていてもよい。

【0029】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置は、上記カフに設けられ、上記装着状態において上記第1流体袋および上記第2流体袋の外側に位置する湾曲弾性板と、上記カフに設けら

50

れ、上記装着状態において上記湾曲弾性板の外側に位置する第3流体袋とをさらに備えていてもよい。

【0030】

上記本発明に基づく血压情報測定装置は、上記脈波取得手段にて取得された脈波に基づいて動脈硬化度を示す指標を算出する指標算出手段をさらに備えていることが好ましい。

【発明の効果】

【0031】

本発明によれば、高精度に脈波を測定することができる血压情報測定装置とすることができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0032】

【図1】本発明の実施の形態1における血压情報測定装置の外観構造を示す斜視図である。

【図2】図1に示すカフを外周面側から見た場合の展開図である。

【図3】図1に示すカフを軸方向と直交する平面に沿って切断した場合の断面図である。

【図4】図1に示すカフを軸方向と平行な平面に沿って切断した場合の断面図である。

【図5】本発明の実施の形態1における血压情報測定装置の機能ブロックの構成を示す図である。

【図6】本発明の実施の形態1における血压情報測定装置の測定動作を示すフローチャートである。

20

【図7】図1に示すカフを上腕に装着した装着状態を示す模式図である。

【図8】本発明の実施の形態1における血压情報測定装置の測定動作中における脈波測定用空気袋および血压値測定用空気袋の圧力変化を示すグラフである。

【図9】本発明の実施の形態1に基づいた第1変形例に係る血压情報測定装置の機能ブロックの構成を示す図である。

【図10】本発明の実施の形態1に基づいた第2変形例に係る血压情報測定装置のカフを外周面側から見た場合の展開図である。

【図11】本発明の実施の形態2における血压情報測定装置の外観構造を示す斜視図である。

【図12】本発明の実施の形態2における血压情報測定装置の外観構造を示す斜視図である。

30

【図13】図11および図12に示すカフを軸方向と直交する平面に沿って切断した場合の断面図である。

【図14】図11および図12に示すカフを軸方向と平行な平面に沿って切断した場合の断面図である。

【図15】本発明の実施の形態2における血压情報測定装置の機能ブロックの構成を示す図である。

【図16】本発明の実施の形態2における血压情報測定装置の測定動作を示すフローチャートである。

【図17】図11および図12に示すカフを上腕に装着した装着状態を示す模式図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0033】

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。以下に示す実施の形態においては、血压情報測定装置として、最高血压および最低血压等の血压値を取得してこれを表示する機能と、脈波を検出して動脈硬化度を示す指標を取得してこれを表示する機能とを兼ね備えた血压情報測定装置を例示して説明を行なう。また、以下に示す実施の形態1は、本体とカフとが別体にて構成され、これら本体とカフとが可撓性のチューブを介して接続された血压情報測定装置に本発明を適用した場合の例であり、以下に示す実施の形態2は、本体とカフとが別体にて構成され、これらが移動可能に連結された血压情

50

報測定装置に本発明を適用した場合の例である。なお、以下に示す各実施の形態においては、同一または相当する部分について図中同一の符号を付し、その説明は繰り返さない。

【 0 0 3 4 】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 における血圧情報測定装置の外観構造を示す斜視図であり、図 2 は、図 1 に示すカフを外周面側から見た場合の展開図である。また、図 3 は、図 1 に示すカフを軸方向と直交する平面に沿って切断した場合の断面図であり、図 4 は、図 1 に示すカフを軸方向と平行な平面に沿って切断した場合の断面図である。ここで、図 3 に示す断面は、後述する脈波測定用空気袋を含まない部分における断面である。まず、これら図 1 ないし図 4 を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A の構成について説明する。

10

【 0 0 3 5 】

図 1 に示すように、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A は、本体 1 0 と、カフ 2 0 と、接続ケーブル 6 0 と、チューブ 7 0 とを備えている。本体 1 0 は、箱状のケーシング 1 1 を有しており、その上面に表示部 4 2 および操作部 4 3 が設けられている。本体 1 0 は、測定時においてテーブル等の載置面に載置されて使用される。カフ 2 0 は、被装着部位としての上腕に巻き付けが可能な帯状の形態を有しており、外装体としての外装カバー 2 1 によって覆われている。カフ 2 0 は、測定時において上腕に巻き付けられることで装着されて使用される。なお、接続ケーブル 6 0 およびチューブ 7 0 は、分離されて構成された本体 1 0 とカフ 2 0 とをそれぞれ接続している。

20

【 0 0 3 6 】

図 2 ないし図 4 に示すように、カフ 2 0 は、上述した外装カバー 2 1 と、第 1 流体袋としての小容量の脈波測定用空気袋 2 3 と、第 2 流体袋としての大容量の血圧値測定用空気袋 2 4 と、湾曲弾性板としてのカーラ 2 6 と、振動遮断部材としてのクッション材 2 8 とを主として備えている。

【 0 0 3 7 】

図 1、図 3 および図 4 に示すように、外装カバー 2 1 は、装着状態において上腕の表面に接触することとなる内側カバー 2 1 a と、装着状態において最も外側に位置することとなる外側カバー 2 1 b とを重ね合わせてその周縁を接合（たとえば縫合や溶着等）することによって袋状に形成されている。外装カバー 2 1 の内部空間には、脈波測定用空気袋 2 3、クッション材 2 8、血圧値測定用空気袋 2 4 およびカーラ 2 6 がこの順番で内側から順に積層されて収容されている。

30

【 0 0 3 8 】

図 1 ないし図 3 に示すように、外装カバー 2 1 の長手方向の一方端寄りの外周面および他方端寄りの内周面には、それぞれ面ファスナ 2 9 A、2 9 B が設けられている。ここで、面ファスナ 2 9 A は、たとえばフックファスナからなり、面ファスナ 2 9 B は、たとえばループファスナからなる。これら面ファスナ 2 9 A、2 9 B は、外装カバー 2 1 が上腕に巻き付けられて当該外装カバー 2 1 の上記一方端寄りの部分と上記他方端寄りの部分とが上腕の表面上において重ね合わされることにより係止する。これにより、カフ 2 0 が、上腕に対して固定されて装着されることになる。すなわち、上記面ファスナ 2 9 A、2 9 B は、カフ 2 0 を上腕に装着する際の係止部に相当する。

40

【 0 0 3 9 】

外装カバー 2 1 のうち、内側カバー 2 1 a としては、脈波測定用空気袋 2 3 および血圧値測定用空気袋 2 4 の膨張によって上腕に加えられる圧迫力が当該内側カバー 2 1 a によって阻害されないように、十分に伸縮性に富んだ部材が好適に利用される。一方、外装カバー 2 1 のうち、外側カバー 2 1 b としては、内側カバー 2 1 a に比して伸縮性に乏しい部材が利用される。このような観点から、外装カバー 2 1 としては、伸縮性の大小を比較的容易に調整することができるポリアミド（PA）、ポリエステル等の合成繊維からなる布地等が利用される。

【 0 0 4 0 】

50

図4に示すように、脈波測定用空気袋23は、好適には樹脂シートを用いて形成された袋状の部材からなり、装着状態において内側に位置することとなる内周部23aと、装着状態において外側に位置することとなる外周部23bと、これら内周部23aおよび外周部23bによって規定される内腔23cとを有している。脈波測定用空気袋23としては、たとえば2枚の樹脂シートを重ね合わせ、その周縁を溶着することによって袋状に形成されたものが利用できる。脈波測定用空気袋23の内腔23cは、後述する第1配管部L1および第2配管部L2(図5参照)を介して後述する加圧ポンプ31Bおよび排気弁32B(図5参照)に接続されており、これら加圧ポンプ31Bおよび排気弁32Bによってその加減圧が行なわれる。なお、上腕に加えられる圧迫力を適正化するために、脈波測定用空気袋23としては、その幅方向の側部に襷が形成されてなるものを使用してもよい。

10

【0041】

図3および図4に示すように、血圧値測定用空気袋24は、好適には樹脂シートを用いて形成された袋状の部材からなり、装着状態において内側に位置することとなる内周部24aと、装着状態において外側に位置することとなる外周部24bと、これら内周部24aおよび外周部24bによって規定される内腔24cとを有している。血圧値測定用空気袋24としては、たとえば2枚の樹脂シートを重ね合わせ、その周縁を溶着することによって袋状に形成されたものが利用できる。血圧値測定用空気袋24の内腔24cは、後述する第1配管部L1(図5参照)を介して後述する加圧ポンプ31Bおよび排気弁32B(図5参照)に接続されており、これら加圧ポンプ31Bおよび排気弁32Bによってその加減圧が行なわれる。なお、上腕に加えられる圧迫力を適正化するために、血圧値測定用空気袋24としては、その幅方向の側部に襷が形成されてなるものを使用してもよい。

20

【0042】

なお、脈波測定用空気袋23および血圧値測定用空気袋24を構成する樹脂シートの材質としては、伸縮性に富んでおり溶着後において内腔からの漏気がないものであればどのようなものでも利用可能である。このような観点から、樹脂シートの好適な材質としては、エチレン-酢酸ビニル共重合体(EVA)、軟質塩化ビニル(PVC)、ポリウレタン(PU)、ポリアミド(PA)、生ゴム等が挙げられる。

【0043】

図2および図4に示すように、血圧値測定用空気袋24は、カフ20の幅方向において実質的に全体にわたって位置するように配置されている。一方、脈波測定用空気袋23は、カフ20の幅方向における一端部側のみに位置するように配置されている。ここで、脈波測定用空気袋23が配置された側のカフ20の幅方向の上記一端部は、装着状態において中枢側に配置される端部であり、そのため脈波測定用空気袋23は、装着状態において被装着部位である上腕の中枢側のみに巻き付けられることになる。一方、血圧値測定用空気袋24は、装着状態において被装着部位である上腕の中枢側および末梢側を含む全体にわたって巻き付けられることになる。ここで、脈波測定用空気袋23は、装着状態において血圧値測定用空気袋24の内側に位置するように当該血圧値測定用空気袋24に重ね合わせて配置されているため、血圧値測定用空気袋24は、カフ20の幅方向の上記一端部側において脈波測定用空気袋23の外側を覆うことにもなる。

30

【0044】

脈波測定用空気袋23は、血圧値測定用空気袋24よりも小容量であることが好ましく、より好適には、脈波測定用空気袋23の空気容量は、血圧値測定用空気袋24の空気容量の1/5以下とされる。一例として、脈波測定用空気袋23の大きさは、20mm×200mm程度であり、血圧値測定用空気袋24の大きさは、90mm~105mm×200mm程度である。

40

【0045】

図4に示すように、クッション材28は、重ね合わされて配置された脈波測定用空気袋23と血圧値測定用空気袋24との間に配置されている。当該クッション材28は、これら脈波測定用空気袋23および血圧値測定用空気袋24に生じる振動が相互に伝わないようにするためのものであり、たとえばウレタンシート等のスポンジ部材が好適に利用され

50

る。このクッション材 28 の大きさは、脈波測定用空気袋 23 と同じ大きさかあるいは脈波測定用空気袋 23 よりも僅かに大きい大きさとされる。

【0046】

図3および図4に示すように、カーラ26は、環状に巻き回されることによって径方向に弾性変形可能に構成された可撓性の部材からなり、周方向の所定位置に軸方向に沿って延びる切れ目を有している。この切れ目により、カーラ26は、外力が加えられることによって径方向に伸縮自在に弾性変形する。すなわち、外力が作用することによってカーラ26は径方向に変形するが、外力の作用がなくなった場合には元の状態へと復元する。これにより、カーラ26は、自身の環状形態を維持することによって上腕に沿うように構成されている。また、血圧値測定用空気袋24は、カーラ26の内周面に図示しない両面テープ等の接着部材を介して接着されて固定されている。このカーラ26は、被験者自身によってカフ20を上腕に装着し易くするためのものであるとともに、カフ20の上腕への装着状態において血圧値測定用空気袋24および脈波測定用空気袋23を上腕側に向けて付勢するためのものである。なお、カーラ26は、十分な弾性力を発現するように、たとえばポリプロピレン(PP)等の樹脂部材にて形成される。

【0047】

図1、図2および図4に示すように、カフ20の外周面側の所定位置には、カバー27が設けられている。カバー27は、たとえばABS樹脂等の硬質の樹脂部材によって構成されており、下面開口の箱状の形状を有している。カバー27は、上述したカーラ26の外周面の所定位置に組付けられており、これによりカバー27と当該カバー27に対向する部分のカーラ26とによって収容空間を規定している。この収容空間には、上述した接続ケーブル60およびチューブ70のカフ20側の端部がそれぞれ引き込まれるとともに、後述する圧力センサ33Aおよび2ポート弁50が収容されている。

【0048】

図5は、本実施の形態における血圧情報測定装置の機能ブロックの構成を示す図である。次に、この図5を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置1Aの機能ブロックの構成について説明する。

【0049】

図5に示すように、本実施の形態における血圧情報測定装置1Aは、上述した脈波測定用空気袋23、血圧値測定用空気袋24、表示部42および操作部43に加え、第1圧力検出手段としての圧力センサ33A、加減圧手段30Bとしての加圧ポンプ31Bおよび排気弁32B、第2圧力検出手段としての圧力センサ33B、制御部としてのCPU40、記憶手段としてのメモリ部41、配管としての第1配管部L1、第2配管部L2、および、開閉弁としての2ポート弁50を主として有している。このうち、加圧ポンプ31B、排気弁32B、圧力センサ33B、CPU40、メモリ部41、および、第1配管部L1の一部が、本体10に設けられており、圧力センサ33A、第1配管部L1の一部、第2配管部L2、および、2ポート弁50が、カフ20に設けられている。

【0050】

加減圧手段30Bとしての加圧ポンプ31Bおよび排気弁32Bは、脈波測定用空気袋23および血圧値測定用空気袋24を加減圧するためのものである。加圧ポンプ31Bは、CPU40からの指令を受けた加圧ポンプ駆動回路36Bによってその駆動が制御され、脈波測定用空気袋23および血圧値測定用空気袋24に圧縮空気を導入することでこれら脈波測定用空気袋23および血圧値測定用空気袋24を加圧する。排気弁32Bは、CPU40からの指令を受けた排気弁駆動回路37Bによってその駆動が制御され、閉状態において脈波測定用空気袋23および血圧値測定用空気袋24の内圧を維持し、開状態において脈波測定用空気袋23および血圧値測定用空気袋24内の空気を排出することでこれら脈波測定用空気袋23および血圧値測定用空気袋24を減圧する。なお、上述した加圧ポンプ駆動回路36Bおよび排気弁駆動回路37Bも、加圧ポンプ31Bおよび排気弁32Bと同様に本体10に設けられている。

【0051】

圧力センサ 33 A は、脈波測定用空気袋 23 の内圧を検出するためのものである。圧力センサ 33 A は、脈波測定用空気袋 23 の内圧を検出し、検出した内圧に応じた信号を増幅器 38 A に対して出力する。増幅器 38 A は、圧力センサ 33 A から入力された信号を増幅し、増幅後の信号を A / D (Analog/Digital) 変換器 39 A に対して出力する。A / D 変換器 39 A は、増幅器 38 A から入力された増幅後の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、変換後のデジタル信号を CPU 40 に対して出力する。なお、上述した増幅器 38 A および A / D 変換器 39 A も、圧力センサ 33 A と同様にカフ 20 に設けられている。

【0052】

圧力センサ 33 B は、血圧値測定用空気袋 24 の内圧を検出するためのものである。圧力センサ 33 B は、血圧値測定用空気袋 24 の内圧を検出し、検出した内圧に応じた信号を増幅器 38 B に対して出力する。増幅器 38 B は、圧力センサ 33 B から入力された信号を増幅し、増幅後の信号を A / D 変換器 39 B に対して出力する。A / D 変換器 39 B は、増幅器 38 B から入力された増幅後の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、変換後のデジタル信号を CPU 40 に対して出力する。なお、上述した増幅器 38 B および A / D 変換器 39 B も、圧力センサ 33 B と同様に本体 10 に設けられている。

【0053】

第 1 配管部 L1 は、血圧値測定用空気袋 24 と、加圧ポンプ 31 B、排気弁 32 B および圧力センサ 33 B とを接続している。この第 1 配管部 L1 の一部は、上述した本体 10 とカフ 20 とを接続する可撓性のチューブ 70 に相当する。

【0054】

第 2 配管部 L2 は、第 1 配管部 L1 の所定位置から分岐し、第 1 配管部 L1 と、脈波測定用空気袋 23 および圧力センサ 33 A とを接続している。これにより、脈波測定用空気袋 23 は、第 1 配管部 L1 および第 2 配管部 L2 を経由して、加圧ポンプ 31 B および排気弁 32 B に主として接続されるとともに、第 2 配管部 L2 を経由して、圧力センサ 33 A に接続されている。

【0055】

2 ポート弁 50 は、第 2 配管部 L2 の所定位置に設けられている。2 ポート弁 50 は、CPU 40 からの指令を受けた 2 ポート弁駆動回路 51 によってその駆動が制御され、開状態において第 1 配管部 L1 と脈波測定用空気袋 23 とを連通させ、閉状態において第 1 配管部 L1 と脈波測定用空気袋 23 とを非連通にして脈波測定用空気袋 23 の内圧を維持する。なお、上述した 2 ポート弁駆動回路 51 も、2 ポート弁 50 と同様にカフ 20 に設けられている。

【0056】

操作部 43 は、使用者の操作を受け付けてこれを CPU 40 に対して出力するためのものであり、たとえば押しボタン等によって構成される。表示部 42 は、血圧情報測定装置 1 A の動作状態を表示したり、測定後において CPU 40 から出力される血圧値の測定結果および動脈硬化度を示す指標の測定結果等の情報を表示したりするためのものであり、たとえば LCD (Liquid Crystal Display) にて構成される。メモリ部 41 は、CPU 40 で実行されるプログラムを記憶したり、上記測定結果等の情報を記憶したりするためのものであり、たとえば RAM (Random-Access Memory) や ROM (Read-Only Memory) 等によって構成される。

【0057】

CPU 40 は、血圧情報測定装置 1 A の全体の動作を制御するものであり、操作部 43 およびメモリ部 41 からの入力を受け付けたり、表示部 42 およびメモリ部 41 に対して各種情報を出力したりする。また、CPU 40 は、圧力センサ 33 A、33 B にて検出された圧力の情報の入力を受け付けたり、加圧ポンプ 31 B、排気弁 32 B および 2 ポート弁 50 を駆動するための信号を生成してこれを出力したりする。さらには、CPU 40 は、圧力センサ 33 B から入力された圧力の情報に基づいて血圧値を算出して取得する血圧値取得手段として機能するとともに、圧力センサ 33 A から入力された圧力の情報に基づ

いて脈波を検出して取得する脈波取得手段として機能し、加えて、取得した脈波に基づいて動脈硬化度を示す指標を算出する指標算出手段としても機能する。

【0058】

CPU40にて血压値を算出する具体的な手法については、既知のオシロメトリック方式の血压値算出手法等が適用できるため、その説明はここでは省略する。また、CPU40にて動脈硬化度を示す指標を算出する具体的な手法としては、得られた脈波波形のTr (traveling time to reflected wave: Tpとも表わされる)に基づいて算出する手法、得られた脈波波形のAI (Augmentation Index)に基づいて算出する手法等、既知の手法が適用できるため、その説明はここでは省略する。

【0059】

なお、図1に示す接続ケーブル60は、図5に示すCPU40と、同じく図5に示す2ポート弁駆動回路51およびA/D変換器39Aとを接続する信号線に相当する。

【0060】

図6は、本実施の形態における血压情報測定装置の測定動作を示すフローチャートである。このフローチャートに示す測定動作を実行するためのプログラムは、図5に示したメモリ部41に予め記憶されているものであり、CPU40がメモリ部41からこのプログラムを読み出して実行することにより当該フローチャートに示す測定動作が実現される。また、図7は、図1に示すカフを上腕に装着した装着状態を示す模式図である。さらに、図8は、本実施の形態における血压情報測定装置の測定動作中における脈波測定用空気袋および血压値測定用空気袋の圧力変化を示すグラフである。ここで、図8(A)は、脈波測定用空気袋23の内腔23cの圧力(内圧P1)の経時的な変化を示しており、図8(B)は、血压値測定用空気袋24の内腔24cの圧力(内圧P2)の経時的な変化を示している。次に、これら図6ないし図8を参照して、本実施の形態における血压情報測定装置1Aの測定動作、カフ20の装着状態、脈波測定用空気袋23および血压値測定用空気袋24の測定動作中における圧力変化等について説明する。

【0061】

本実施の形態における血压情報測定装置1Aを使用して各種血压情報を測定するに際しては、まず、図7に示すように、カフ20を被験者の左手100の上腕101に装着する。このとき、図示するように、脈波測定用空気袋23が、カフ20の被装着部位の中枢側に位置するようにカフ20を装着する。次に、本体10の操作部43を被験者等が操作することにより、血压情報測定装置1Aが測定動作を開始する。

【0062】

図6に示すように、測定動作の開始の指令をCPU40が受け付けると、CPU40は、各部の初期化を行なう(ステップS101)。具体的には、CPU40は、2ポート弁50を開放するとともに、排気弁32Bを閉塞する。

【0063】

次に、CPU40は、加圧ポンプ31Bを駆動することにより、脈波測定用空気袋23および血压値測定用空気袋24の加圧を開始する(ステップS102)。これにより、図8(A)および図8(B)に示すように、脈波測定用空気袋23の内圧P1および血压値測定用空気袋24の内圧P2は、加圧ポンプ31Bを駆動させた時刻t1においてそれぞれ上昇を始めることになる。この加圧過程において、CPU40は、最高血压(SYS)および最低血压(DIA)等の血压値を算出するための圧力情報を取得する。具体的には、CPU40は、圧力センサ33Bから入力される圧力信号に基づいて当該圧力情報を取得する。

【0064】

次に、図6に示すように、CPU40は、血压値の測定が終了したか否かを判断し(ステップS103)、血压値の測定が終了したと判断した場合(ステップS103においてYESの場合)に、脈波の測定を開始する(ステップS104)。具体的には、CPU40は、加圧ポンプ31Bの駆動を停止し、その後2ポート弁50を閉塞する。これにより、図8(A)および図8(B)に示すように、脈波測定用空気袋23の内圧P1および血

10

20

30

40

50

圧値測定用空気袋 24 の内圧 P 2 は、加圧ポンプ 31 B の駆動を停止した時刻 t 2 においてそれぞれ最高血圧よりも高い圧力に維持され、上腕の被装着部位において動脈が阻血されることになる。つづいて、2 ポート弁 50 を閉塞した時刻 t 3 以降においては、阻血された動脈の中樞側端部に隣接する部分の動脈から皮下組織を介して伝播された脈波が、大容量の圧値測定用空気袋 24 およびこれに接続された第 1 配管部 L 1 等から切り離された小容量の脈波測定用空気袋 23 において鋭敏に観察されるようになる。この時刻 t 3 以降において、CPU 40 は、圧力センサ 33 A から入力される信号に基づいて脈波を取得する。

【0065】

次に、図 6 に示すように、CPU 40 は、脈波の測定が終了したか否かを判断し（ステップ S 105）、脈波の測定が終了したと判断した場合（ステップ S 105 において YES の場合）に、停止動作に移行する（ステップ S 106）。具体的には、CPU 40 は、2 ポート弁 50 を開放するとともに、排気弁 32 B を開放する。これにより、図 8（A）および図 8（B）に示すように、脈波測定用空気袋 23 の内圧 P 1 および圧値測定用空気袋 24 の内圧 P 2 は、排気弁 32 B を開放した時刻 t 4 においてそれぞれ下降を始め、大気圧に復帰する。

【0066】

次に、図 6 に示すように、CPU 40 は、血圧値の算出および脈波解析を行なう（ステップ S 107）。具体的には、CPU 40 は、取得した上記圧力情報および上記脈波に基づいて、最高血圧（SYS）、最低血圧（DIA）および動脈硬化度を示す指標をそれぞれ算出する。

【0067】

次に、CPU 40 は、算出した最高血圧、最低血圧および動脈硬化度を示す指標を表示部 42 において表示する（ステップ S 108）。その際、CPU 40 は、当該測定結果をメモリ部 41 に対して出力してメモリ部 41 にこれを記憶させてもよい。当該測定結果が表示された後は、被験者の上腕からカフ 20 を取り外す。以上により、一連の測定動作は終了し、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A を使用しての各種血圧情報の測定が完了する。

【0068】

以上において説明した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A にあっては、2 ポート弁 50、当該 2 ポート弁 50 と脈波測定用空気袋 23 とを接続する部分の第 2 配管部 L 2、当該第 2 配管部 L 2 に設けられた圧力センサ 33 A のいずれをもカフ 20 に設けることにより、脈波測定時において圧力センサ 33 A によって圧力の検出が行なわれる脈波測定用空気袋 23 の内腔 23 c を含む閉空間の容積を、従来の血圧情報測定装置におけるそれと比較して大幅に小さく構成している。ここで、従来の血圧情報測定装置にあっては、上述した 2 ポート弁 50 および圧力センサ 33 A のいずれもが本体 10 側に設けられていた。

【0069】

そのため、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A にあっては、脈波測定の際に脈波測定用空気袋 23 に生じる圧変動が非常に鋭敏に観察できるようになり、圧力センサ 33 A から出力される脈波信号の S/N 比を従来の血圧情報測定装置におけるそれと比較して大幅に高めることを可能にしている。したがって、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A とすることにより、高精度に脈波を測定することができるとともに、得られた当該脈波に基づいて動脈硬化度を示す指標を算出することにより、より高精度に動脈硬化度を示す指標を算出することができる。

【0070】

ここで、一般的な上腕装着式の血圧情報測定装置の仕様を参考に、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A の如くの構成とした場合と、上記従来の血圧情報測定装置の如くの構成とした場合とで、測定できる脈波振幅の感度を理論的に計算すると、上記閉空間の容積は、前者で 4100 mm³ 程度となり、後方で 7100 mm³ 程度となることから、本

10

20

30

40

50

実施の形態における血圧情報測定装置 1 A の如くの構成とした場合に、上記従来の血圧情報測定装置の如くの構成とした場合に比べて、約 40 % 程度の改善が見込まれることになる。したがって、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A の如くの構成を採用することにより、従来に比して S / N 比が概ね 67 % 程度向上することになり、高精度に脈波を測定することができることが理解される。

【0071】

なお、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A にあっては、カフ 20 の外装カバー 21 の外周面側にカバー 27 を設け、当該カバー 27 の内部に 2 ポート弁 50 および圧力センサ 33 A を配置する構成とした場合を例示したが、これら 2 ポート弁 50 および圧力センサ 33 A がカフ 20 に設けられるのであれば、その配置位置や固定方法等は特に制限されるものではない。

10

【0072】

また、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A にあっては、本体 10 とカフ 20 とを接続する接続ケーブル 60 およびチューブ 70 をそれぞれ分離して構成した場合を例示したが、これらを一体化して構成することも当然に可能である。

【0073】

図 9 は、本実施の形態に基づいた第 1 変形例に係る血圧情報測定装置の機能ブロックの構成を示す図である。次に、この図 9 を参照して、本変形例に係る血圧情報測定装置 1 B について説明する。

【0074】

20

図 9 に示すように、本変形例に係る血圧情報測定装置 1 B は、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A においてカフ 20 に設けられていた開閉弁としての 2 ポート弁 50 を、3 ポート弁 52 に変更したものである。その場合、3 ポート弁 52 の配置位置は、第 1 配管部 L1 と第 2 配管部 L2 の接続点とされる。3 ポート弁 52 は、CPU 40 からの指令を受けた 3 ポート弁駆動回路 53 によってその駆動が制御される。なお、3 ポート弁 52 および 3 ポート弁駆動回路 53 がカフ 20 に設けられる点は、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A の場合と同様である。

【0075】

ここで、3 ポート弁 52 は、第 1 状態（上述した本実施の形態の場合の「開状態」に相当する）において、第 1 配管部 L1 の 3 ポート弁 52 が設けられた位置よりも加減圧手段 30 B 側の部分と第 2 配管部 L2 とのみを接続して加減圧手段 30 B と脈波測定用空気袋 23 とを連通させ、第 2 状態（上述した本実施の形態の場合の「閉状態」に相当する）において、第 1 配管部 L1 の 3 ポート弁 52 が設けられた位置よりも加減圧手段 30 B 側の部分と第 1 配管部 L1 の 3 ポート弁 52 が設けられた位置よりも血圧値測定用空気袋 24 側の部分とのみを接続して加減圧手段 30 B と血圧値測定用空気袋 24 とを連通させて、第 1 配管部 L1 と脈波測定用空気袋 23 とを非連通にして脈波測定用空気袋 23 の内圧を維持するように構成されてもよい。その場合には、3 ポート弁 52 を上記第 2 状態に切り換えて血圧測定を行い、血圧測定の終了後において 3 ポート弁 52 を上記第 1 状態に切り換えて加減圧手段 30 B を用いて脈波測定用空気袋 23 の加圧を行い、その後 3 ポート弁 52 を上記第 2 状態に再び切り換えて脈波測定を行なう。

30

40

【0076】

また、上記に代えて、3 ポート弁 52 は、第 1 状態（上述した本実施の形態の場合の「開状態」に相当する）において、第 1 配管部 L1 の 3 ポート弁 52 が設けられた位置よりも血圧値測定用空気袋 24 側の部分と第 2 配管部 L2 とのみを接続して脈波測定用空気袋 23 と血圧値測定用空気袋 24 とを連通させ、第 2 状態（上述した本実施の形態の場合の「閉状態」に相当する）において、第 1 配管部 L1 の 3 ポート弁 52 が設けられた位置よりも加減圧手段 30 B 側の部分と第 1 配管部 L1 の 3 ポート弁 52 が設けられた位置よりも血圧値測定用空気袋 24 側の部分とのみを接続して加減圧手段 30 B と血圧値測定用空気袋 24 とを連通させて、第 1 配管部 L1 と脈波測定用空気袋 23 とを非連通にして脈波測定用空気袋 23 の内圧を維持するように構成されてもよい。その場合には、3 ポート弁

50

5 2 を上記第 2 状態に切り換えて血圧測定を行い、血圧測定の終了後において 3 ポート弁 5 2 を上記第 1 状態に切り換えて血圧値測定用空気袋 2 4 内の空気を脈波測定用空気袋 2 3 に移動させて圧平衡を図ることで脈波測定用空気袋 2 3 の加圧を行い、その後 3 ポート弁 5 2 を上記第 2 状態に再び切り換えて脈波測定を行なう。

【0077】

以上において説明した本変形例に係る血圧情報測定装置 1 B とした場合にも、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A とした場合と同様の効果を得ることができる。

【0078】

図 10 は、本発明の実施の形態 1 に基づいた第 2 変形例に係る血圧情報測定装置のカフを外周面側から見た場合の展開図である。次に、この図 10 を参照して、本変形例に係る血圧情報測定装置について説明する。

【0079】

図 10 に示すように、本変形例に係る血圧情報測定装置は、カフ 20 に内包される脈波測定用空気袋 2 3 および血圧値測定用空気袋 2 4 の配置位置において、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A のそれと相違している。具体的には、本変形例に係る血圧情報測定装置にあっては、脈波測定用空気袋 2 3 は、カフ 20 の幅方向における一端部側のみに位置するように配置されており、血圧値測定用空気袋 2 4 は、カフ 20 の幅方向における他端部側のみに位置するように配置されている。すなわち、脈波測定用空気袋 2 3 および血圧値測定用空気袋 2 4 は、カフ 20 の幅方向（装着状態における軸方向に相当）に沿って並んで配置されている。

【0080】

ここで、脈波測定用空気袋 2 3 が配置された側のカフ 20 の幅方向の上記一端部は、装着状態において中枢側に配置される端部であり、そのため脈波測定用空気袋 2 3 は、装着状態において被装着部位である上腕の中枢側のみに巻き付けられることになる。一方、血圧値測定用空気袋 2 4 が配置された側のカフ 20 の幅方向の上記他端部は、装着状態において末梢側に配置される端部であり、そのため血圧値測定用空気袋 2 4 は、装着状態において被装着部位である上腕の末梢側のみに巻き付けられることになる。

【0081】

これにより、本変形例に係る血圧情報測定装置にあっては、血圧値測定用空気袋 2 4 のみならず脈波測定用空気袋 2 3 も、装着状態においてその外側に位置することとなるカラー 2 6 に接着固定される。なお、本変形例に係る血圧情報測定装置にあっては、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A において具備されていた振動遮断部材としてのクッション材 2 8 は不要である。

【0082】

以上において説明した本変形例に係る血圧情報測定装置とした場合にも、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 A とした場合と同様の効果を得ることができる。

【0083】

（実施の形態 2）

図 11 および図 12 は、本発明の実施の形態 2 における血圧情報測定装置の外観構造を示す斜視図である。また、図 13 は、図 11 および図 12 に示すカフを軸方向と直交する平面に沿って切断した場合の断面図であり、図 14 は、図 11 および図 12 に示すカフを軸方向と平行な平面に沿って切断した場合の断面図である。ここで、図 13 に示す断面は、後述する脈波測定用空気袋を含まない部分における断面である。まず、これら図 11 ないし図 14 を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C の構成について説明する。

【0084】

図 11 および図 12 に示すように、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C は、本体 10 と、カフ 20 とを備えている。本体 10 は、箱状のケーシング 11 を有しており、その上面に表示部 4 2 および操作部 4 3 が設けられている。また、表示部 4 2 および操作

部４３に隣接する部分の本体１０の上面には、被験者が測定姿勢をとった際に肘を載置するための肘置き１２が設けられている。この肘置き１２は、たとえばケーシング１１の上面に凹部を設けることによって構成されている。本体１０は、測定時においてテーブル等の載置面に載置されて使用される。カフ２０は、被装着部位としての上腕が挿入可能な環状の形態を有しており、外装体としての外装カバー２２によって覆われている。カフ２０は、ヒンジ等によって本体１０に対して図１２中に示す矢印Ａ方向に回動可能に連結されており、測定時において上腕が挿入されることで当該上腕に装着されて使用される。なお、カフ２０の外周面の所定位置には、本体１０に対して回動可能に連結されたカフ２０の回動操作を容易にするための把手２２ｃが設けられている。

【００８５】

図１３および図１４に示すように、カフ２０は、上述した外装カバー２２と、第１流体袋としての小容量の脈波測定用空気袋２３と、第２流体袋としての大容量の血圧値測定用空気袋２４と、第３流体袋としてのさらに大容量の巻き付け用空気袋２５と、湾曲弾性板としてのカーラ２６と、振動遮断部材としてのクッション材２８とを主として備えている。

【００８６】

図１１ないし図１４に示すように、外装カバー２２は、装着状態において上腕の表面に接触することとなる内側カバー２２ａと、装着状態において最も外側に位置することとなる外側シェル２２ｂとを含んでおり、内側カバーの周縁が外側シェルの周縁に固定されることで略円筒状の内部空間を有するように構成されている。この外装カバー２２の内部空間には、主として、脈波測定用空気袋２３、クッション材２８、血圧値測定用空気袋２４、カーラ２６および巻き付け用空気袋２５がこの順番で内側から順に積層されて収容されている。

【００８７】

外装カバー２２のうち、内側カバー２２ａとしては、脈波測定用空気袋２３、血圧値測定用空気袋２４および巻き付け用空気袋２５の膨張によって上腕に加えられる圧迫力が当該内側カバー２１ａによって阻害されないように、十分に伸縮性に富んだ部材が好適に利用される。このような観点から、内側カバー２２ａとしては、ポリアミド（ＰＡ）、ポリエステル等の合成繊維からなる布地等が利用される。一方、外装カバー２２のうち、外側シェル２２ｂは、たとえばＡＢＳ樹脂等の硬質の樹脂部材で構成される。

【００８８】

図１３および図１４に示すように、脈波測定用空気袋２３および血圧値測定用空気袋２４ならびにクッション材２８の形状および配置位置等は、上述した本発明の実施の形態１における血圧情報測定装置１Ａと同様である。

【００８９】

血圧値測定用空気袋２４の外側には、内側から順に樹脂プレート２４ｄおよび布地２４ｅが配置されている。樹脂プレート２４ｄは、比較的大きい剛性を有しており、剛性の小さい血圧値測定用空気袋２４の形状を維持するための形状維持部材である。布地２４ｅは、樹脂プレート２４ｄとカーラ２６とのすべり摩擦を低減するための部材である。

【００９０】

カーラ２６は、環状に巻き回されることによって径方向に弾性変形可能に構成された可撓性の部材からなり、周方向の所定位置に軸方向に沿って延びる切れ目を有している。この切れ目により、カーラ２６は、外力が加えられることによって径方向に伸縮自在に弾性変形する。すなわち、外力が作用することによってカーラ２６は径方向に変形するが、外力の作用がなくなった場合には元の状態へと復元する。これにより、カーラ２６は、自身の環状形態を維持することによって上腕に沿うように構成されている。このカーラ２６は、カフ２０の上腕への装着状態において血圧値測定用空気袋２４および脈波測定用空気袋２３を上腕側に向けて付勢するためのものである。なお、カーラ２６は、十分な弾性力を発現するように、たとえばポリプロピレン（ＰＰ）等の樹脂部材にて形成される。また、カーラ２６の周方向における両端は、外力が作用していない状態においてその一部が重複

10

20

30

40

50

するように形成されている。これにより、収縮時にカーラ 26 の両端がぶつかることによってその収縮が阻害されないように構成されている。

【0091】

カーラ 26 の大部分は、袋状に形成された低摩擦部材である布袋 26a によって覆われている。この布袋 26a は、カーラ 26 と巻き付け用空気袋 25 および樹脂プレート 24d とのすべり摩擦を低減するための部材である。また、カーラ 26 の外側には、全周にわたって低摩擦部材である布地 26b が配置されている。この布地 26b は、カーラ 26 と巻き付け用空気袋 25 とのすべり摩擦を低減するための部材である。

【0092】

巻き付け用空気袋 25 は、好適には樹脂シートを用いて形成された袋状の部材からなり、カーラ 26 側に位置する内周部 25a と、外側シェル 22b 側に位置する外周部 25b と、これら内周部 25a および外周部 25b によって規定される内腔 25c とを有している。この巻き付け用空気袋 25 の内腔 25c は、後述する第 3 配管部 L3 (図 15 参照) を介して後述する加圧ポンプ 31C および排気弁 32C (図 15 参照) に接続されており、これら加圧ポンプ 31C および排気弁 32C によってその加減圧が行なわれる。なお、巻き付け用空気袋 25 の内腔 25c は、周方向に均等に 6 つの空間に区画して分割されているが、これら空間は互いに連通しており、上述した加圧ポンプ 31C および排気弁 32C によって同時に均等に加減圧される。

【0093】

図 12 および図 14 に示すように、カフ 20 の外周面側の所定位置には、カバー部 22b1 が設けられている。カバー部 22b1 は、外側シェル 22b に一体的に設けられており、内部に収容空間を形成している。この収容空間には、後述する圧力センサ 33A および 2 ポート弁 50 が収容されている。

【0094】

図 15 は、本実施の形態における血圧情報測定装置の機能ブロックの構成を示す図である。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 1C の機能ブロックの構成について説明する。

【0095】

図 15 に示すように、本実施の形態における血圧情報測定装置 1C は、上述した脈波測定用空気袋 23、血圧値測定用空気袋 24、巻き付け用空気袋 25、表示部 42 および操作部 43 に加え、第 1 圧力検出手段としての圧力センサ 33A、加減圧手段 30B としての加圧ポンプ 31B および排気弁 32B、第 2 圧力検出手段としての圧力センサ 33B、付加加減圧手段 30C としての加圧ポンプ 31C および排気弁 32C、第 3 圧力検出手段としての圧力センサ 33C、制御部としての CPU 40、記憶手段としてのメモリ部 41、配管としての第 1 配管部 L1、第 2 配管部 L2、第 3 配管部 L3、および、開閉弁としての 2 ポート弁 50 を主として有している。このうち、加圧ポンプ 31B、排気弁 32B、圧力センサ 33B、加圧ポンプ 31C、排気弁 32C、圧力センサ 33C、CPU 40、メモリ部 41、第 1 配管部 L1 の一部、および、第 3 配管部 L3 の一部が、本体 10 に設けられており、圧力センサ 33A、第 1 配管部 L1 の一部、第 2 配管部 L2、第 3 配管部 L3 の一部、および 2 ポート弁 50 が、カフ 20 に設けられている。

【0096】

付加加減圧手段 30C としての加圧ポンプ 31C および排気弁 32C は、巻き付け用空気袋 25 を加減圧するためのものである。加圧ポンプ 31C は、CPU 40 からの指令を受けた加圧ポンプ駆動回路 36C によってその駆動が制御され、巻き付け用空気袋 25 に圧縮空気を導入することで巻き付け用空気袋 25 を加圧する。排気弁 32C は、CPU 40 からの指令を受けた排気弁駆動回路 37C によってその駆動が制御され、閉状態において巻き付け用空気袋 25 の内圧を維持し、開状態において巻き付け用空気袋 25 内の空気を排出することで巻き付け用空気袋 25 を減圧する。なお、上述した加圧ポンプ駆動回路 36C および排気弁駆動回路 37C も、加圧ポンプ 31C および排気弁 32C と同様に本体 10 に設けられている。

【 0 0 9 7 】

圧力センサ 3 3 C は、巻き付け用空気袋 2 5 の内圧を検出するためのものである。圧力センサ 3 3 C は、巻き付け用空気袋 2 5 の内圧を検出し、検出した内圧に応じた信号を増幅器 3 8 C に対して出力する。増幅器 3 8 C は、圧力センサ 3 3 C から入力された信号を増幅し、増幅後の信号を A / D 変換器 3 9 C に対して出力する。A / D 変換器 3 9 C は、増幅器 3 8 C から入力された増幅後の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、変換後のデジタル信号を C P U 4 0 に対して出力する。なお、上述した増幅器 3 8 C および A / D 変換器 3 9 C も、圧力センサ 3 3 C と同様に本体 1 0 に設けられている。

【 0 0 9 8 】

第 3 配管部 L 3 は、巻き付け用空気袋 2 5 と、加圧ポンプ 3 1 C、排気弁 3 2 C および圧力センサ 3 3 C とを接続している。

10

【 0 0 9 9 】

また、C P U 4 0 は、上述した本発明の実施の形態 1 における機能に加え、圧力センサ 3 3 C にて検出された圧力の情報の入力を受け付けたり、加圧ポンプ 3 1 C および排気弁 3 2 C を駆動するための信号を生成してこれを出力したりする。

【 0 1 0 0 】

図 1 6 は、本実施の形態における血圧情報測定装置の測定動作を示すフローチャートである。このフローチャートに示す測定動作を実行するためのプログラムは、図 1 5 に示したメモリ部 4 1 に予め記憶されているものであり、C P U 4 0 がメモリ部 4 1 からこのプログラムを読み出して実行することにより当該フローチャートに示す測定動作が実現される。また、図 1 7 は、図 1 1 および図 1 2 に示すカフを上腕に装着した装着状態を示す模式図である。次に、これら図 1 6 および図 1 7 を参照して、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C の測定動作、カフ 2 0 の装着状態等について説明する。なお、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C の測定動作中における脈波測定用空気袋 2 3 および血圧値測定用空気袋 2 4 の圧力変化は、上述した本発明の実施の形態 1 における血圧情報測定装置 1 A のそれと同様であるため、その図示は省略する。

20

【 0 1 0 1 】

本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C を使用して各種血圧情報を測定するに際しては、まず、図 1 7 に示すように、本体 1 0 上に位置するカフ 2 0 を回動させて当該カフ 2 0 を手前に倒し、カフ 2 0 に設けられた中空部に被験者の左手 1 0 0 を挿入し、当該挿入した左手 1 0 0 の肘を本体 1 0 に設けられた肘置き 1 2 に載置することで上腕 1 0 1 がカフ 2 0 の中空部内に位置するようにする。このとき、図示するように、脈波測定用空気袋 2 3 は、上腕 1 0 1 の中枢側に対応して位置することになる。次に、本体 1 0 の操作部 4 3 を被験者等が操作することにより、血圧情報測定装置 1 C が測定動作を開始する。

30

【 0 1 0 2 】

図 1 6 に示すように、測定動作の開始の指令を C P U 4 0 が受け付けると、C P U 4 0 は、各部の初期化を行なう（ステップ S 2 0 1）。具体的には、C P U 4 0 は、2 ポート弁 5 0 を開放するとともに、排気弁 3 2 B および排気弁 3 2 C を閉塞する。

【 0 1 0 3 】

次に、C P U 4 0 は、加圧ポンプ 3 1 C を駆動することにより、巻き付け用空気袋 2 5 の加圧を開始する（ステップ S 2 0 2）。

40

【 0 1 0 4 】

次に、C P U 4 0 は、巻き付け用空気袋 2 5 の加圧が完了してカフ 2 0 の上腕に対する巻き付けが終了したか否かを判断し（ステップ S 2 0 3）、巻き付けが完了したと判断した場合（ステップ S 2 0 3 において Y E S の場合）に、加圧ポンプ 3 1 B を駆動することにより、脈波測定用空気袋 2 3 および血圧値測定用空気袋 2 4 の加圧を開始する（ステップ S 2 0 4）。これにより、脈波測定用空気袋 2 3 の内圧および血圧値測定用空気袋 2 4 の内圧は、それぞれ上昇を始めることになる。この加圧過程において、C P U 4 0 は、最高血圧および最低血圧等の血圧値を算出するための圧力情報を取得する。具体的には、C P U 4 0 は、圧力センサ 3 3 B から入力される圧力信号に基づいて当該圧力情報を取得す

50

る。

【 0 1 0 5 】

次に、C P U 4 0 は、血圧値の測定が終了したか否かを判断し（ステップ S 2 0 5 ）、血圧値の測定が終了したと判断した場合（ステップ S 2 0 5 において Y E S の場合）に、脈波の測定を開始する（ステップ S 2 0 6 ）。具体的には、C P U 4 0 は、加圧ポンプ 3 1 B の駆動を停止し、その後 2 ポート弁 5 0 を閉塞する。これにより、脈波測定用空気袋 2 3 の内圧および血圧値測定用空気袋 2 4 の内圧は、加圧ポンプ 3 1 B の駆動を停止した時点でそれぞれ最高血圧よりも高い圧力に維持され、上腕の被装着部位において動脈が阻血されることになる。つづいて、2 ポート弁 5 0 を閉塞した時点以降においては、阻血された動脈の中樞側端部に隣接する部分の動脈から皮下組織を介して伝播された脈波が、大容量の血圧値測定用空気袋 2 4 およびこれに接続された第 1 配管部 L 1 等から切り離された小容量の脈波測定用空気袋 2 3 において鋭敏に観察されるようになる。この 2 ポート弁 5 0 を閉塞した時点以降において、C P U 4 0 は、圧力センサ 3 3 A から入力される信号に基づいて脈波を取得する。

10

【 0 1 0 6 】

次に、C P U 4 0 は、脈波の測定が終了したか否かを判断し（ステップ S 2 0 7 ）、脈波の測定が終了したと判断した場合（ステップ S 2 0 7 において Y E S の場合）に、停止動作に移行する（ステップ S 2 0 8 ）。具体的には、C P U 4 0 は、2 ポート弁 5 0 を開放するとともに、排気弁 3 2 B および排気弁 3 2 C を開放する。これにより、脈波測定用空気袋 2 3 の内圧、血圧値測定用空気袋 2 4 の内圧、および、巻き付け用空気袋 2 5 の内圧は、排気弁 3 2 B および排気弁 3 2 C を開放した時点においてそれぞれ下降を始め、大気圧に復帰する。

20

【 0 1 0 7 】

次に、C P U 4 0 は、血圧値の算出および脈波解析を行なう（ステップ S 2 0 9 ）。具体的には、C P U 4 0 は、取得した上記圧力情報および上記脈波に基づいて、最高血圧、最低血圧および動脈硬化度を示す指標をそれぞれ算出する。

【 0 1 0 8 】

次に、C P U 4 0 は、算出した最高血圧、最低血圧および動脈硬化度を示す指標を表示部 4 2 において表示する。その際、C P U 4 0 は、当該測定結果をメモリ部 4 1 に対して出力してメモリ部 4 1 にこれを記憶させてもよい。当該測定結果が表示された後は、被験者はカフ 2 0 の中空部から上腕を引き抜く。以上により、一連の測定動作は終了し、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C を使用しての各種血圧情報の測定が完了する。

30

【 0 1 0 9 】

以上において説明した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C においても、2 ポート弁 5 0、当該 2 ポート弁 5 0 と脈波測定用空気袋 2 3 とを接続する部分の第 2 配管部 L 2、当該第 2 配管部 L 2 に設けられた圧力センサ 3 3 A のいずれをもカフ 2 0 に設けることにより、脈波測定時において圧力センサ 3 3 A によって圧力の検出が行なわれる脈波測定用空気袋 2 3 の内腔 2 3 c を含む閉空間の容積を、従来の血圧情報測定装置におけるそれと比較して大幅に小さく構成している。そのため、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C にあっても、脈波測定の際に脈波測定用空気袋 2 3 に生じる圧変動が非常に鋭敏に観察できるようになり、圧力センサ 3 3 A から出力される脈波信号の S / N 比を従来の血圧情報測定装置におけるそれと比較して大幅に高めることを可能にしている。したがって、本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C とすることにより、高精度に脈波を測定することができるとともに、得られた当該脈波に基づいて動脈硬化度を示す指標を算出することにより、より高精度に動脈硬化度を示す指標を算出することができる。

40

【 0 1 1 0 】

なお、上述した本実施の形態における血圧情報測定装置 1 C にあっては、外側シェル 2 2 b の外周面側の所定位置にカバー部 2 2 b 1 を設け、当該カバー部 2 2 b 1 の内部に 2 ポート弁 5 0 および圧力センサ 3 3 A を配置する構成とした場合を例示したが、これら 2 ポート弁 5 0 および圧力センサ 3 3 A がカフ 2 0 に設けられるのであれば、その配置位置

50

や固定方法等は特に制限されるものではない。

【 0 1 1 1 】

また、本実施の形態における血压情報測定装置 1 C にあっても、上述した本発明の実施の形態 1 に基づいた第 1 変形例または第 2 変形例に係る血压情報測定装置に適用した如くの特徴的な構成を適用することが可能である。

【 0 1 1 2 】

また、上述した本発明の実施の形態 1 , 2 およびその変形例においては、脈波測定用空気袋 2 3、血压値測定用空気袋 2 4 および巻き付け用空気袋 2 5 として内部に圧縮空気が注入される空気袋を採用した場合を例示して説明を行なったが、特に空気袋に限定されるものではなく、他の気体が注入される気体袋や液体が注入される液体袋にてこれらを構成することも当然に可能である。

10

【 0 1 1 3 】

また、上述した本発明の実施の形態 2 においては、脈波測定用空気袋 2 3 および血压値測定用空気袋 2 4 を上腕に付勢する手段としてカーラ 2 6 を圧迫する巻き付け用空気袋 2 5 を採用した場合を例示して説明を行なったが、上記付勢手段としては、ベルト巻取り機構等、各種の機構を採用することができる。

【 0 1 1 4 】

さらには、上述した本発明の実施の形態 1 , 2 およびその変形例においては、最高血压、最低血压および動脈硬化度を示す指標が取得可能な血压情報測定装置に本発明を適用した場合を例示して説明を行なったが、少なくとも脈波を取得する機能を備えた血压情報測定装置であれば、上記以外の血压情報を取得するものであっても本発明を適用することが可能である。

20

【 0 1 1 5 】

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。

【 符号の説明 】

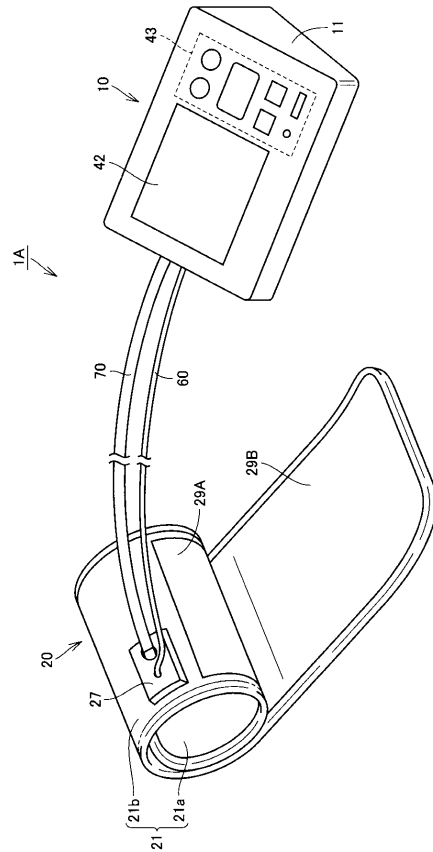
【 0 1 1 6 】

1 A ~ 1 C 血压情報測定装置、1 0 本体、1 1 ケーシング、2 0 カフ、2 1 , 2 2 外装カバー、2 1 a 内側カバー、2 1 b 外側カバー、2 2 a 内側カバー、2 2 b 外側シェル、2 2 b 1 カバー部、2 2 c 把手、2 3 脈波測定用空気袋、2 3 a 内周部、2 3 b 外周部、2 3 c 内腔、2 4 血压値測定用空気袋、2 4 a 内周部、2 4 b 外周部、2 4 c 内腔、2 4 d 樹脂プレート、2 4 e 布地、2 5 巻き付け用空気袋、2 5 a 内周部、2 5 b 外周部、2 5 c 内腔、2 6 カーラ、2 6 a 布袋、2 6 b 布地、2 7 カバー、2 8 クッション材、2 9 A , 2 9 B 面ファスナ、3 0 B 加減圧手段、3 0 C 付加加減圧手段、3 1 B , 3 1 C 加圧ポンプ、3 2 B , 3 2 C 排気弁、3 3 A ~ 3 3 C 圧力センサ、3 6 B , 3 6 C 加圧ポンプ駆動回路、3 7 B , 3 7 C 排気弁駆動回路、3 8 A ~ 3 8 C 増幅器、3 9 A ~ 3 9 C A / D 変換器、4 0 C P U、4 1 メモリ部、4 2 表示部、4 3 操作部、5 0 2 ポート弁、5 1 2 ポート弁駆動回路、5 2 3 ポート弁、5 3 3 ポート弁駆動回路、6 0 接続ケーブル、7 0 チューブ、1 0 0 左手、1 0 1 上腕、L 1 第 1 配管部、L 2 第 2 配管部、L 3 第 3 配管部。

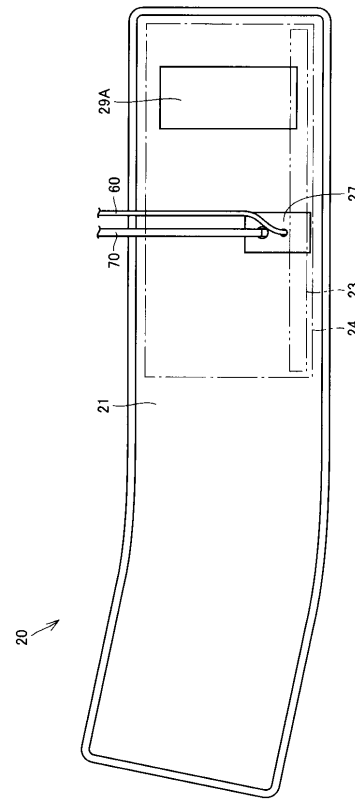
30

40

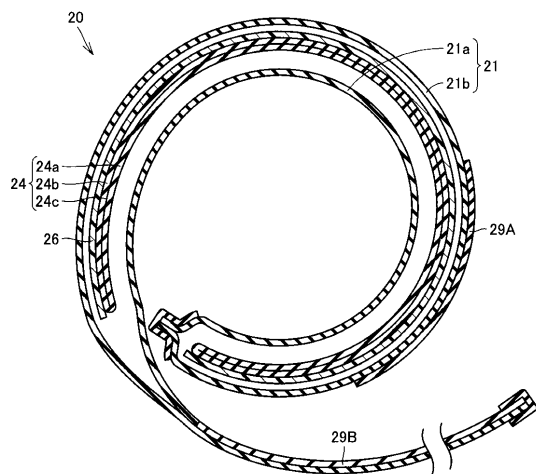
【図 1】



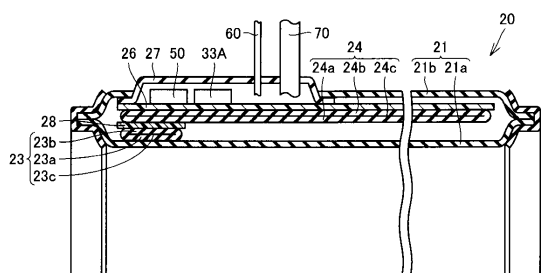
【図 2】



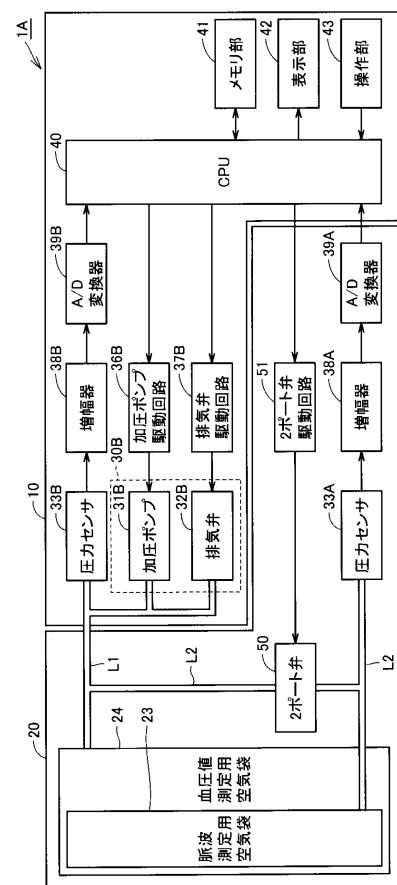
【図 3】



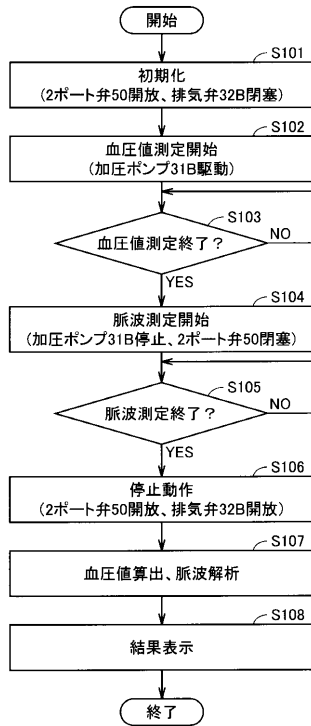
【図 4】



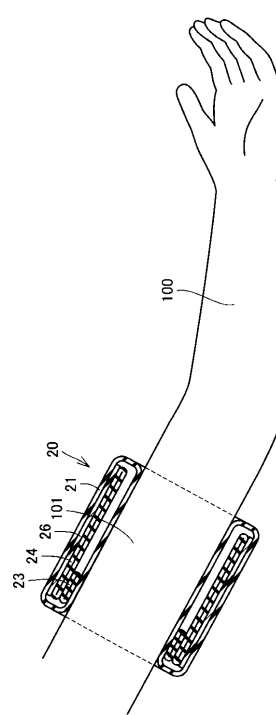
【図 5】



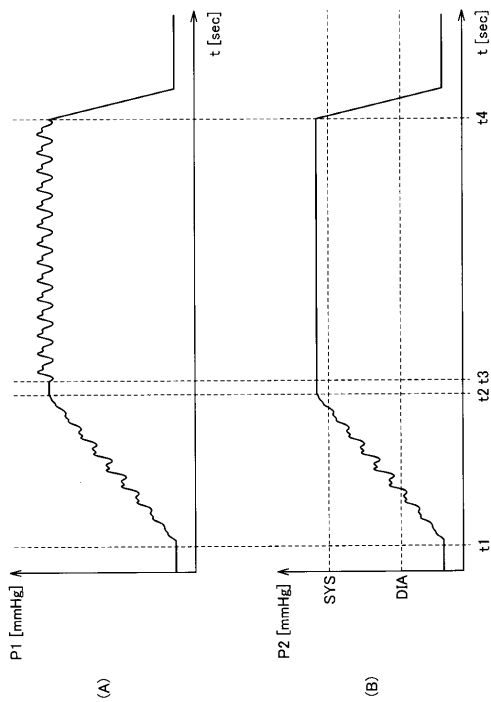
【図 6】



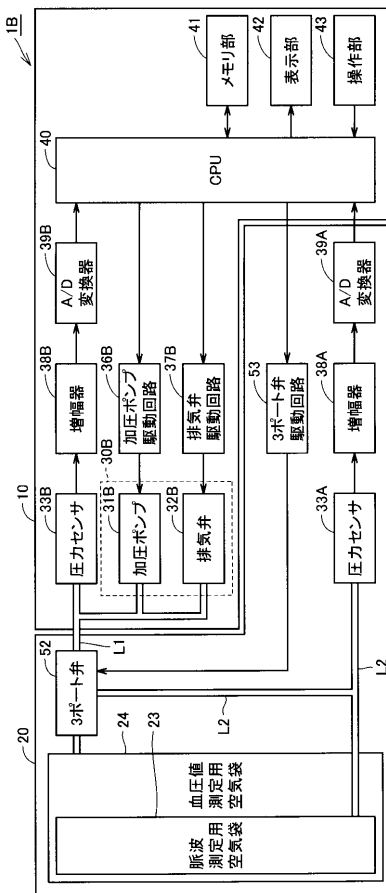
【図 7】



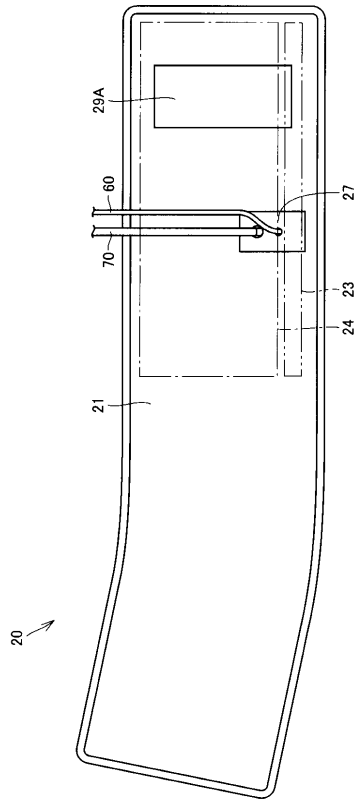
【図 8】



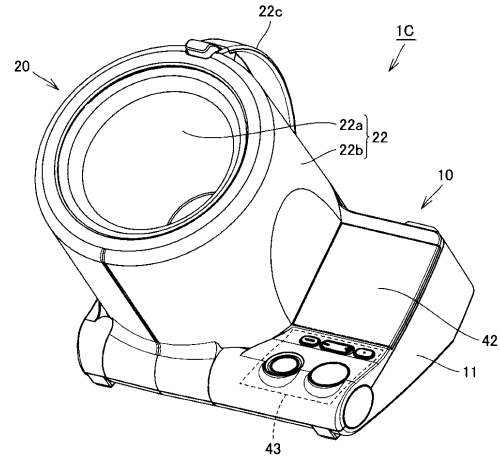
【図 9】



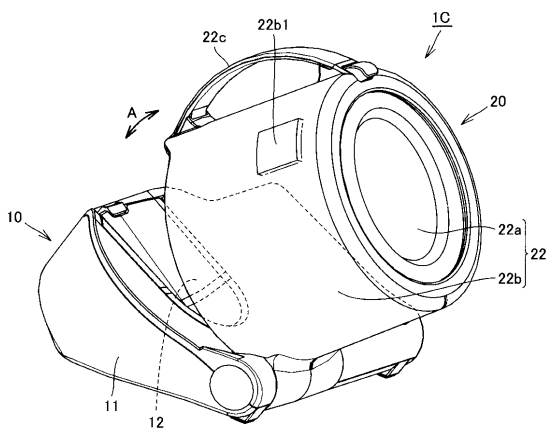
【図 10】



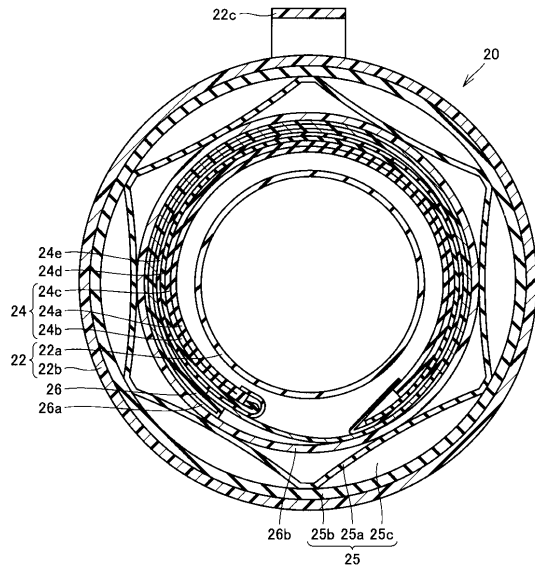
【図 11】



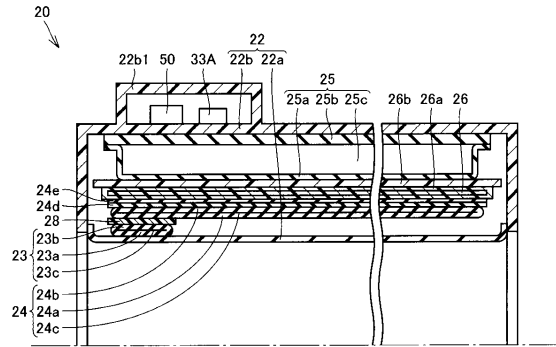
【図 12】



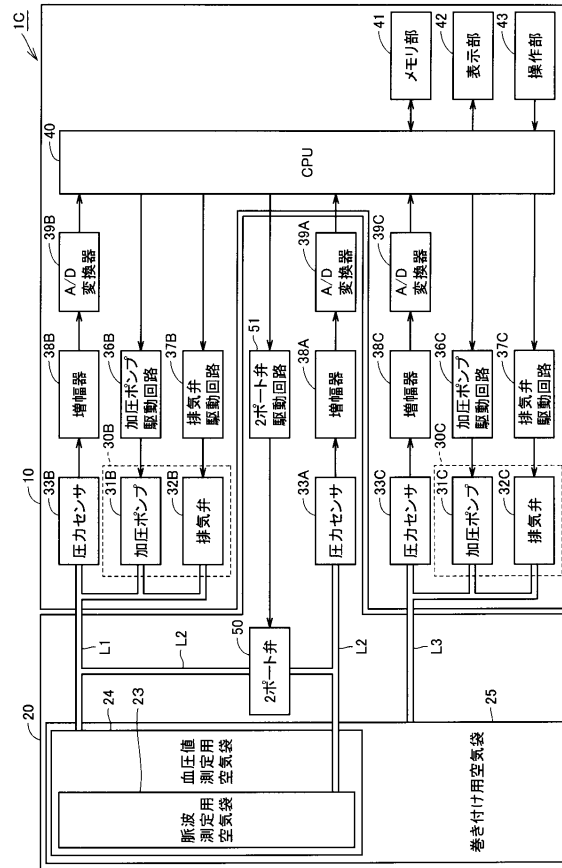
【図 13】



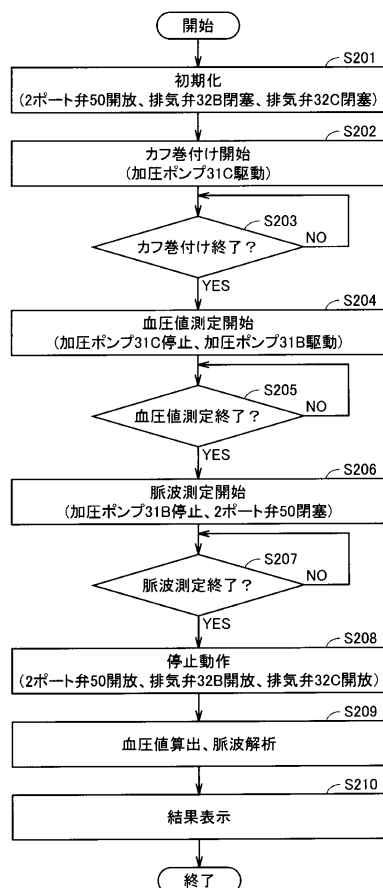
【図 14】



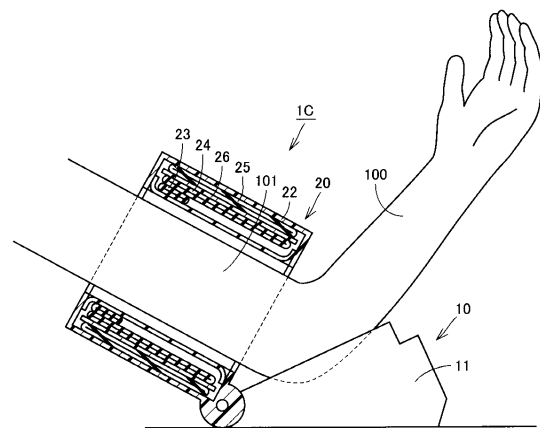
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(74)代理人 100124523

弁理士 佐々木 真人

(72)発明者 小林 達矢

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 吉田 秀輝

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 門田 宏

(56)参考文献 特開2009-284966(JP, A)

特開2010-12164(JP, A)

特開2009-284965(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02