(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6683034号
(P6683034)
(45)発行日　令和2年4月15日(2020.4.15)　(24)登録日　令和2年3月30日(2020.3.30)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 5/022 (2006.01)　　A61B 5/022 K
A61B 5/02 (2006.01)　　A61B 5/02 310V
　　A61B 5/022 B

請求項の数 3　(全 14 頁)

(21)出願番号　特願2016-125859(P2016-125859)
(22)出願日　平成28年6月24日(2016.6.24)
(65)公開番号　特開2017-225749(P2017-225749A)
(43)公開日　平成29年12月28日(2017.12.28)
審査請求日　令和1年5月16日(2019.5.16)

(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
(72)発明者　松居　和寛
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　尚樹
京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地　オムロンヘルスケア株式会社内
最終頁に続く

(54)【発明の名称】血圧脈波測定装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
下肢上肢血圧比及び脈波伝播速度を測定する血圧脈波測定装置であって、
被験者の上肢部を押圧するための第１のカフと、
上記被験者の下肢部を押圧するための第２のカフと、
上記第１のカフに第１の配管を介して接続され、上記第１のカフから上記第１の配管をこの配管の長手方向に伝播してくる第１の脈波を検出する第１の検出部と、
上記第２のカフに第２の配管を介して接続され、上記第２のカフから上記第２の配管をこの配管の長手方向に伝播してくる第２の脈波を検出する第２の検出部と、
上記第１及び第２の脈波を用いて足関節上腕血圧比及び脈波伝播速度をそれぞれ算出する制御部とを備え、
上記第１の配管及び上記第２の配管における長手方向に関して特定の位置に第１及び第２の遅延要素がそれぞれ設けられ、
上記第１の遅延要素は、上記第１の配管の伝達特性を、予め定められた第１基準長を有する配管の伝達特性に一致させるように遅延させ、
上記第２の遅延要素は、上記第２の配管の伝達特性を、予め定められた第２基準長を有する配管の伝達特性に一致させるように遅延させることを特徴とする血圧脈波測定装置。
【請求項２】
請求項１に記載の血圧脈波測定装置において、
上記第１の検出部は第１の筐体内に配置され、上記第２の検出部は第２の筐体内に配置

され、
上記第１の遅延要素は、上記第１の筐体内の上記第１の配管の端部に設けられ、
上記第２の遅延要素は、上記第２の筐体内の上記第２の配管の端部に設けられることを特徴とする血圧脈波測定装置。
【請求項３】
請求項１または２に記載の血圧脈波測定装置において、
上記第１の遅延要素及び上記第２の遅延要素は、所定の容量の空気を貯蔵するエアタンクであることを特徴とする血圧脈波測定装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
この発明は血圧脈波測定装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
従来、下肢上肢血圧比（Ankle Brachial Index:ABI）は血管の詰まりを表す指標として、また脈波伝播速度（Pulse Wave Velocity:PWV）は血管の硬さを表す指標として、それぞれ動脈硬化の診断に広く用いられている。
【０００３】
ＡＢＩとＰＷＶとはそれぞれ単独でも使用される指標であるが、例えば動脈硬化が全身に及んだ場合、ＡＢＩのみの測定では正常範囲の値が得られることがあり、ＡＢＩの値が正常である場合、ＰＷＶによって全体の動脈硬化進行状況を把握することがより正確な診断の助けとなることが分かっている。
【０００４】
そのため、このような多面的な診断を容易にするため、近年では従来別装置であったＡＢＩ測定装置とＰＷＶ測定装置を一体化した測定装置が市場に出回っている。
【０００５】
従来、この種の血圧脈波測定装置としては、例えば特許文献１（特開２０００－３１６８２１号公報）に開示されているように、上腕用及び足首用の４つのカフが本体に接続されており、これらのカフを被験者の四肢にそれぞれ取り付けて測定する装置が知られている。この本体内には、上腕用及び足首用カフからの各脈波を検出する検出手段が含まれる。ここで、上腕用及び足首用のカフを被験者の上腕及び足首にそれぞれ装着するには、本体から伸びている配管を伸ばして被験者の上腕及び足首に装着しなければならず、複数の配管が互いに絡まってしまい非常に労力と時間がかかる。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００６】
【特許文献１】特開２０００－３１６８２１号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００７】
このような状況下で、本出願人は先に、上腕用カフに接続され、上腕用カフからの脈波を検出する検出手段が含まれる第１筐体と、足首用カフに接続され、足首用カフからの脈波を検出する検出手段が含まれる第２筐体とで構成される血圧脈波測定装置を提案した（特願２０１６－０５２６０５号）。この血圧脈波測定装置によれば、配管が絡まる不具合を回避できる。例えば、上腕用カフと第１筐体とを接続する配管の長さは２メートルに設定され、足首用カフと第２筐体とを接続する配管の長さは５０センチメートルに設定される。これらの配管の長さを基準長としてＡＢＩ及びＰＷＶの測定アルゴリズムが定義される。
【０００８】
ここで、仮に上腕用カフと第１筐体とを接続する配管の長さや足首用カフと第２筐体と

を接続する配管の長さを変更する場合には、脈波が配管を伝播するのに要する時間が変わるため、上述したＡＢＩ及びＰＷＶの測定アルゴリズムも変更しなければならない。このため、設計変更に非常に労力と時間がかかる。

【０００９】

そこで、この発明の課題は、ＡＢＩ及びＰＷＶの測定アルゴリズムを変更することなしに、上肢部用カフと第１筐体とを接続する配管の長さ、および、下肢部用カフと第２筐体とを接続する配管の長さを変更できる血圧脈波測定装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

上記課題を解決するため、この発明の血圧脈波測定装置は、

下肢上肢血圧比及び脈波伝播速度を測定する血圧脈波測定装置であって、

被験者の上肢部を押圧するための第１のカフと、

上記被験者の下肢部を押圧するための第２のカフと、

上記第１のカフに第１の配管を介して接続され、上記第１のカフから上記第１の配管をこの配管の長手方向に伝播してくる第１の脈波を検出する第１の検出部と、

上記第２のカフに第２の配管を介して接続され、上記第２のカフから上記第２の配管をこの配管の長手方向に伝播してくる第２の脈波を検出する第２の検出部と、

上記第１及び第２の脈波を用いて足関節上腕血圧比及び脈波伝播速度をそれぞれ算出する制御部とを備え、

上記第１の配管及び上記第２の配管における長手方向に関して特定の位置に第１及び第２の遅延要素がそれぞれ設けられ、

上記第１の遅延要素は、上記第１の配管の伝達特性を、予め定められた第１基準長を有する配管の伝達特性に一致させるように遅延させ、

上記第２の遅延要素は、上記第２の配管の伝達特性を、予め定められた第２基準長を有する配管の伝達特性に一致させるように遅延させることを特徴とする。

【００１１】

本明細書で、脈波伝播速度とは、典型的には、上腕－足首間脈波伝播速度ｂａＰＷＶ（brachial-ankle Pulse Wave Velocity）及び心臓－足関節間動脈脈波伝播速度ｈａＰＷＶ（heart-ankle Pulse Wave Velocity）を指す。なお、心臓から足首までの動脈の硬さを反映する指標となる心臓足首血管指数（ＣＡＶＩ）（Cardio Ankle Vascular Index）は、心臓－足関節間動脈脈波伝播速度ｈａＰＷＶを対数脈波で補正することにより算出することが可能である。また、下肢上肢血圧比は、典型的には、足関節上腕血圧比ＡＢＩ（Ankle Brachial Pressure Index）を指す。

【００１２】

この発明の血圧脈波測定装置では、第１のカフと第１の検出部との間を接続する第１の配管における長手方向に関して特定の位置に第１の遅延要素が設けられている。また、第２のカフと第２の検出部との間を接続する第２の配管における長手方向に関して特定の位置に第２の遅延要素が設けられている。ここで、第１の遅延要素は、第１の配管の伝達特性を予め定められた第１基準長を有する配管の伝達特性に一致させるように遅延させ、第２の遅延要素は、第２の配管の伝達特性を予め定められた第２基準長を有する配管の伝達特性に一致させるように遅延させる。この構成により、第１基準長、第２基準長を有する配管のために定義されたＡＢＩ及びＰＷＶの測定アルゴリズムを変更する必要なしに、上肢部用カフと第１筐体とを接続する配管の長さ、および、下肢部用カフと第２筐体とを接続する配管の長さを変更することが可能となる。

【００１３】

一実施形態の血圧脈波測定装置では、

上記第１の検出部は第１の筐体内に配置され、上記第２の検出部は第２の筐体内に配置され、

上記第１の遅延要素は、上記第１の筐体内の上記第１の配管の端部に設けられ、

上記第２の遅延要素は、上記第２の筐体内の上記第２の配管の端部に設けられることを

特徴とする。
【００１４】
この一実施形態の血圧脈波測定装置では、第１の遅延要素を第１の筐体内に設け、第２の遅延要素を第２の筐体内に設けたので、被験者が上腕用及び足首用のカフを被験者の上腕及び足首にそれぞれ装着するときの邪魔にならない。
【００１５】
一実施形態の血圧脈波測定装置では、
上記第１の遅延要素及び上記第２の遅延要素は、所定の容量の空気を貯蔵するエアタンクであることを特徴とする。
【００１６】
この一実施形態の血圧脈波測定装置では、既存の製品に簡単に取り付けることができかつ小型化が容易である。
【発明の効果】
【００１７】
以上より明らかなように、この発明の血圧脈波測定装置によれば、第１基準長、第２基準長を有する配管のために定義されたＡＢＩ及びＰＷＶの測定アルゴリズムを変更する必要なしに、上肢部用カフ及び下肢部用カフに接続される各配管の長さを容易に変更することができる。
【図面の簡単な説明】
【００１８】
【図１】本発明の実施形態に係る血圧脈波測定装置１００が使用される態様を示す斜視図である。
【図２】図１の血圧脈波測定装置１００の内部の制御系の構成を概略的に示すブロック図である。
【図３Ａ】図１の血圧脈波測定装置１００が実行する下肢上肢血圧比及び脈波伝播速度測定処理を示すフローチャートである。
【図３Ｂ】図１の血圧脈波測定装置１００の圧力センサによって検出される脈波波形を示す図である。
【図４Ａ】図１のエアタンク５０ｂｒの容量を０ｃｃに設定したときの図１の配管２２ｂｒの周波数に対するゲインの変化を示す流体伝達特性に関するグラフである。
【図４Ｂ】図１のエアタンク５０ｂｒの容量を０ｃｃに設定したときの図１の配管２２ｂｒの周波数に対する位相の変化を示す流体伝達特性に関するグラフである。
【図５】図１の配管２２ｂｒの短縮長ΔＬ（ｃｍ）と、その短縮長ΔＬ（ｃｍ）に起因したずれ（図４Ａ及び図４Ｂで説明したずれ）を補正するのに必要とされるエアタンク容量（ｃｃ）との関係を示すグラフである。
【図６Ａ】図１のエアタンク５０ｂｒの容量を１１．３ｃｃに設定したときの図１の配管２２ｂｒの周波数に対するゲインの変化を示す流体伝達特性に関するグラフである。
【図６Ｂ】図１のエアタンク５０ｂｒの容量を１１．３ｃｃに設定したときの図１の配管２２ｂｒの周波数に対する位相の変化を示す流体伝達特性に関するグラフである。
【図７】本発明の実施形態の変形例に係る血圧脈波測定装置１００Ａの内部の制御系の構成を概略的に示すブロック図である。
【発明を実施するための形態】
【００１９】
以下、本発明に係る実施形態について図面を参照して説明する。なお、以下の各実施形態において、同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略する。
【００２０】
実施形態.
図１は本発明の実施形態に係る血圧脈波測定装置１００が使用される態様を示す斜視図である。この血圧脈波測定装置１００は、第１の筐体であるメインユニット１０１と、第２の筐体であるアンクルユニット１０２と、４つのカフ２４ａｒ，２４ａｌ，２４ｂｒ，

２４ｂｌとを含んでいる。
【００２１】
図１に示すように、収納ワゴン３００は、キャスター付きの脚３０１と、この脚３０１に立設された支柱３０２と、支柱３０２の先端に取り付けられた載置台３０３と、支柱３０２の途中に取り付けられ、上方に向かって開口した収納ボックス３０４とを含んでいる。載置台３０３には、メインユニット１０１が載置されている。収納ボックス３０４には、アンクルユニット１０２と、右足首（右下肢）、左足首（左上肢）用のカフ２４ａｒ，２４ａｌが収容される。右上腕（右上肢）、左上腕（左上肢）用のカフ２４ｂｒ，２４ｂｌは、メインユニット１０１の後部に設けられたフック１０１ｅ，１０１ｆに引っ掛けられて保持される。
【００２２】
メインユニット１０１と右上腕（右上肢）、左上腕（左上肢）用のカフ２４ｂｒ，２４ｂｌとは、カフ加圧用の空気を通すための第１の配管としての配管２２ｂｒ，２２ｂｌによって接続されている。さらに、所定の第１容量の空気を貯蔵するエアタンク５０ｂｒ，５０ｂｌは、配管２２ｂｒ，２２ｂｌの長手方向に関して特定の位置において配管５１ｂｒ，５１ｂｌを介してそれぞれ接続されている。ここで、配管２２ｂｒの長さと配管２２ｂｌの長さとは略同一であり、配管５１ｂｒの長さと配管５１ｂｌの長さは略同一である。ここで、エアタンク５０ｂｒ，５０ｂｌはメインユニット１０１とカフ２４ｂｒ，２４ｂｌとを接続する配管２２ｂｒ，２２ｂｌの流体伝達特性が予め定められた第１基準長を有する配管の流体伝達特性と一致するように配管２２ｂｒ，２２ｂｌのいずれかの位置に遅延要素としてそれぞれ設けられている。この例では、第１基準長は２メートルに設定されている。
【００２３】
同様に、アンクルユニット１０２と、右足首（右下肢）、左足首（左上肢）用のカフ２４ａｒ，２４ａｌとは、カフ加圧用の空気を通すための第２の配管としての配管２２ａｒ，２２ａｌによって接続されている。さらに、所定の第２容量の空気を貯蔵する空気室であるエアタンク５０ａｒ，５０ａｌは、配管２２ａｒ，２２ａｌの長手方向に関して特定の位置において配管５１ａｒ，５１ａｌを介してそれぞれ接続されている。ここで、配管２２ａｒの長さと配管２２ａｌの長さとは同一であり、配管５１ａｒの長さと配管５１ａｌの長さは同一である。ここで、エアタンク５０ａｒ，５０ａｌはアンクルユニット１０２とカフ２４ａｒ，２４ａｌとを接続する配管２２ａｒ，２２ａｌの流体伝達特性が予め定められた第２基準長を有する配管の流体伝達特性と一致するように配管２２ａｒ，２２ａｌのいずれかの位置に遅延要素としてそれぞれ設けられている。この例では、第２基準長は５０センチメートルに設定されている。
【００２４】
また、メインユニット１０１は、アンクルユニット１０２に対して、接続ケーブル２３によって電力供給および通信可能に接続されている。
【００２５】
図１に示すように、被験者２００はベッド３１０上に仰向けに横たわっている。アンクルユニット１０２は、収納ボックス３０４から取り出され、被験者２００の右足首と左足首との間のベッド３１０上に載置されている。
【００２６】
カフ２４ａｒ，２４ａｌ，２４ｂｒ，２４ｂｌは、それぞれ被験者２００の肢部に装着される。具体的には、それぞれ、右足首（右下肢）、左足首（左上肢）、右上腕（右上肢）、左上腕（左上肢）に装着される。
【００２７】
なお、以下の説明では、専ら、右足首、左足首、右上腕、左上腕に装着される例について説明する。ただし、「肢部」とは、四肢に含まれる部位を表わし、手首や指尖部などであってもよい。カフ２４ａｒ，２４ａｌ，２４ｂｒ，２４ｂｌは、特に区別する必要がない限り、これらを総称して、「カフ２４」と呼ぶ。

【００２８】
図２は図１の血圧脈波測定装置１００の内部の制御系の構成を概略的に示すブロック図である。図２に示すように、アンクルユニット１０２は、２つの検出ユニット２０ａｒ，２０ａｌを含む。メインユニット１０１は、情報処理ユニット１と、２つの検出ユニット２０ｂｒ，２０ｂｌとを含む。
【００２９】
検出ユニット２０ａｒ，２０ａｌ，２０ｂｒ，２０ｂｌは、それぞれ、被験者２００の肢部の脈波を検出するために必要なハードウェアを含む。検出ユニット２０ａｒ，２０ａｌ，２０ｂｒ，２０ｂｌの構成は全て同様であってよいので、特に区別する必要がない限り、これらを総称して、「検出ユニット２０」と呼ぶ。
【００３０】
情報処理ユニット１は、制御部２と、出力部４と、操作部６と、記憶装置８とを含む。
【００３１】
制御部２は、血圧脈波測定装置１００全体の制御を行う装置であり、代表的に、ＣＰＵ（Central Processing Unit）１０と、ＲＯＭ（Read Only Memory）１２と、ＲＡＭ（Random Access Memory）１４とを含むコンピュータで構成される。
【００３２】
ＣＰＵ１０は、演算処理部に相当し、ＲＯＭ１２に予め格納されているプログラムを読出して、ＲＡＭ１４をワークメモリとして使用しながら、当該プログラムを実行する。
【００３３】
また、制御部２には、出力部４、操作部６および記憶装置８が接続されている。出力部４は、測定された脈波や脈波解析結果などを出力する。出力部４は、ＬＥＤ（Light Emitting Diode）またはＬＣＤ（Liquid Crystal Display）などで構成される表示デバイスであってもよいし、プリンタ（ドライバ）であってもよい。この例では、図１中に示すように、メインユニット１０１の上面に、出力部４としてＬＣＤの表示画面４０が設けられている。
【００３４】
図２中に示す操作部６は、ユーザからの指示を受付ける。この例では、図１中に示すように、メインユニット１０１の上面に、操作部６として操作スイッチ６０が設けられている。ユーザは操作スイッチ６０によって電源オン、オフ、血圧測定開始などの指示を入力することができる。
【００３５】
図２中に示す記憶装置８は、各種データやプログラムを保持する。制御部２のＣＰＵ１０は、記憶装置８に記録されたデータやプログラムの読み出しや書き込みを行う。記憶装置８は、たとえば、ハードディスク、不揮発性メモリ（たとえば、フラッシュメモリ）、あるいは、着脱可能な外部記録媒体などにより構成されてよい。
【００３６】
次に、各検出ユニット２０の構成について具体的に説明する。
【００３７】
検出ユニット２０ｂｒは、カフ２４ｂｒに配管２２ｂｒを介して接続され、配管２２ｂｒを伝播してくる脈波を検出する検出部である。詳細には、検出ユニット２０ｂｒは、被験者２００の右上腕に装着されたカフ２４ｂｒの内圧（以下、「カフ圧」という）の調整および検出を行うことで、右上腕における脈波を検出する。カフ２４ｂｒは、図示のない流体袋（この例では、空気袋）を内包している。
【００３８】
検出ユニット２０ｂｒは、圧力センサ２８ｂｒと、カフ駆動部３１ｂｒと、Ａ／Ｄ（Analog to Digital）変換部２９ｂｒとを含む。カフ駆動部３１ｂｒは、配管２２ｂｒを介してカフ２４ｂｒに空気を送り込み、カフ２４ｂｒを加圧する。また、カフ駆動部３１ｂｒは、調整弁２６ｂｒと、圧力ポンプ２５ｂｒと、調整弁２６ｂｒと圧力ポンプ２５ｂｒとを接続する配管２７ｂｒとを含む。カフ２４ｂｒと、圧力センサ２８ｂｒ，調整弁２６

ｂｒとは、配管２２ｂｒによって接続されている。ここで、配管２２ｂｒのカフ２４ｂｒ側の端部には配管５１ｂｒを介してエアタンク５０ｂｒが接続されている。

【００３９】

圧力センサ２８ｂｒは、配管２２ｂｒを介して伝達される圧力変動を検出するための検出部位であり、一例として、単結晶シリコンなどからなる半導体チップに所定間隔に配列された複数のセンサエレメントを含む。圧力センサ２８ｂｒによって検出された圧力変動信号は、Ａ／Ｄ変換部２９ｂｒによってデジタル信号に変換されて、脈波信号ｐｂｒ（ｔ）として制御部２に入力される。

【００４０】

調整弁２６ｂｒは、圧力ポンプ２５ｂｒとカフ２４ｂｒとの間に介挿され、測定時にカフ２４ｂｒの加圧に用いられる圧力を所定の範囲に維持する。圧力ポンプ２５ｂｒは、制御部２からの検出指令に応じて作動し、カフ２４ｂｒを加圧するためにカフ２４ｂｒ内の流体袋（図示せず）に空気を供給する。

【００４１】

この加圧によって、カフ２４ｂｒは測定部位に押圧され、右上腕の脈波に応じた圧力変化がそれぞれ配管２２ｂｒを介して検出ユニット２０ｂｒへ伝達される。検出ユニット２０ｂｒは、この伝達される圧力変化を検出することで、右上腕の脈波を検出する。

【００４２】

検出ユニット２０ｂｌも同様に、圧力センサ２８ｂｌと、カフ駆動部３１ｂｌと、調整弁２６ｂｌと、圧力ポンプ２５ｂｌと、Ａ／Ｄ変換部２９ｂｌとを含む。カフ駆動部３１ｂｌは、配管２２ｂｌを介してカフ２４ｂｌに空気を送り込み、カフ２４ｂｌを加圧する。また、カフ駆動部３１ｂｌは、調整弁２６ｂｌと、圧力ポンプ２５ｂｌと、調整弁２６ｂｌと圧力ポンプ２５ｂｌとを接続する配管２７ｂｌとを含む。カフ２４ｂｌと、圧力センサ２８ｂｌ，調整弁２６ｂｌとは、配管２２ｂｌによって接続されている。ここで、配管２２ｂｌのカフ２４ｂｌ側の端部には配管５１ｂｌを介してエアタンク５０ｂｌが接続されている。

【００４３】

また、検出ユニット２０ａｒは、圧力センサ２８ａｒと、カフ駆動部３１ａｒと、調整弁２６ａｒと、圧力ポンプ２５ａｒと、Ａ／Ｄ変換部２９ａｒとを含む。カフ駆動部３１ａｒは、配管２２ａｒを介してカフ２４ａｒに空気を送り込み、カフ２４ａｒを加圧する。また、カフ駆動部３１ａｒは、調整弁２６ａｒと、圧力ポンプ２５ａｒと、調整弁２６ａｒと圧力ポンプ２５ａｒとを接続する配管２７ａｒとを含む。カフ２４ａｒと、圧力センサ２８ａｒ，調整弁２６ａｒとは、配管２２ａｒによって接続されている。ここで、配管２２ａｒのカフ２４ａｒ側の端部には配管５１ａｒを介してエアタンク５０ａｒが接続されている。

【００４４】

検出ユニット２０ａｌも同様に、圧力センサ２８ａｌと、カフ駆動部３１ａｌと、調整弁２６ａｌと、圧力ポンプ２５ａｌと、Ａ／Ｄ変換部２９ａｌとを含む。カフ駆動部３１ａｌは、配管２２ａｌを介してカフ２４ａｌに空気を送り込み、カフ２４ａｌを加圧する。また、カフ駆動部３１ａｌは、調整弁２６ａｌと、圧力ポンプ２５ａｌと、調整弁２６ａｌと圧力ポンプ２５ａｌとを接続する配管２７ａｌとを含む。カフ２４ａｌと、圧力センサ２８ａｌ，調整弁２６ａｌとは、配管２２ａｌによって接続されている。ここで、配管２２ａｌのカフ２４ａｌ側の端部には配管５１ａｌを介してエアタンク５０ａｌが接続されている。

【００４５】

検出ユニット２０ｂｌ，２０ａｒ，２０ａｌ内の各部の機能は、検出ユニット２０ｂｒと同様であるので、詳細な説明は繰返さない。また、検出ユニット２０内の各部についても、特に区別する必要がない限り、“ａｒ”，“ｂｒ”などの記号は省略して説明する。

【００４６】

この血圧脈波測定装置１００は、制御部２（特にＣＰＵ１０）による制御によって、後

述する図３Ａの処理フローに示すように、公知のオシロメトリック法による血圧値測定を行う。また、脈波検出を行って、脈波伝播速度として上腕－足首間脈波伝播速度ｂａＰＷＶ（brachial-ankle Pulse Wave Velocity）及び心臓－足関節間動脈脈波伝播速度ｈａＰＷＶ（heart-ankle Pulse Wave Velocity）を求めるとともに、下肢上肢血圧比として足関節上腕血圧比ＡＢＩ（Ankle Brachial Pressure Index）を求める。すなわち、制御部２は、各検出ユニット２０ｂｒ，２０ｂｌ，２０ａｌ，２０ａｒにより検出された脈波を用いて足関節上腕血圧比（ＡＢＩ）及び脈波伝播速度（ＰＷＶ）を算出する。知られているように、上腕－足首間脈波伝播速度ｂａＰＷＶは血管の硬さを示す指標であり、また、足関節上腕血圧比ＡＢＩは血管の詰まりを示す指標である。

【００４７】

以上のように構成された血圧脈波測定装置１００の動作について以下に説明する。

【００４８】

図３Ａは図１の血圧脈波測定装置１００が実行する下肢上肢血圧比及び脈波伝播速度測定処理を示すフローチャートであり、図３Ｂは図１の血圧脈波測定装置１００の圧力センサによって検出される脈波波形を示す図である。具体的には、測定を開始すると、図３ＡのステップＳ１に示すように、各検出ユニット２０内のポンプ２５を駆動して、各カフ２４の昇圧を開始する。

【００４９】

そして、ステップＳ２に示すように、圧力センサ２８でカフ圧を監視しながら、カフ圧を所定の圧力（被験者２００の最高血圧より高い圧力）まで加圧してポンプ２５を停止する（カフ昇圧完了）。次に、ステップＳ３に示すように、調整弁２６を制御して、各カフ２４の降圧を開始し、カフ圧を徐々に減圧してゆく。この減圧過程において、測定部位の動脈で発生する動脈容量の変動を各カフ２４を介して、圧力センサ２８で脈波信号として検出する。

【００５０】

そして、ステップＳ４に示すように、この脈波信号の振幅に基づいて、公知のオシロメトリック法による所定のアルゴリズムを適用して最高血圧（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（血圧測定）。これとともに、ＣＰＵ１０が下肢上肢血圧比取得部として働いて、被験者２００の左半身、右半身について、それぞれ足関節上腕血圧比ＡＢＩ＝（足関節収縮期血圧）／（上腕収縮期血圧）を算出する。また、この例では、脈拍（単位；拍／分）も算出する。なお、血圧の算出は、減圧過程に限らず、加圧過程において行われてもよい。

【００５１】

次に、ステップＳ５に示すように、調整弁２６を閉鎖して、カフ圧を規定圧（例えば５０ｍｍＨｇ程度）に保持する。この状態で、ステップＳ６に示すように、ＣＰＵ１０が脈波伝播速度取得部として働いて、圧力センサ２８によって脈波を測定する。このとき、例えば図３Ｂに示すような脈波波形が得られる。この例では、被験者２００の右上腕の波形の立ち上がりに対する左足関節の波形の立ち上がりの遅れがΔＴｌになっている。また、被験者２００の右上腕の波形の立ち上がりに対する右足関節の波形の立ち上がりの遅れがΔＴｒになっている。この遅れΔＴｌ、ΔＴｒに基づいて、被験者２００の右上腕－左足関節間、右上腕－右足関節間について、それぞれ上腕－足首間脈波伝播速度ｂａＰＷＶを次式により算出する。

ｂａＰＷＶ＝（Ｌａ－Ｌｂ）／ΔＴ

ここで、Ｌａは大動脈起始部から足関節までの距離を表し、また、Ｌｂは大動脈起始部から上腕までの距離を表している。ΔＴは、ΔＴｌまたはΔＴｒを表している（簡単のため、“ｌ”，“ｒ”の記号を省略している）。ΔＴｌ、ΔＴｒを用いて算出される上腕－足首間脈波伝播速度ｂａＰＷＶを、それぞれ左半身についての上腕－足首間脈波伝播速度ｂａＰＷＶ、右半身についての上腕－足首間脈波伝播速度ｂａＰＷＶと呼ぶ。

【００５２】

測定が完了すると、図３ＡのステップＳ７に示すように、調整弁２６を全開してカフ圧

を開放する。そして、ステップＳ８に示すように、ＣＰＵ１０が表示処理部として働いて、メインユニット１０１の上面に設けられた表示画面４０（図１参照）に測定結果を表示する。

【実施例】

【００５３】

実施例１．

先ず、配管２２ｂｒの長さが第１基準長である２メートルに対して、それよりも短縮された１．１メートルであるときの配管２２ｂｒの流体伝達特性の変化について以下に説明する。

【００５４】

図４Ａは図１のエアタンク５０ｂｒの容量を０ｃｃに設定したときの図１の配管２２ｂｒの周波数に対するゲインの変化を示す流体伝達特性に関するグラフであり、図４Ｂは図１のエアタンク５０ｂｒの容量を０ｃｃに設定したときの図１の配管２２ｂｒの周波数に対する位相の変化を示す流体伝達特性に関するグラフである。図４Ａ，図４Ｂでは、配管２２ｂｒの長さが２メートル（基準長）に設定されたときの配管２２ｂｒの流体伝達特性が実線で示され、配管２２ｂｒの長さが１．１メートルに設定されたときの配管２２ｂｒの流体伝達特性が点線で示されている。図４Ａに示すように、周波数２６（Ｈｚ）のときに生じていたゲインのピークが周波数４０（Ｈｚ）にずれていることが分かる。また、図４Ｂに示すように、配管２２ｂｒの長さが２メートル（基準長）に設定されたときの位相の変化を示す曲線と、配管２２ｂｒの長さが１．１メートルに設定されたときの位相の変化を示す曲線とにずれが生じていることが分かる。

【００５５】

すなわち、図４Ａ，図４Ｂに示すように、配管２２ｂｒの長さを基準長から変更（短縮）することにより、配管２２ｂｒの流体伝達特性にずれが生じることが分かる。なお、配管２２ｂｌ，２２ａｒ，２２ａｌについても同様である。

【００５６】

ここで、本発明では、各配管２２ｂｒ，２２ｂｌ，２２ａｒ，２２ａｌに所定の容量を有したエアタンクをそれぞれ設けることにより、上述したずれを補正している。この構成により、長さが変更された配管２２ｂｒを用いて測定されたデータに対して、基準長を有する配管２２ｂｒのために定義された測定アルゴリズムを用いてＡＢＩ及びＰＷＶを測定したとしても誤差が生じない。なお、配管２２ｂｌ，２２ａｒ，２２ａｌについても同様である。

【００５７】

次に、配管２２ｂｒに設けられたエアタンク５０ｂｒの容量の設定の仕方を以下に説明する。

【００５８】

図５は図１の配管２２ｂｒの短縮長ΔＬ（ｃｍ）と、その短縮長ΔＬ（ｃｍ）に起因したずれ（図４Ａ及び図４Ｂで説明したずれ）を補正するのに必要とされるエアタンク容量（ｃｃ）との関係を示すグラフである。ここで、短縮長ΔＬとは、基準長から短くなった長さのことをいう。図５では、図４Ａ，図４Ｂで説明したずれを補正するのに必要とされるエアタンクの容量を示している。本実施例では、配管２２ｂｒの短縮長ΔＬは９０（センチメートル）（＝２（メートル）－１．１（メートル））である。したがって、図５を参照すると、エアタンク５０ｂｒの容量は１１．３（ｃｃ）に設定される。以下に、エアタンク５０ｂｒの容量を１１．３（ｃｃ）に設定した場合の効果について説明する。なお、エアタンク５０ｂｌについても同様である。

【００５９】

図６Ａは図１のエアタンク５０ｂｒの容量を１１．３ｃｃに設定したときの図１の配管２２ｂｒの周波数に対するゲインの変化を示す流体伝達特性に関するグラフであり、図６Ｂは図１のエアタンク５０ｂｒの容量を１１．３ｃｃに設定したときの図１の配管２２ｂｒの周波数に対する位相の変化を示す流体伝達特性に関するグラフである。図６Ａ，図６

Ｂでは、配管２２ｂｒの長さが２メートル（基準長）に設定されたときの配管２２ｂｒの流体伝達特性が実線で示され、配管２２ｂｒの長さが１．１メートルに設定されたときの配管２２ｂｒの流体伝達特性が点線で示されている。図６Ａに示すように、周波数２６（Ｈｚ）のときに生じていたゲインのピークにずれが生じていないことが分かる。また、図６Ｂに示すように、配管２２ｂｒの長さが２メートル（基準長）に設定されたときの位相の変化を示す曲線と、配管２２ｂｒの長さが１．１メートルに設定されたときの位相の変化を示す曲線とが略一致していることが分かる。すなわち、エアタンク５０ｂｒは、メインユニット１０１とカフ２４ｂｒとを接続する配管２２ｂｒの流体伝達特性が基準長を有する配管の流体伝達特性と一致するように遅延要素として働いている。したがって、長さが変更された配管２２ｂｒを用いて測定されたデータに対して、基準長を有する配管のために定義された測定アルゴリズムを用いてＡＢＩ及びＰＷＶを測定したとしても誤差が生じないことが理解できる。

【００６０】

なお、配管２２ｂｌ，２２ａｒ，２２ａｌについても同様である。

【００６１】

上述したように、エアタンク５０ａｒ，５０ａｌは、アンクルユニット１０２とカフ２４ａｒ，２４ａｌとを接続する配管２２ａｒ，２２ａｌの流体伝達特性が基準長を有する配管の流体伝達特性と一致するように配管２２ａｒ，２２ａｌの長手方向の特定の位置に遅延要素としてそれぞれ設けられている。また、エアタンク５０ｂｒ，５０ｂｌは、メインユニット１０１とカフ２４ｂｒ，２４ｂｌとを接続する配管２２ｂｒ，２２ｂｌの流体伝達特性が基準長を有する配管の流体伝達特性と一致するように配管２２ｂｒ，２２ｂｌの長手方向の特定の位置に遅延要素としてそれぞれ設けられている。

【００６２】

次に、配管２２ａｒ，２２ａｌの短縮長ΔＬは１５（センチメートル）（＝５０（センチメートル）－３５（センチメートル））である。したがって、図５を参照すると、エアタンク５０ａｒ，５０ａｌの容量は１．９（ｃｃ）にそれぞれ設定される。この効果については上述したエアタンク５０ａｒの効果と同様である。なお、本実施例では、エアタンク５０ａｒ，５０ａｌの容量は非常に小さいので省略することも可能である。

【００６３】

変形例.

図７は本発明の実施形態の変形例に係る血圧脈波測定装置１００Ａの内部の制御系の構成を概略的に示すブロック図である。本変形例に係る血圧脈波測定装置１００Ａは、図２の血圧脈波測定装置１００と比較すると、エアタンク５０ａｒ，５０ａｌ，５０ｂｒ，５０ｂｌ及び配管５１ａｒ，５１ａｌ，５１ｂｒ，５１ｂｌの代わりに、メインユニット１０１内の配管２２ｂｒ，２２ｂｌの端部に設けられたエアタンク５０Ａｂｒ，５０Ａｂｌと、アンクルユニット１０２内の配管２２ａｒ，２２ａｌの端部に設けられるエアタンク５０Ａａｒ，５０Ａａｌとを備えたことが相違する。

【００６４】

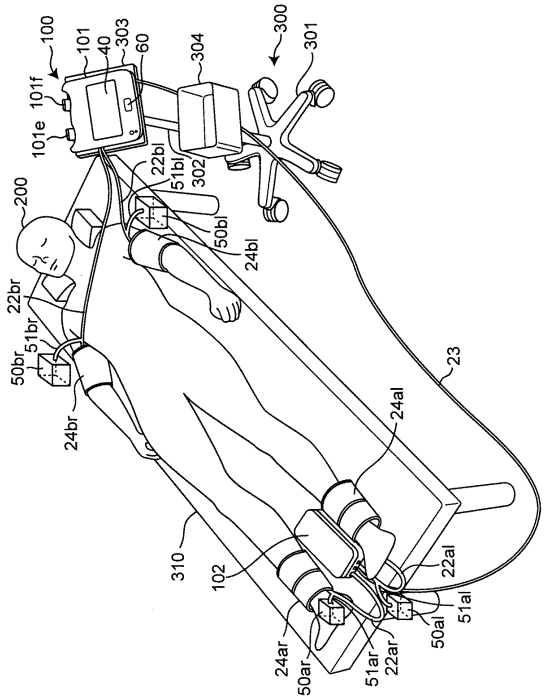
以上の変形例に係る血圧脈波測定装置１００Ａによれば、上述した実施形態と同様の動作及び作用効果を得ることができる。さらに、上述した実施形態と比較すると、各エアタンクをメインユニット１０１もしくはアンクルユニット１０２の内部に設けたので、被験者が上腕用及び足首用のカフを被験者の上腕及び足首にそれぞれ装着するときの邪魔にならない。

【００６５】

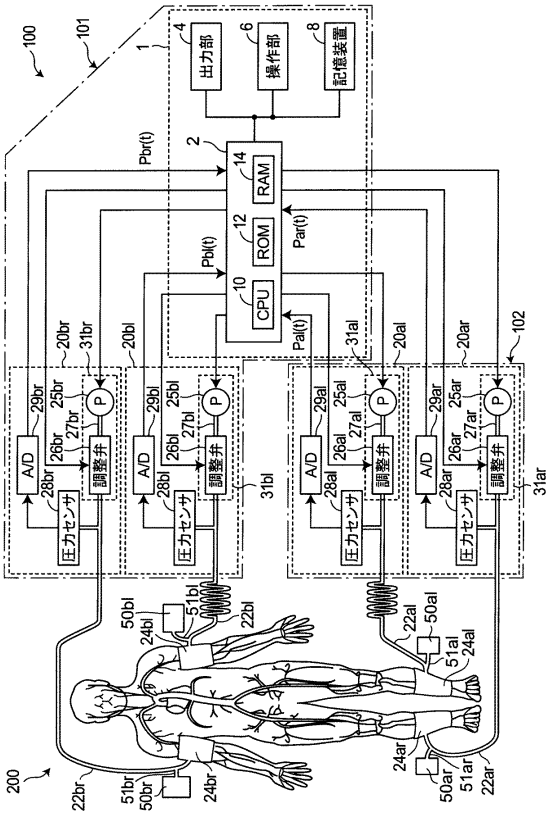
なお、上述の実施形態において、制御部２は、心臓－足関節間動脈脈波伝播速度ｈａＰＷＶに基づいてＣＡＶＩ（Cardio Ankle Vascular Index）などの指標を算出してもよい。また、上述の実施形態では、カフ２４ａｒ，２４ａｌ，２４ｂｒ，２４ｂｌが、専ら、右足首、左足首、右上腕、左上腕に装着される例について説明した。しかしながら、これに限られるものではない。カフ２４ａｒ，２４ａｌ，２４ｂｒ，２４ｂｌが装着される被測定部位は、手首や指尖部などであってもよい。

【００６６】
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。
【符号の説明】
【００６７】
１　情報処理ユニット
２　制御部
４　出力部
６　操作部
８　記憶装置
１０　ＣＰＵ
１２　ＲＯＭ
１４　ＲＡＭ
２０ａｒ，２０ａｌ，２０ｂｒ，２０ｂｌ　検出ユニット
２２ａｒ，２２ａｌ，２２ｂｒ，２２ｂｌ，２７ａｒ，２７ａｌ，２７ｂｒ，２７ｂｌ，５１ａｒ，５１ａｌ，５１ｂｒ，５１ｂｌ　配管
２３　接続ケーブル
２４ａｒ，２４ａｌ，２４ｂｒ，２４ｂｌ　カフ
２５ａｒ，２５ａｌ，２５ｂｒ，２５ｂｌ　圧力ポンプ
２６ａｒ，２６ａｌ，２６ｂｒ，２６ｂｌ　調整弁
２８ａｒ，２８ａｌ，２８ｂｒ，２８ｂｌ　圧力センサ
２９ａｒ，２９ａｌ，２９ｂｒ，２９ｂｌ　Ａ／Ｄ変換部
４０　表示画面
５０ａｒ，５０ａｌ，５０ｂｒ，５０ｂｌ，５０Ａａｒ，５０Ａａｌ，５０Ａｂｒ，５０Ａｂｌ　エアタンク
６０　操作スイッチ
１００，１００Ａ　血圧脈波測定装置
１０１　メインユニット
１０１ｅ，１０１ｆ　フック
１０２　アンクルユニット
２００　被験者
３００　収納ワゴン
３０１　脚
３０２　支柱
３０３　載置台
３０４　収納ボックス

【図１】


100
101
40
303
60
304
300
301
101f
101e
22bl
51bl
302
50bl
24bl
200
22br
51br
50br
24br
23
24al
22al
51al
50al
310
102
24ar
50ar
51ar
22ar

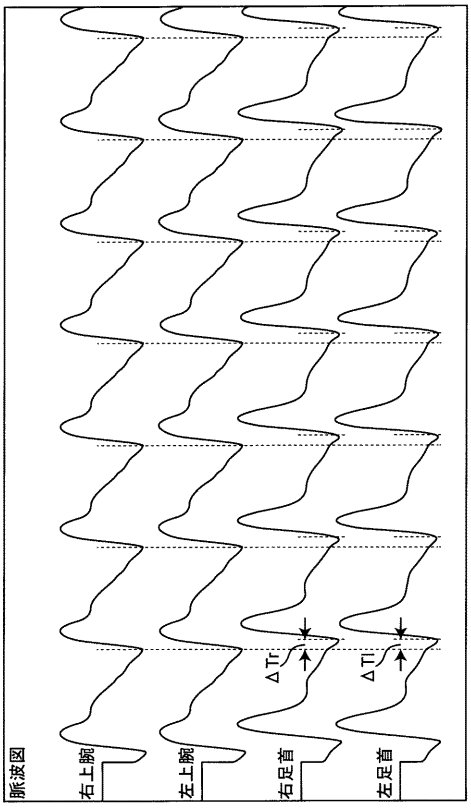
【図２】


100
101
1
4
出力部
6
操作部
8
記憶装置
2
14
RAM
12
ROM
10
CPU
Pbr(t)
Pbl(t)
Par(t)
Pal(t)
102
20br
31br
20bl
20al
31al
20ar
29br
25br
27br
26br
28br
29bl
25bl
27bl
26bl
28bl
29al
25al
27al
26al
28al
29ar
25ar
27ar
26ar
28ar
A/D
調整弁
圧力センサ
P
31bl
31ar
50bl
24bl
51bl
22bl
22al
50al
51al
24al
24ar
50ar
51ar
22ar
200
22br
51br
50br
24br

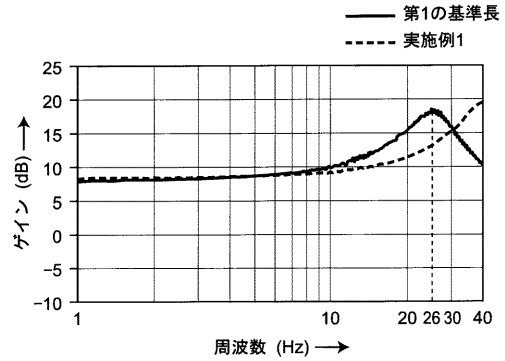
【図３Ａ】


スタート
S1
カフ昇圧開始
S2
カフ昇圧完了
S3
カフ降圧開始
S4
血圧測定
S5
カフ圧を規定圧に保持
S6
脈波測定
S7
カフ圧を開放
S8
結果(ABI/PWV)を表示
エンド

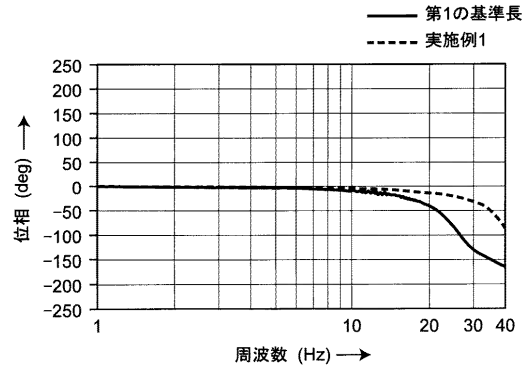
【図３Ｂ】


脈波図
右上腕
左上腕
右足首
左足首
ΔTr
ΔTl

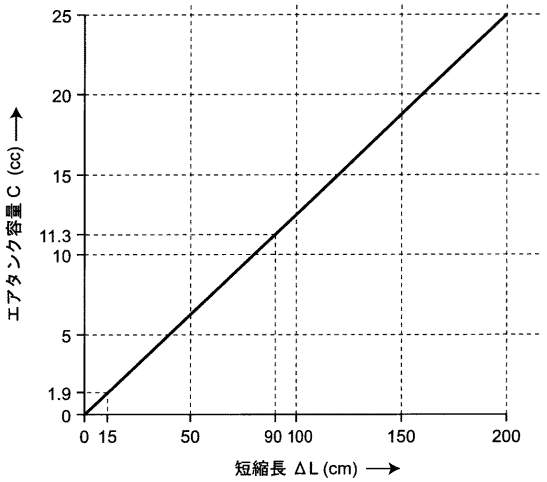
【図４Ａ】



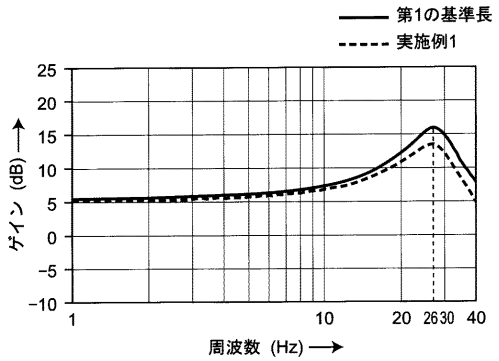
【図４Ｂ】



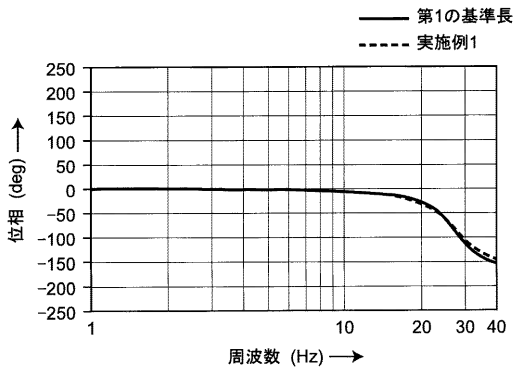
【図５】



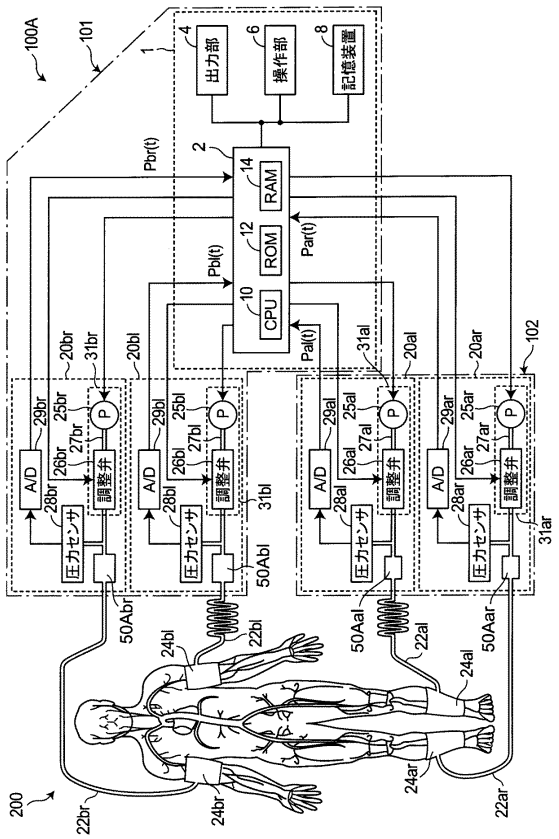
【図６Ａ】



【図６Ｂ】



【図７】



フロントページの続き

審査官　亀澤　智博

(56)参考文献　特開２００７－０３７６４８（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－０７３７２１（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－０７３７２２（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－２９０１６０（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－０６８１３３（ＪＰ，Ａ）

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