

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2011 年 5 月 19 日(19.05.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/059005 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/070035
- (22) 国際出願日: 2010 年 11 月 10 日(10.11.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-259917 2009 年 11 月 13 日(13.11.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 土井 龍介(DOI, Ryosuke) [JP/JP]; 〒6150084 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 Kyoto (JP). 西岡 孝哲(NISHIOKA, Takanori) [JP/JP]; 〒6150084 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 Kyoto (JP). 竹岡 恒平(TAKEOKA, Kohei) [JP/JP]; 〒6150084 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 Kyoto (JP). 澤野井 幸哉(SAWANOI, Yukiya) [JP/JP]; 〒6150084 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 Kyoto (JP). 八丸 泉(HACHIMARU, Izumi) [JP/JP]; 〒1070052 東京都港区赤坂 8-5-26 株式会社メイテック内 Tokyo (JP). 柳ヶ瀬 真孝(YANAGASE, Masataka) [JP/JP]; 〒6150084 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 Kyoto (JP). 堀端 健一(HORIBATA, Kenichi) [JP/JP]; 〒1070052 東京都港区赤坂 8-5-26 株式会社メイテック内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所 (Fukami Patent Office, p.c.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目 2 番 7 号 中之島セントラルタワー Osaka (JP).

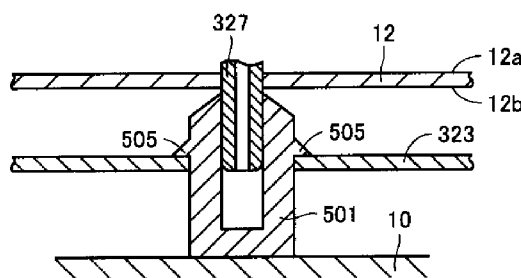
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV,

[続葉有]

(54) Title: ELECTRONIC SPHYGMOMANOMETER

(54) 発明の名称: 電子血圧計

[図17]



(57) Abstract: By providing, in an electronic sphygmomanometer, protruding members (505) on the outside perimeter of a first air port connection head (501), when a first air port (327) is pushed into the first air port connection head (501), the protruding members (505) elastically deform going past a first shield plate (323), and are positioned inside the first shield plate (323). As a result, the first air port connection head (501) is prevented from being removed from the first air port (327), and the operator is given a sensation that the device is fitted as the protruding member (505) resumes the original form. Thereby, in the arrangement structure of the pressure sensors used in the electronic sphygmomanometer, the structure around the pressure sensors makes it possible to increase the reliability of blood pressure measurement.

(57) 要約: この電子血圧計は、第 1 エアポート連結ヘッド (501) の外周面に突起部材 (505) を設けておくことで、第 1 エアポート連結ヘッド (501) に第 1 エアポート (327) が押し込まれた場合には、突起部材 (505) が弾性変形しながら第 1 シールドプレート (323) を乗り越えて、第 1 シールドプレート (323) の内側に位置する。その結果、第 1 エアポート連結ヘッド (501) の第 1 エアポート (327) からの抜けを防止するとともに、突起部材 (505) の形状の復元にもなる装着感を作業者に与える。これにより、電子血圧計に用いられる圧力センサの配置構造において、血圧測定値の信頼性を向上させることを可能とする圧力センサ周りの構造を備える電子血圧計を提供することが可能となる。

WO 2011/059005 A1



SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, ZA, ZM, ZW.

GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,
NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 電子血圧計

技術分野

[0001] この発明は、電子血圧計に関し、特に血圧測定値の信頼性を向上させる電子血圧計に関する。

背景技術

[0002] 血圧は循環器疾患を解析する指標の一つである。血圧に基づいて循環器疾患のリスク解析を行なうことは、たとえば脳卒中や心不全や心筋梗塞などの心血管系の疾患の予防に有効である。特に、早朝に血圧が上昇する早朝高血圧は心臓病や脳卒中などに関係している。さらに、早朝高血圧の中でも、モーニングサージと呼ばれる起床後 1 時間から 1 時間半ぐらいの間に急激に血圧が上昇する症状は、脳卒中との因果関係があることが判明している。そこで、時間（生活習慣）と血圧変化の相互関係を把握することが、心血管系の疾患のリスク解析に有用である。したがって、長期間にわたり、連続的に血圧測定することが必要となってきた。

[0003] また、近年の研究成果により、病院や健康診断時に測定する血圧（随時血圧）よりも、家庭で測定した家庭血圧が、より心血管系疾患の予防・診断・治療に有効であることが判明してきている。これにともない、家庭向け血圧計が広く普及し、家庭血圧値を診断に使用する動きも始まっている。

[0004] 血圧計による測定精度を向上させるために、特開平 7-51233 号公報（以下、特許文献 1）に開示の発明によれば、血圧測定のための圧力センサの特性に依存した測定値の誤差を補正するための処理が、電子血圧計の生産時点で行なわれている。

[0005] 特開平 2-19133 号公報（以下、特許文献 2）および米国特許第 7,594,892 号明細書（以下、特許文献 3）に開示の発明によれば、2つの圧力センサを用いて血圧測定値の信頼性を向上させる技術が開示されている。

- [0006] 特許文献 1 に開示される電子血圧計では、電子血圧計の生産時点で個別の電子血圧計における特性の相違に依拠して、圧力センサに関する補正をするが、病院等医療施設で用いる血圧計とは異なり、家庭向け血圧計は購入したあとは、故障したときなど特定の状況を除き、定期的な校正は行われないのである。
- [0007] たとえば、血圧測定に最も重要な圧力センサの出力が、規定されている許容差以上にずれていたとしても、その現象を知る方法はなく、血圧測定値が正しいかどうかは不明であった。そのため、血圧測定値が通常の高血圧値や随時血圧と大きく異なっているにもかかわらず、真に血圧値が異なっているのか、血圧計の圧力センサの誤差により異なっているのかが不明であり、使用者に不安を与える一因となっていた。
- [0008] また、一部の医療施設向けの血圧計では、2 個の圧力センサを搭載し、これら圧力センサの出力に基づき圧力の監視を行なうものがある。しかしながらこの血圧計においては、2 個の圧力センサの機能は別の目的に用いられていた。つまり、一方の圧力センサで得られるカフ圧情報で血圧を算出し、他方の圧力センサの出力に基づき異常検出を行っていた。
- [0009] 具体的には、圧力センサの検出圧力値が、たとえば 300 mmHg を大きく超えたときに異常を検出する。この場合にはポンプを停止し、弁を開放して、安全が確保される。したがって、他方の圧力センサは、日本の医療規格 IEC 60601-2-30 に規定される安全対策のために適用されるものであり、血圧測定に使用する一方の圧力センサの精度を保証するものではなかった。
- [0010] したがって、血圧算出のための一方の圧力センサの精度は、当該圧力センサそのものによって保証する必要がある。そのため、温度変化などの外乱に影響されず、経年変化の少ない高精度の圧力センサが要求されるので、圧力センサが高価となるという欠点があった。また、別目的の機能の圧力センサが 2 個搭載されているということより、圧力センサが 1 個の血圧計に比較し、圧力センサの故障による血圧計の故障率が単純に 2 倍になる。

- [0011] 一方、電子血圧計に用いられる圧力センサは、気体や液体の圧力をダイヤフラム（ステンレスダイヤフラム、シリコンダイヤフラム、など）を介して、感圧素子で計測し、電気信号に変換し出力する。
- [0012] たとえば、半導体ピエゾ抵抗拡散圧力センサの場合には、ダイヤフラムの表面には、半導体ひずみゲージが設けられ、外部からの力（圧力）によってダイヤフラムが変形して発生するピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化を電気信号に変換する。
- [0013] また、静電容量形圧力センサの場合には、ガラスの固定極とシリコンの可動極を対向させてコンデンサを形成し、外部からの力（圧力）によって可動極が変形して発生する静電容量の変化を電気信号に変換する。
- [0014] このように、圧力センサには測定すべき外部からの力（圧力）のみが加わることで、血圧測定値の信頼性を維持することができる。しかし、ダイヤフラムの変形量や、可動極の変形量はミクロンオーダーであるため、外部からの不要な応力による影響を受けやすく、圧力センサ周りに関する構造は、十分に検討する必要がある。しかし、特許文献 1 から 3 には、圧力センサ周りに関する具体的な構造については、何ら開示も検討もされていない。

先行技術文献

特許文献

- [0015] 特許文献1：特開平 7－5 1 2 3 3 号公報
特許文献2：特開平 2－1 9 1 3 3 号公報
特許文献3：米国特許第 7, 5 9 4, 8 9 2 号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0016] この発明が解決しようとする課題は、圧力センサ周りに関する具体的な構造が十分に検討されていない点にある。したがって、本発明の目的は、電子血圧計に用いられる圧力センサの配置構造において、血圧測定値の信頼性を向上させることを可能とする圧力センサ周りの構造を備える電子血圧計を提

供することにある。

課題を解決するための手段

- [0017] この発明に基づいた電子血圧計においては、測定部位に装着するカフと、上記カフに加える圧力を調整する加圧・減圧装置と、圧力センサを含み、上記圧力センサから出力される圧力情報に基づき上記カフ内のカフ圧を検出するための圧力検出装置と、上記圧力検出装置が検出するカフ圧の変化に基づき血圧を算出する血圧算出装置とを備えている。
- [0018] 上記圧力センサは、内部基板の第1主面上に配設され、上記圧力センサは、上記内部基板の上記第1主面とは反対側の第2主面側に突出するエアポートを有し、上記エアポートには、圧力センサ用エアチューブが連結され、上記圧力センサ用エアチューブには、上記カフに連結するカフ用エアチューブから分岐する分岐エアチューブが連結される。
- [0019] 上記圧力センサ用エアチューブは、上記エアポートに連結されるエアポート連結ヘッドを有し、上記エアポート連結ヘッドと上記内部基板との間には、上記エアポート連結ヘッドを上記内部基板に係合する係合領域が設けられる。
- [0020] 上記電子血圧計の他の形態においては、上記内部基板は、上記第2主面側に上記エアポートを露出させる開口部が設けられ、上記第2主面から所定の間隙を隔てて配設されシールドプレートを有し、上記エアポート連結ヘッドは、その外周面上に上記エアポートに連結される際に、上記開口部において上記シールドプレートの内面側に係合する、上記係合領域としての突起部材を有する。
- [0021] 上記電子血圧計の他の形態においては、上記圧力センサとして、第1圧力センサおよび第2圧力センサを有し、上記圧力検出装置は、上記第1圧力センサおよび上記第2圧力センサから出力される圧力情報に基づき上記カフ内のカフ圧を検出し、上記エアポートとして、上記第1圧力センサの第1エアポートと、上記第2圧力センサの第2エアポートとを有し、上記内部基板は、上記第2主面側に上記第1エアポートを露出させる第1開口部が設けられ

、上記第2主面から所定の間隙を隔てて配設された第1シールドプレートと、上記第2主面側に上記第2エアポートを露出させる第2開口部が設けられ、上記第2主面から所定の間隙を隔てて配設された第2シールドプレートとを有し、上記圧力センサ用エアチューブは、上記第1エアポートに連結される第1エアポート連結ヘッドと、上記第2エアポートに連結される第2エアポート連結ヘッドとを有し、上記第1エアポート連結ヘッドは、その外周面に上記第1エアポートに連結される際に、上記第1開口部において上記第1シールドプレートの内面側に係合する上記突起部材を有し、上記第2エアポート連結ヘッドは、その外周面に上記第2エアポートに連結される際に、上記第2開口部において上記第2シールドプレートの内面側に係合する、上記突起部材を有する。

[0022] 上記電子血圧計の他の形態においては、上記突起部材は、上記エアポート連結ヘッドの外側面に2以上設けられる。

発明の効果

[0023] この発明に基づいた電子血圧計によれば、血圧測定値の信頼性を向上させることを可能とする圧力センサの配置構造を備える電子血圧計を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]実施の形態における電子血圧計の外観を示す斜視図である。

[図2]実施の形態における電子血圧計のハードウェア構成図である。

[図3]実施の形態における電子血圧計の機能構成図である。

[図4]実施の形態における血圧測定の処理フローチャートである。

[図5]実施の形態における電子血圧計の表カバーを取り外した状態における内部構造を示す斜視図である。

[図6]実施の形態における電子血圧計に用いられる内部基板および2つの圧力センサの配置構造を、内部基板の裏面側から見た第1の図である。

[図7]実施の形態における電子血圧計に用いられる内部基板および2つの圧力センサの配置構造を、内部基板の裏面側から見た第2の図である。

[図8]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブの構造を示す断面図である。

[図9]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブの外観を示す斜視図である。

[図10]図9中のX-X線矢視断面図である。

[図11]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブのさらに他の構造を示す、図9中のX-X線矢視に相当する断面図である。

[図12]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブのさらに他の構造を示す、図9中のX-X線矢視に相当する断面図である。

[図13]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブのさらに他の構造を示す斜視図である。

[図14]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブのさらに他の構造を示す斜視図である。

[図15]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブの固定構造を示す断面図である。

[図16]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブの固定ステップを示す第1断面図である。

[図17]実施の形態における電子血圧計に用いられるエアチューブの固定ステップを示す第2断面図である。

発明を実施するための形態

[0025] 以下、この発明に基づいた実施の形態における電子血圧計について図面を参照して詳細に説明する。なお、以下に説明する実施の形態において、個数、量などに言及する場合、特に記載がある場合を除き、本発明の範囲は必ずしもその個数、量などに限定されない。また、以下に複数の実施の形態が存在する場合、特に記載がある場合を除き、各々の実施の形態の構成を適宜組み合わせることは、当初から予定されている。各図中、同一符号は同一または相当部分を指し、重複する説明は繰返さない場合がある。

[0026] 本実施の形態では、測定部位を上腕とし、オシロメトリック法で血圧を算

出し、一例として圧力センサが２個搭載されている電子血圧計について説明する。なお、血圧算出のために適用される方法は、オシロメトリック法に限定されない。

[0027] （電子血圧計１の外観）

図１は、この発明の実施の形態に係る電子血圧計１の外観を示す図である。図２は、本発明の実施の形態に係る電子血圧計のハードウェア構成を表わすブロック図である。図１および図２を参照して、電子血圧計１は、本体部１０と、表カバー１１と、被測定者の上腕に巻付け可能なカフ２０とを備える。カフ２０は、空気袋２１を含む。表カバー１１には、たとえば液晶などにより構成される表示部４０と、ユーザ（被測定者）からの指示を受付けるための複数のスイッチからなる操作部４１とが配置されている。

[0028] 本体部１０は、上述の表示部４０および操作部４１に加え、各部を集中的に制御し各種の演算処理を行なうためのＣＰＵ（Central Processing Unit）１００と、ＣＰＵ１００に所定の動作をさせるためのプログラムやデータを記憶するための処理用のメモリ４２と、測定した血圧データなどを格納するためのデータ格納用のメモリ４３と、本体部１０の各部に電力を供給するための電源４４と、現在時間を計時して計時データをＣＰＵ１００に出力するタイマ４５とを含む。

[0029] 操作部４１は、電源をＯＮまたはＯＦＦするための指示の入力と測定開始および終了の指示を受付ける測定／停止スイッチ４１Ａと、タイマ４５をセットするために操作されるタイマセットスイッチ４１Ｂと、メモリ４３に格納された血圧データなどの情報をメモリ４３から読出し、表示部４０に表示する指示を受付けるためのメモリスイッチ４１Ｃと、タイマセットの際の数字とメモリ呼び出しの際のメモリ番号の上げ下げの指示を受付けるための矢印スイッチ４１Ｄ、４１Ｅとを有する。

[0030] 本体部１０は、さらに、ポンプ５１および排気弁（以下、弁という）５２を含むカフ圧の調整機構を有する。ポンプ５１、弁５２および空気袋２１内の圧力（カフ圧）を検出するための第１圧力センサ３２１および第２圧力セ

ンサ 3 2 2 からなるエア系は、カフ用エアチューブ 3 1 を介して、カフ 2 0 に内包される空気袋 2 1 と接続される。

[0031] 本体部 1 0 は、さらに、上述したエア系と、カフ圧の調整機構と、第 1 発振回路 3 3 1 および第 2 発振回路 3 3 2 と、を含む。カフ圧の調整機構は、ポンプ 5 1 および弁 5 2 のほか、ポンプ駆動回路 5 3 と弁駆動回路 5 4 とを有する。

[0032] ポンプ 5 1 は、カフ圧を加圧するために、空気袋 2 1 に空気を供給する。弁 5 2 は、空気袋 2 1 の空気を排出しまたは封入するために開閉される。ポンプ駆動回路 5 3 は、ポンプ 5 1 の駆動を CPU 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいて制御する。弁駆動回路 5 4 は弁 5 2 の開閉制御を CPU 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいて行なう。

[0033] 第 1 圧力センサ 3 2 1 および第 2 圧力センサ 3 2 2 には、一例として静電容量型の圧力センサを用いる。静電容量型の圧力センサは、検出するカフ圧に応じて容量値が変化する。第 1 発振回路 3 3 1 および第 2 発振回路 3 3 2 はそれぞれ、対応する圧力センサに接続されて、対応の圧力センサの容量値に基づき発振する。

[0034] これにより、対応する圧力センサの容量値に応じた周波数を有する信号（以下、周波数信号という）を出力する。出力した周波数信号は CPU 1 0 0 に与えられる。CPU 1 0 0 は、第 1 発振回路 3 3 1 または第 2 発振回路 3 3 2 から入力する周波数信号を圧力に変換することによって、圧力を検知する。

[0035] 図 3 には、本実施の形態に係る電子血圧計 1 の機能構成が示される。図 3 を参照して、CPU 1 0 0 には、圧力調整部 1 1 1、血圧算出部 1 1 2、センサ異常検出部 1 1 3、記録部 1 1 4、および表示処理部 1 1 5 を備える。

[0036] 圧力調整部 1 1 1 はポンプ駆動回路 5 3 および弁駆動回路 5 4 を介してポンプ 5 1 および弁 5 2 を制御し、カフ用エアチューブ 3 1 を介して空気袋 2 1 内に空気を流入・排出することにより、カフ圧を調整する。

[0037] 血圧算出部 1 1 2 は第 1 発振回路 3 3 1 または第 2 発振回路 3 3 2 から入

力する周波数信号（この周波数信号は圧力情報信号を指示する）に基づき脈波振幅情報を検出し、検出した脈波振幅情報に基づきオシロメトリック法に従い収縮期血圧および拡張期血圧を算出し、ならびに検出した脈波振幅情報に基づき所定時間当たりの脈拍数を算出する。

[0038] 具体的には、圧力調整部 1 1 1 によりカフ圧を所定値まで徐々に加圧（または減圧）させる過程において、第 1 発振回路 3 3 1 または第 2 発振回路 3 3 2 から入力するカフ圧に基づいて脈波振幅情報を検出し、検出した脈波振幅情報に基づき被測定者の収縮期血圧および拡張期血圧を算出する。血圧算出部 1 1 2 によるオシロメトリック法に従う血圧の算出および脈拍の算出は、従来から知られている方法を適用することができる。

[0039] センサ異常検出部 1 1 3 は、第 1 発振回路 3 3 1 および第 2 発振回路 3 3 2 から出力される周波数信号を入力し、入力した信号を解析することにより、第 1 圧力センサ 3 2 1 および第 2 圧力センサ 3 2 2 の異常を検出する。

[0040] 記録部 1 1 4 はメモリ 4 3 のデータを読み出し、またはメモリ 4 3 に書込む機能を有する。具体的には、血圧算出部 1 1 2 からの出力データを入力し、入力したデータ（血圧測定データ）をメモリ 4 3 の所定記憶領域に格納する。さらに、センサ異常検出部 1 1 3 からの出力データを入力し、入力したデータ（圧力センサの異常の検出結果）をメモリ 4 3 の所定記憶領域に格納する。また記録部 1 1 4 は、操作部 4 1 のメモリスイッチ 4 1 C の操作に基づきメモリ 4 3 の所定記憶領域から測定データを読み出し表示処理部 1 1 5 に出力する。

[0041] 表示処理部 1 1 5 は、与えられるデータを入力し、表示可能な形式に変換して表示部 4 0 に表示する。

[0042] 図 3 では CPU 1 0 0 の周辺回路について、CPU 1 0 0 と直接に入出力する部分のみを示している。

[0043] 図 4 を参照して、本実施の形態に係る血圧測定の処理手順について説明する。図 4 の処理手順を示すフローチャートは、予めプログラムとして、メモリ 4 2 に格納されており、CPU 1 0 0 がメモリ 4 2 から当該プログラムを

読出し命令を実行することにより、図4の血圧測定処理が実現される。

- [0044] まず、被測定者が測定／停止スイッチ41Aを操作（押す）すると（ステップST1）、CPU100は、図示のない作業用メモリを初期化する（ST2）。
- [0045] 続いて、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322の0mmHgの調整を行なう（ST3）。
- [0046] ここで、被測定者は、カフ20を被測定者の測定部位（上腕）に巻付けて装着する。カフ20を巻きつけた後、被測定者は測定／停止スイッチ41Aを操作（押す）すると（ステップST4）、圧力調整部111はポンプ駆動回路53および弁駆動回路54に制御信号を出力する。ポンプ駆動回路53および弁駆動回路54は制御信号に基づき弁52を閉鎖した後に、ポンプ51を駆動する。これにより、カフ圧は所定の圧力まで徐々に加圧される（ステップST5、ST6）。
- [0047] 所定の圧力まで加圧した後（ステップST6で $\geq$ 所定加圧値）、圧力調整部111はポンプ駆動回路53および弁駆動回路54に制御信号を出力する。ポンプ駆動回路53および弁駆動回路54は制御信号に基づきポンプ51を停止し、その後、弁52を徐々に開くように制御する。これにより、カフ圧は徐々に減圧していく（ステップST7）。
- [0048] この減圧過程において、血圧算出部112は第1発振回路331または第2発振回路332から出力される周波数信号に基づき、すなわち第1圧力センサ321または第2圧力センサ322によって検出されたカフ圧信号に基づき脈波振幅情報を検出し、検出した脈波振幅情報に所定の演算を行なう。この演算により収縮期血圧および拡張期血圧が算出される（ステップST8、ST9）。脈波振幅情報は、測定部位の動脈の容積変化成分を表し、検出するカフ圧信号に含まれる。血圧算出部112による血圧の算出においては、圧力センサの特性変化に従う演算が行なわれる。なお、血圧測定は減圧過程に限らず、加圧過程（ステップST5）において行なわれてもよい。
- [0049] 収縮期血圧・拡張期血圧が算出されて決定すると（ステップST9でYE

S)、圧力調整部 111 は弁駆動回路 54 を介して弁 52 を全開にし、カフ 20 内の空気を急速排気する(ステップ S T 10)。

[0050] 血圧算出部 112 により算出された血圧のデータは、表示処理部 115 と記録部 114 に出力される。表示処理部 115 は血圧データを入力して、表示部 40 に表示する(ステップ S T 11)。また、記録部 114 は血圧データを入力し、タイマ 45 から入力する時間データを関連付けて、メモリ 43 の所定記憶領域に格納する(ステップ S T 12)。

[0051] なお、血圧算出部 112 は検出される脈波振幅情報に基づき脈拍数を算出することもできる。算出された脈拍数は表示処理部 115 により表示部 40 に表示されるとともに、記録部 114 により血圧データと関連付けてメモリ 43 に格納される。

[0052] なお、ここまでの動作は従来の血圧計と同様である。従来の電子血圧計では、血圧を算出するための最も重要な要素である圧力センサが正常か異常かを使用者が判断することが不可能であったため、血圧測定値が通常値(例えば、前日の測定値、病院での測定値など)と大きく異なった場合(例えば 10 mmHg 以上相違していた場合)、それが生体の生理情報に起因するものなのか、圧力センサが故障したためなのかが不明であり、不安感を抱くことがあった。

[0053] そこで、本実施の形態の電子血圧計 1 は第 1 圧力センサ 321 と第 2 圧力センサ 322 を搭載し、これら圧力センサが検出したカフ圧の平均値を血圧として算出する。これにより経年変化により一方の圧力センサの検出精度にバラツキが発生しても、平均値を算出することで、血圧測定値の信頼性を向上させることができる。

[0054] (圧力センサの配置構造)

次に、図 5 から図 7 を参照して、第 1 圧力センサ 321 と第 2 圧力センサ 322 との配置構造について説明する。図 5 は、本実施の形態における電子血圧計 1 の本体部 10 から表カバー 11 を取り外した状態における内部構造を示す斜視図である。本実施の形態における電子血圧計 1 は、載置面 B に載

置した状態において、表面カバー 11 が傾斜する構造を有している。

[0055] ユーザ（被測定者）による表示部 40 の視認容易性、および、表面カバー 11 に設けられた操作部 40 の操作容易性の観点から、ユーザ（被測定者）側（手前側：図 5 中 H1 側）が低く、奥側（図 5 中 H2 側）が高くなるように、表面カバー 11 は傾斜（図 5 中 Y 方向）している。そのため、内部に収容される内部基板 12 も、表面カバー 11 と並行に配置され、手前側（図 5 中 H1 側）が低く、奥側（図 5 中 H2 側）が高くなるように傾斜している。

[0056] 図 5 に示すように、第 1 圧力センサ 321 および第 2 圧力センサ 322 は、内部基板 12 の第 1 主面である表面側 12a において、電子血圧計 1 の表面カバー 11 の傾斜方向とは交差する横方向（図 5 中 X 方向）に沿って配置されている。本実施の形態では、一例として、電子血圧計 1 の表面カバー 11 の傾斜方向に対して直交する方向に第 1 圧力センサ 321 および第 2 圧力センサ 322 を配置している。図 6 および図 7 は、内部基板 12 を第 1 主面とは反対側である第 2 主面である裏面側から見た図である。また、図 6 は、第 1 圧力センサ 321 および第 2 圧力センサ 322 に圧力センサ用エアチューブ 500 が装着されていない状態を示し、図 7 は、第 1 圧力センサ 321 および第 2 圧力センサ 322 に圧力センサ用エアチューブ 500 が装着された状態を示している。

[0057] 図 6 に示すように、内部基板 12 の裏面側においては、第 1 圧力センサ 321 の第 1 エアポート 327、および第 2 圧力センサ 322 の第 2 エアポート 328 が突出するように所定の距離（L1）を隔てて配置されている。また、第 1 エアポート 327 の周囲に位置する内部基板 12 の裏面 12b 上には、第 1 発振回路が形成されおり、この第 1 発振回路を保護するための第 1 シールドプレート 323 が、内部基板 12 の裏面 12b 上に取り付けられている。第 1 シールドプレート 323 には、第 1 エアポート 327 を露出させるための第 1 開口部 325 が設けられている。第 1 シールドプレート 323 と、内部基板 12 の裏面との間には、所定の間隙が形成されている。

[0058] 同様に、第 2 エアポート 328 の周囲に位置する内部基板 12 の裏面 12

b上にも、第2発振回路が形成されており、この第2発振回路を保護するための第2シールドプレート324が、内部基板12の裏面12b上に取り付けられている。第2シールドプレート324には、第2エアポート328を露出させるための第2開口部326が設けられている。第2シールドプレート324と、内部基板12の裏面との間には、所定の間隙が形成されている。

[0059] 図7に示すように、実際の使用時においては、第1圧力センサ321の第1エアポート327と、第2圧力センサ322の第2エアポート328とには、圧力センサ用エアチューブ500が装着され。圧力センサ用エアチューブ500には、カフ用エアチューブ31から分岐する分岐エアチューブ401が連結されている。

[0060] 圧力センサ用エアチューブ500は、第1エアポート327に連結される第1エアポート連結ヘッド501と、第2エアポート328に連結される第2エアポート連結ヘッド502と、第1エアポート連結ヘッド501に設けられ、分岐エアチューブ401が連結される第1連結チューブ503と、第1エアポート連結ヘッド501と第2エアポート連結ヘッド502とを連通する第2連結チューブ504とを有している。圧力センサ用エアチューブ500の材質としては、エラストマー（ゴム、熱可塑性エラストマー）等が用いられる。

[0061] 本実施の形態における圧力センサの配置構造によれば、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322は、圧力センサ用エアチューブ500の荷重が加わることによる応力を略等しくすることを可能としている。たとえば、2つの圧力センサを上下方向（図5中のX方向に対して直交する方向）に並べて配置した場合には、内部基板12が傾斜しているために、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322には、不均一に圧力センサ用エアチューブ500の荷重が加わる。

[0062] しかし、本実施の形態においては、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322を、内部基板12の第1主面である表面側12aにおいて、内部基板12の傾斜方向とは交差する横方向（図5中X方向）に沿って配置す

ることにより、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322は、載置面Bから同じ高さ位置となるように配置されている。

[0063] これにより、図7に示すように、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322に、圧力センサ用エアチューブ500を装着した場合には、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322に、略均等に圧力センサ用エアチューブ500の荷重が加わり、両圧力センサに加わる応力を略等しくすることが可能となる。

[0064] その結果、2つの第1圧力センサ321および第2圧力センサ322を用いた電子血圧計による血圧測定値の信頼性を向上させることが可能となる。なお、より均等に圧力センサ用エアチューブ500の荷重が第1圧力センサ321および第2圧力センサ322に加わるようにするには、図8に示すように、第1エアポート連結ヘッド501と第2エアポート連結ヘッド502との中間位置に、分岐エアチューブ401が連結される第1連結チューブ503を配設することが好ましい。

[0065] (圧力センサ用エアチューブ500の詳細構造)

次に、図9から図14を参照して、圧力センサ用エアチューブの詳細構造について説明する。まず、図9および図10を参照して、図7に示す圧力センサ用エアチューブ500の詳細構造について説明する。

[0066] 圧力センサ用エアチューブ500は、上記したように、第1エアポート327に連結される第1エアポート連結ヘッド501と、第2エアポート328に連結される第2エアポート連結ヘッド502と、第1エアポート連結ヘッド501に設けられ、分岐エアチューブ401が連結される第1連結チューブ503と、第1エアポート連結ヘッド501と第2エアポート連結ヘッド502とを連通する第2連結チューブ504とを有している。圧力センサ用エアチューブ500の材質としては、エラストマー（ゴム、熱可塑性エラストマー）等が用いられる。

[0067] 第1連結チューブ503の外径は D_b であり、内径は D_c である。具体的な寸法の一例としては、外径（ D_b ）は約4.5mm、内径は（ D_c ）は約

2 mmである。また、第2連結チューブ504の外径は D_a であり、内径は第1連結チューブ503と同じ D_c である。具体的な寸法の一例としては、外径(D_a)は約4 mmである。

[0068] このように、第1連結チューブ503の肉厚さよりも、第2連結チューブ504の肉厚さの方が薄くなるように設けることで、第1連結チューブ503よりも第2連結チューブ504の方が柔軟性に富むことになる。その結果、第1エアポート327と第2エアポート328との間隔(L_1 : 図6参照)に対して、圧力センサ用エアチューブ500の製造寸法に誤差が生じた場合であっても、第2連結チューブ504が伸縮することにより、圧力センサ用エアチューブ500の製造寸法誤差を吸収することが可能となる。

[0069] その結果、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322に、圧力センサ用エアチューブ500を装着した場合には、第2連結チューブ504が応力緩和機能(S_f)を発揮して、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322に不必要な応力(圧縮応力/引張り応力)が加わることを緩和させることが可能となる。その結果、2つの第1圧力センサ321および第2圧力センサ322を用いた電子血圧計による血圧測定値の信頼性を向上させることが可能となる。

[0070] (圧力センサ用エアチューブ500A/500Bの詳細構造)

次に、図11を参照して、他の形態の圧力センサ用エアチューブ500Aの詳細構造について説明する。図11は、図9中のX-X線矢視に相当する断面図である。この圧力センサ用エアチューブ500Aは、第1連結チューブ503の外径と第2連結チューブ510の外径とは同じ外径寸法(D_b)であり、第2連結チューブ510の内径寸法(D_d)が、第1連結チューブ503の内径寸法(D_c)よりも大きくなるように設けられている。具体的な寸法の一例としては、第2連結チューブ510の内径寸法(D_d)は約2.5 mmである。

[0071] この構成を採用することによっても、第1連結チューブ503の肉厚さよりも、第2連結チューブ510の肉厚さの方が薄くなり、圧力センサ用エア

チューブ５００と同様の応力緩和機能（Ｓｆ）を期待することが可能となる。なお、図１２に示す圧力センサ用エアチューブ５００Ｂは、図１１に示す第２連結チューブ５１０とは異なり、第２連結チューブ５２０を、第１連結チューブ５０３、第１エアポート連結ヘッド５０１、および第２エアポート連結ヘッド５０２より柔軟な異なる部材で構成するようにしたものであり、寸法関係は第２連結チューブ５１０と同じである。

[0072] （圧力センサ用エアチューブ５００Ｃの詳細構造）

次に、図１３を参照して、他の形態の圧力センサ用エアチューブ５００Ｃの詳細構造について説明する。この圧力センサ用エアチューブ５００Ｃは、第２連結チューブ５３０に凸形状構造のチューブを採用している。この構造を採用することで、第２連結チューブ５３０は伸縮可能となり、圧力センサ用エアチューブ５００と同様の応力緩和機能（Ｓｆ）を期待することが可能となる。

[0073] （圧力センサ用エアチューブ５００Ｄの詳細構造）

次に、図１４を参照して、他の形態の圧力センサ用エアチューブ５００Ｄの詳細構造について説明する。この圧力センサ用エアチューブ５００Ｄは、第２連結チューブ５４０に蛇腹構造のチューブを採用している。この構造を採用することで、第２連結チューブ５４０は伸縮可能となり、圧力センサ用エアチューブ５００と同様の応力緩和機能（Ｓｆ）を期待することが可能となる。

[0074] （圧力センサ用エアチューブ５００の固定構造）

次に、図９、および図１５から図１７を参照して、圧力センサ用エアチューブ５００の固定構造について説明する。なお、図１１から図１４に示した圧力センサ用エアチューブ５００Ａ～５００Ｄについての固定構造も、圧力センサ用エアチューブ５００の固定構造と同じである。また、図１５については、内部基板１２の表面側が下方、裏面側が上方となるように図示している。

[0075] 図９を参照して、圧力センサ用エアチューブ５００の第１エアポート連結

ヘッド５０１の外側面には、第１エアポート３２７に連結される際に、第１シールドプレート３２３に設けられた第１開口部３２５において、第１シールドプレート３２３の内面側に係合する突起部材５０５が形成されている。本実施の形態においては、突起部材５０５は、１８０°対向する位置に合計２箇所設けられている。

[0076] 同様に、圧力センサ用エアチューブ５００の第２エアポート連結ヘッド５０２の外側面には、第２エアポート３２８に連結される際に、第２シールドプレート３２４に設けられた第２開口部３２６において、第２シールドプレート３２４の内面側に係合する突起部材５０５が形成されている。本実施の形態においては、突起部材５０５は、１８０°対向する位置に合計２箇所設けられている。

[0077] 図１５を参照して、圧力センサ用エアチューブ５００の固定構造については、第１エアポート連結ヘッド５０１および第２エアポート連結ヘッド５０２は同じ構造の採用が可能であるため、以下の説明では、第１エアポート連結ヘッド５０１の固定構造についてのみ説明する。

[0078] 第１エアポート連結ヘッド５０１を第１シールドプレート３２３に設けられた第１開口部３２５から、第１エアポート３２７に差し込むことで、第１エアポート連結ヘッド５０１の外周面に設けられた突起部材５０５は、弾性変形しながら第１シールドプレート３２３を乗り越えて、第１シールドプレート３２３の内側に位置することになる。これにより、第１エアポート連結ヘッド５０１を第１シールドプレート３２３に固定することが可能となる。その結果、第１エアポート連結ヘッド５０１の第１エアポート３２７からの抜けを防止することができる。

[0079] ここで、図１６および図１７を参照して、電子血圧計１の組み立て工程における、第１エアポート連結ヘッド５０１の第１シールドプレート３２３への固定について説明する。図１６に示すように、第１エアポート連結ヘッド５０１（圧力センサ用エアチューブ）は、予め本体部１０の所定位置に載置されている。

- [0080] 次に、第1エアポート連結ヘッド501の上方から、内部基板12を本体部10の所定位置に載置する。このとき、作業者からは第1エアポート連結ヘッド501を視認することができない。第1エアポート連結ヘッド501は弾性力があるため、第1エアポート連結ヘッド501に第1エアポート327を押し込むことで、第1エアポート連結ヘッド501の固定は可能であるとも言える。しかし、第1エアポート327の位置がずれた場合には、第1エアポート連結ヘッド501が折れ曲がった状態で、内部基板12が本体部10に押さえつけられることも考えられる。
- [0081] 一方、本実施の形態においては、突起部材505を設けておくことで、第1エアポート連結ヘッド501に第1エアポート327が押し込まれた場合には、突起部材505が弾性変形しながら第1シールドプレート323を乗り越えて、第1シールドプレート323の内側に位置する際に、突起部材505の形状の復元にともなう装着感を作業者が得ることができる。これにより、作業者からは視認することができない第1エアポート連結ヘッド501への第1エアポート327の連結を確認することが可能となる。
- [0082] なお、本実施の形態においては、エアポート連結ヘッドに突起部材を設け、シールドプレートに係合する構造を採用しているが、この構造に限定されない。たとえば、突起部材に係合させるための専用のプレートを内部基板12上に設けることが可能である。また、他の形態としては、内部基板12に直接係合領域を設け、この係合領域にエアポート連結ヘッドに係合させる構造を採用することも可能である。
- [0083] なお、本実施の形態においては、エアポート連結ヘッドの外周面の2箇所に突起部材を設ける場合について説明しているが、上記したように、作業者が突起部材の形状の復元にともなう装着感を得ることを重視する場合には、突起部材をエアポート連結ヘッドの外周面に1箇所設ける構成でもかまわない。
- [0084] また、本実施の形態においては、圧力センサ用エアチューブ500には、2つの圧力センサを連結するために、第1エアポート連結ヘッド501およ

び第2エアポート連結ヘッド502を設ける場合について説明しているが、圧力センサ用エアチューブの固定構造については、一つの圧力センサに対して本実施の形態の構成を採用することが可能である。

[0085] なお、上記実施の形態においては、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322を内部基板12の表面側12aに配置し、圧力センサ用エアチューブ500を内部基板12の裏面側12bに配置した場合について説明しているが、第1圧力センサ321および第2圧力センサ322を内部基板12の裏面側12bに配置し、圧力センサ用エアチューブ500を内部基板12の表面側12aに配置した場合であっても同様の作用効果を得ることが可能である。

[0086] また、上記実施の形態においては、2つの圧力センサを用いた場合について説明しているが、3つ以上の圧力センサを用いた場合であっても、本実施の形態の構成を採用することが可能である。

[0087] 以上、本発明の実施の形態について説明したが、今回開示された実施の形態は全ての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内での全ての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0088] 1 電子血圧計、10 本体部、11 表カバー、12 内部基板、12a 表面側、20 カフ、21 空気袋、31 カフ用エアチューブ、40 表示部、41 操作部、41A 測定／停止スイッチ、41B タイマセットスイッチ、41C メモリスイッチ、41D、41E 矢印スイッチ、42、43 メモリ、44 電源、45 タイマ、51 ポンプ、52 弁、53 ポンプ駆動回路、54 弁駆動回路、100 CPU (Central Processing Unit)、111 圧力調整部、112 血圧算出部、113 センサ異常検出部、114 記録部、115 表示処理部、321 第1圧力センサ、322 第2圧力センサ、323 第1シールドプレート、324 第2シールドプレート、325 第1開口部、326 第2開口部、32

7 第1エアポート、331 第1発振回路、332 第2発振回路、40
1 分岐エアチューブ、500, 500A, 500B, 500C, 500D
圧力センサ用エアチューブ、501 第1エアポート連結ヘッド、502
第2エアポート連結ヘッド、503 第1連結チューブ、504, 510
, 520, 530 第2連結チューブ、505 突起部材。

請求の範囲

[請求項1]

測定部位に装着するカフ（２０）と、
前記カフ（２０）に加える圧力を調整する加圧・減圧装置（５１）と、
圧力センサ（３２１，３２２）を含み、前記圧力センサ（３２１，３２２）から出力される圧力情報に基づき前記カフ内（２０）のカフ圧を検出するための圧力検出装置（３３１，３３２）と、
前記圧力検出装置（３３１，３３２）が検出するカフ圧の変化に基づき血圧を算出する血圧算出装置（１００）と、を備え、
前記圧力センサ（３２１，３２２）は、内部基板（１２）の第１主面（１２ａ）上に配設され、
前記圧力センサ（３２１，３２２）は、前記内部基板（１２）の前記第１主面（１２ａ）とは反対側の第２主面（１２ｂ）側に突出するエアポート（３２７，３２８）を有し、
前記エアポート（３２７，３２８）には、圧力センサ用エアチューブ（５００）が連結され、
前記圧力センサ用エアチューブ（５００）には、前記カフ（２０）に連結するカフ用エアチューブ（３１）から分岐する分岐エアチューブ（４０１）が連結され、
前記圧力センサ用エアチューブ（５００）は、前記エアポート（３２７，３２８）に連結されるエアポート連結ヘッド（５０１）を有し、
前記エアポート連結ヘッド（５０１）と前記内部基板（１２）との間には、前記エアポート連結ヘッド（５０１）を前記内部基板（１２）に係合する係合領域（３２３，３２４，５０５）が設けられる、電子血圧計。

[請求項2]

前記内部基板（１２）は、前記第２主面（１２ｂ）側に前記エアポート（３２７，３２８）を露出させる開口部（３２５，３２６）が設

けられ、前記第2主面（12b）から所定の間隙を隔てて配設されシールドプレート（323, 324）を有し、

前記エアポート連結ヘッド（501）は、その外周面に前記エアポート（327, 328）に連結される際に、前記開口部（326）において前記シールドプレート（323, 324）の内面側に係合する、前記係合領域としての突起部材（505）を有する、請求の範囲第1項に記載の電子血圧計。

[請求項3] 前記突起部材（504, 505）は、前記エアポート連結ヘッド（501）の外側面に2以上設けられる、請求の範囲第2項に記載の電子血圧計。

[請求項4] 前記圧力センサとして、第1圧力センサ（321）および第2圧力センサ（322）を有し、

前記圧力検出装置（331, 332）は、前記第1圧力センサ（321）および前記第2圧力センサ（322）から出力される圧力情報に基づき前記カフ内（20）のカフ圧を検出し、

前記エアポートとして、前記第1圧力センサ（321）の第1エアポート（327）と、前記第2圧力センサ（322）の第2エアポート（328）とを有し、

前記内部基板（12）は、前記第2主面（12b）側に前記第1エアポート（327）を露出させる第1開口部（325）が設けられ、前記第2主面（12b）から所定の間隙を隔てて配設された第1シールドプレート（323）と、前記第2主面（12b）側に前記第2エアポート（328）を露出させる第2開口部（326）が設けられ、前記第2主面（12b）から所定の間隙を隔てて配設された第2シールドプレート（324）とを有し、

前記圧力センサ用エアチューブ（500）は、前記第1エアポート（327）に連結される第1エアポート連結ヘッド（501）と、前記第2エアポート（328）に連結される第2エアポート連結ヘッド

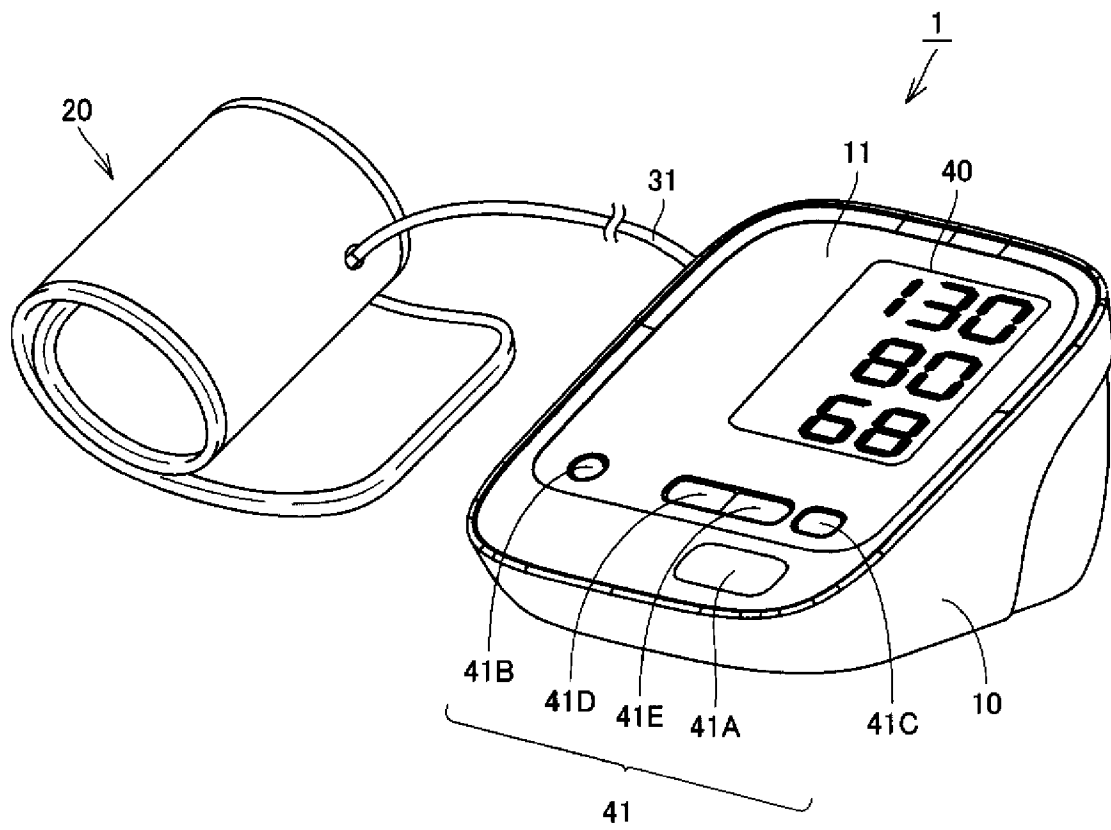
(502)とを有し、

前記第1エアポート連結ヘッド(501)は、その外周面に前記第1エアポート(327)に連結される際に、前記第1開口部(326)において前記第1シールドプレート(323)の内面側に係合する、前記突起部材(505)を有し、

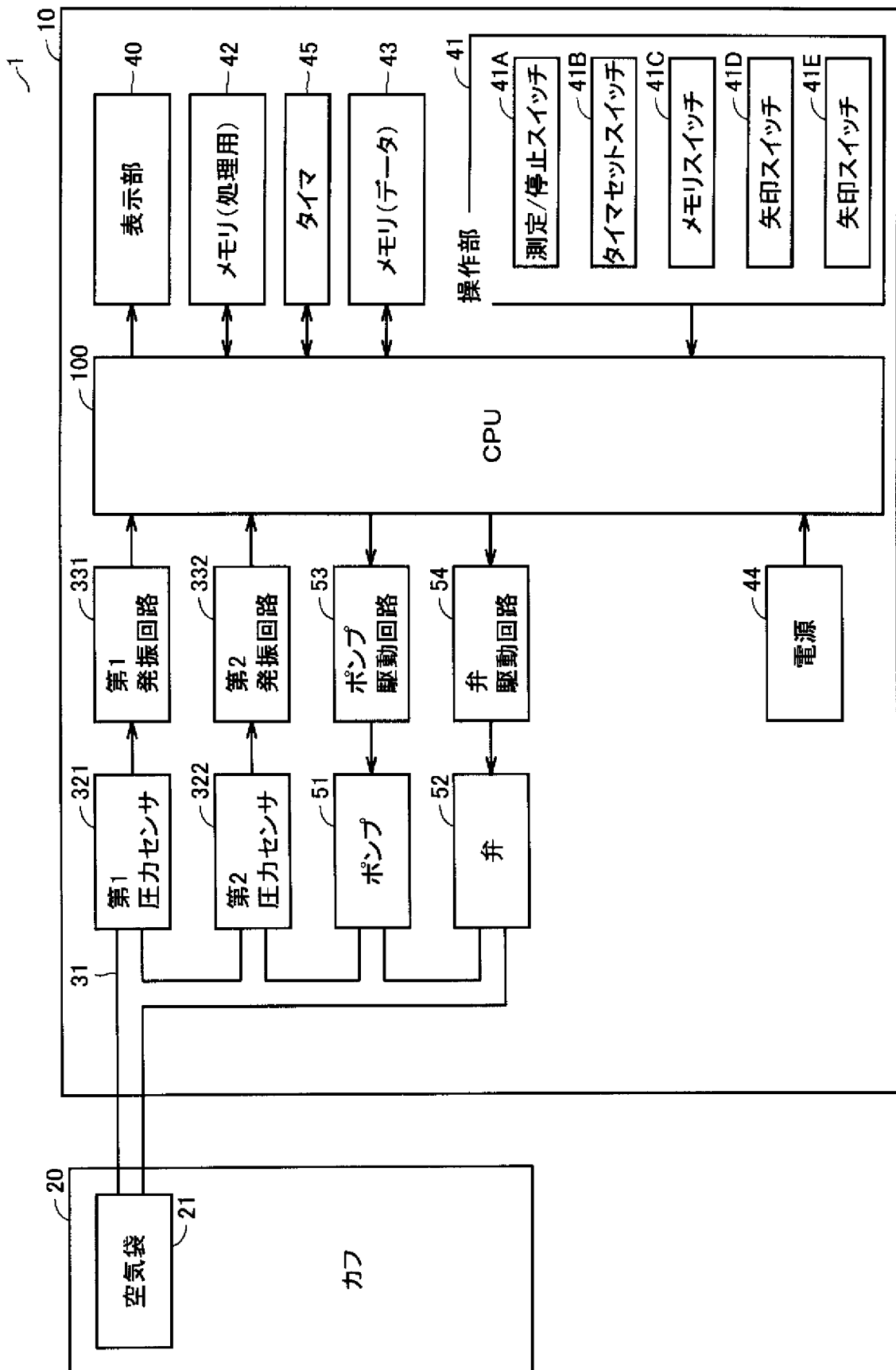
前記第2エアポート連結ヘッド(502)は、その外周面に前記第2エアポート(328)に連結される際に、前記第2開口部(327)において前記第2シールドプレート(324)の内面側に係合する、前記突起部材(505)を有する、請求の範囲第2項に記載の電子血圧計。

[請求項5] 前記突起部材(504, 505)は、前記エアポート連結ヘッド(501)の外側面に2以上設けられる、請求の範囲第4項に記載の電子血圧計。

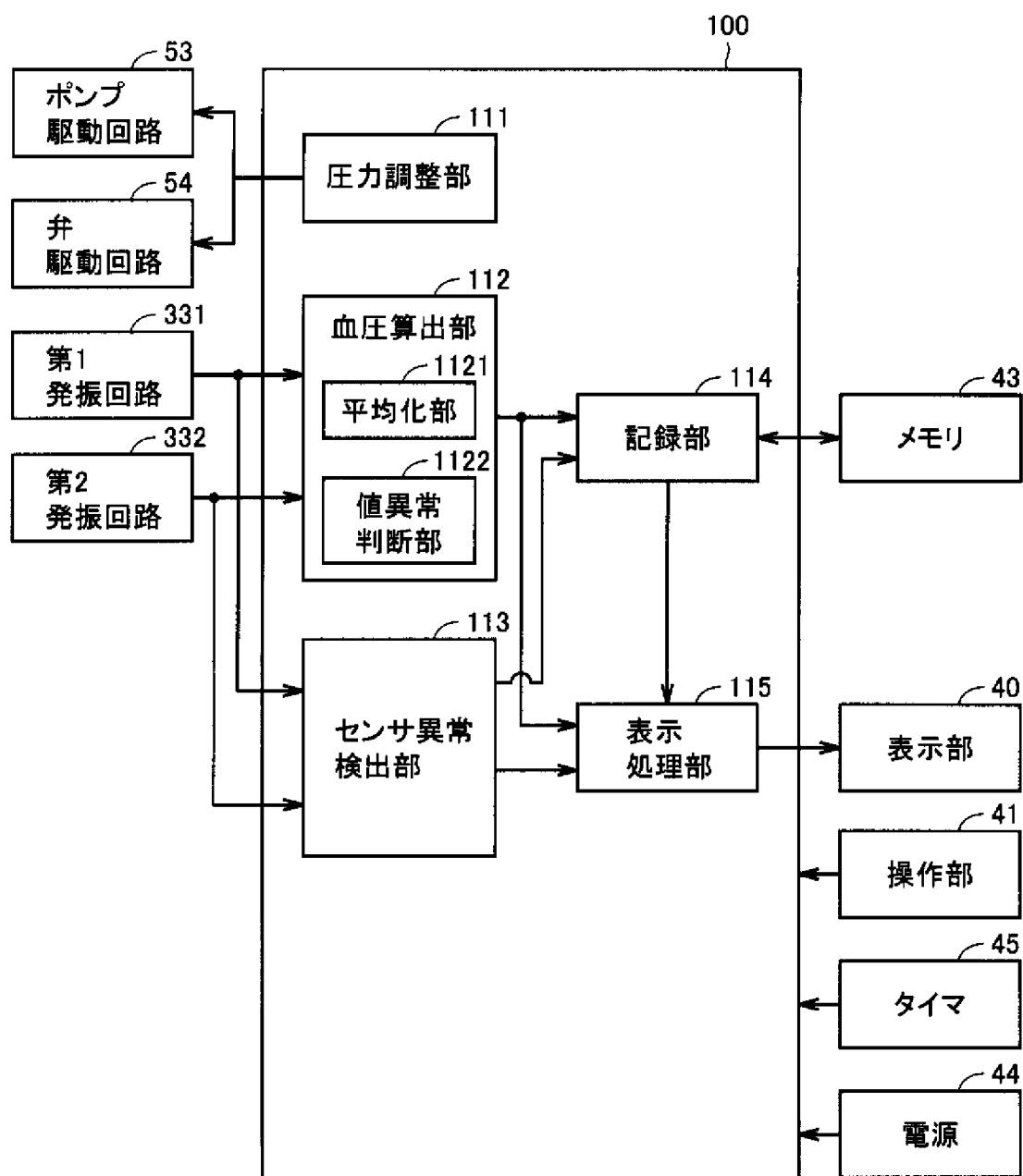
[図1]



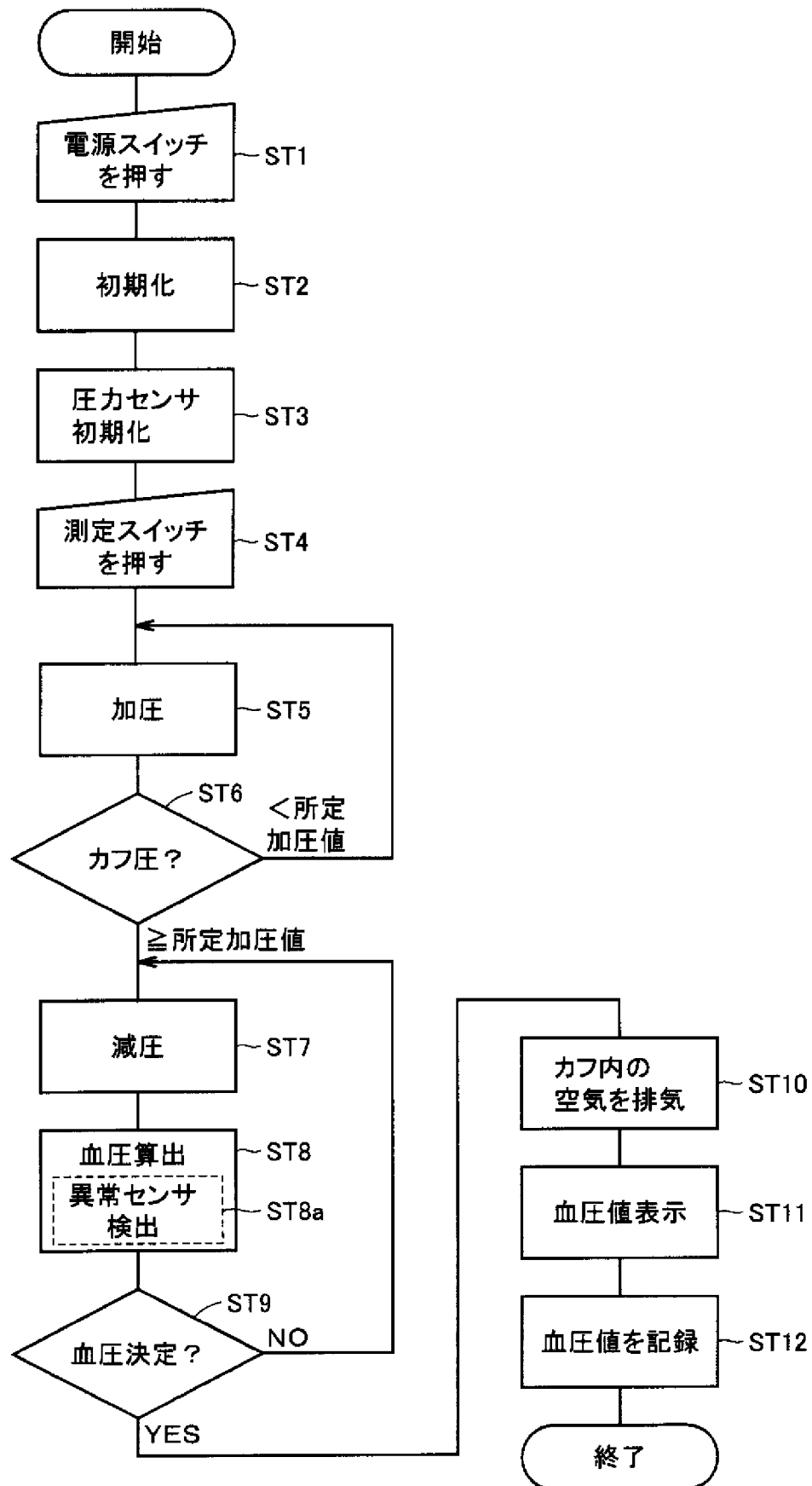
[図2]



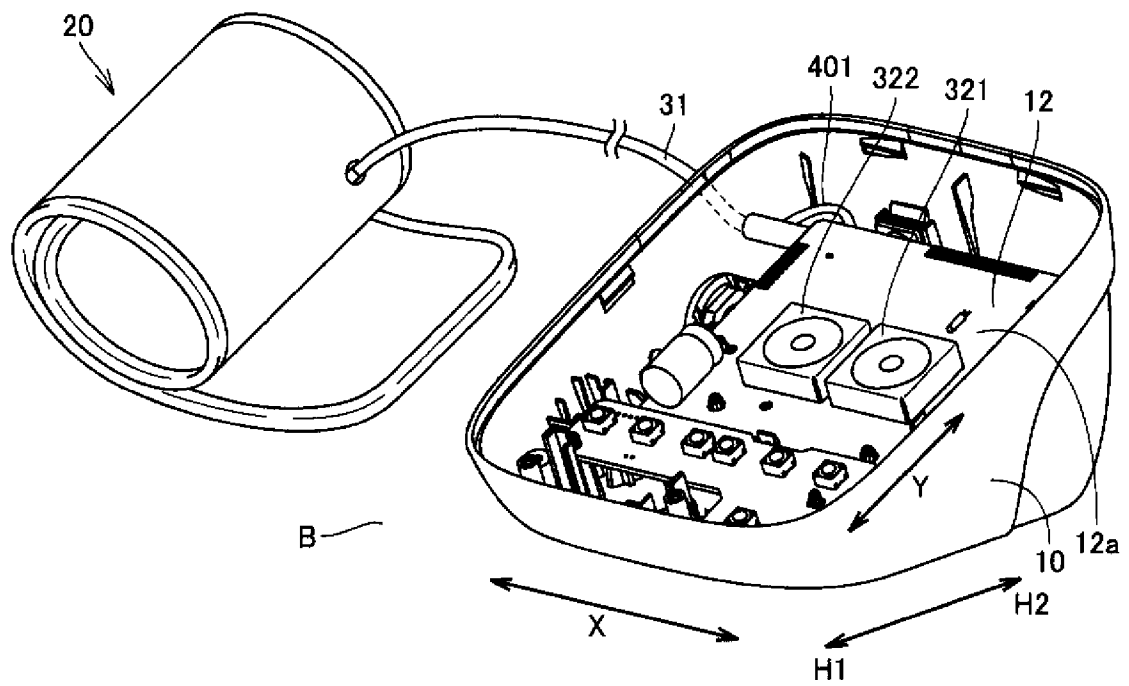
[図3]



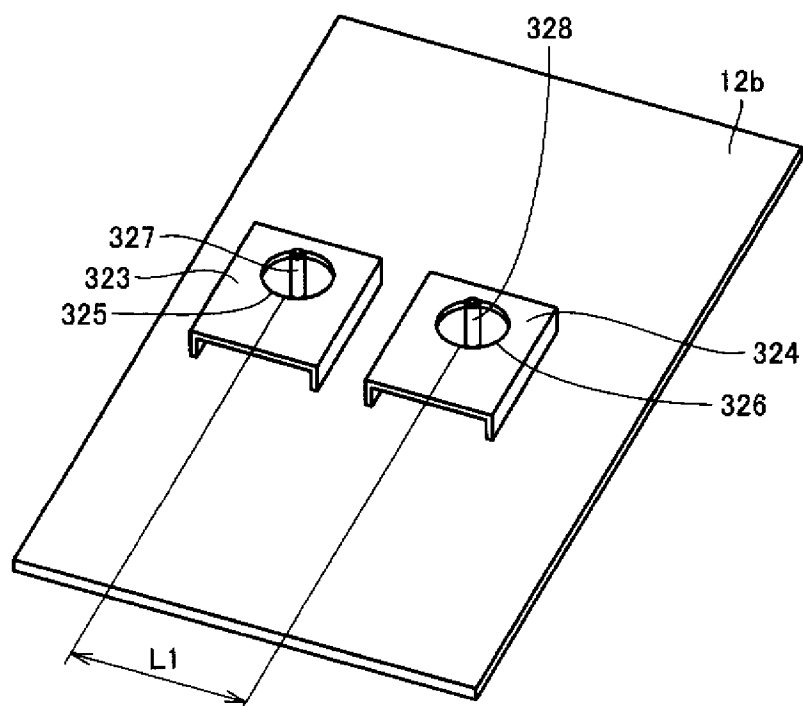
[図4]



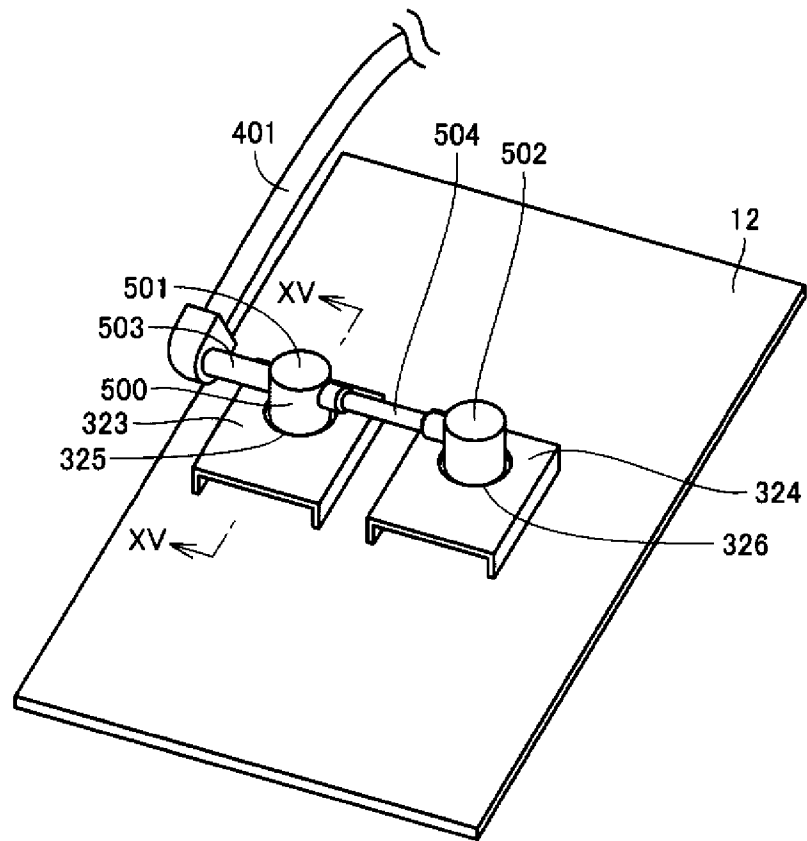
[図5]



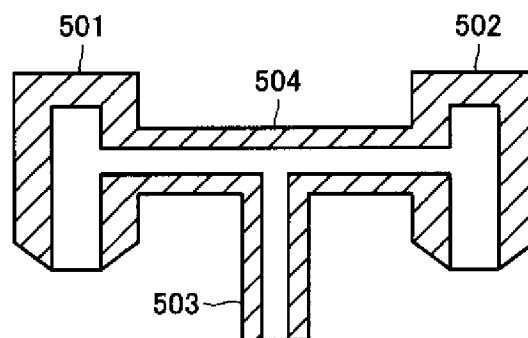
[図6]



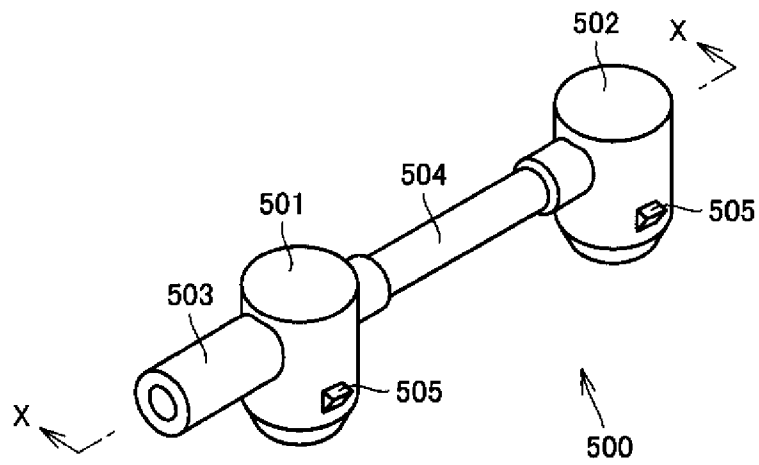
[図7]



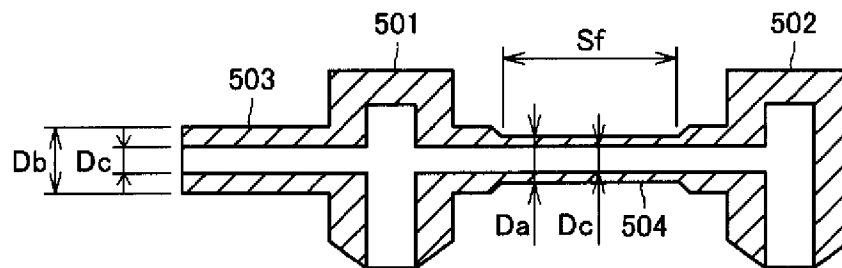
[図8]



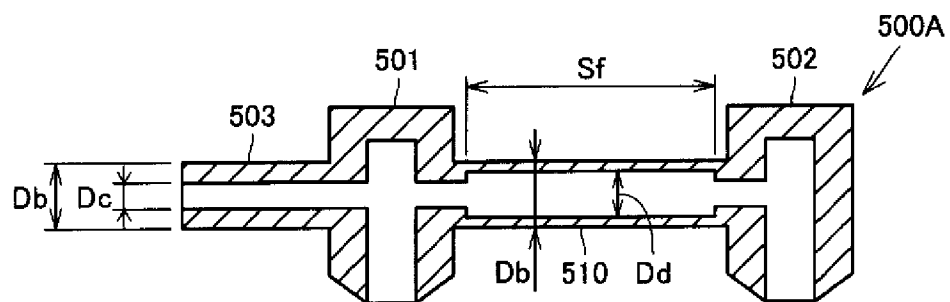
[図9]



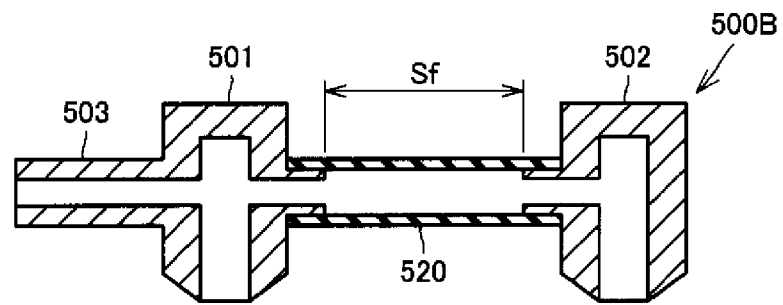
[図10]



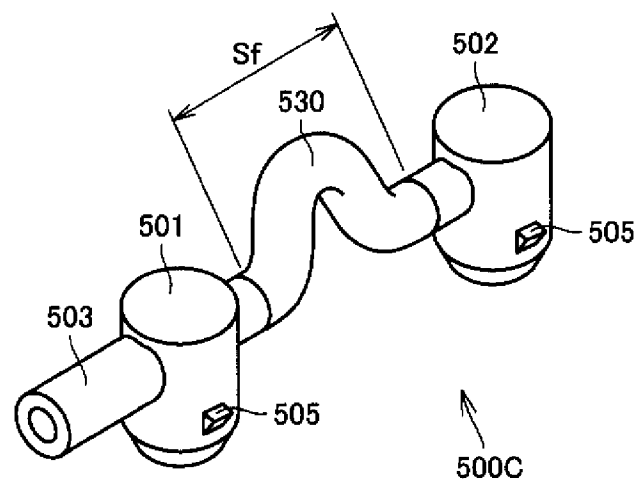
[図11]



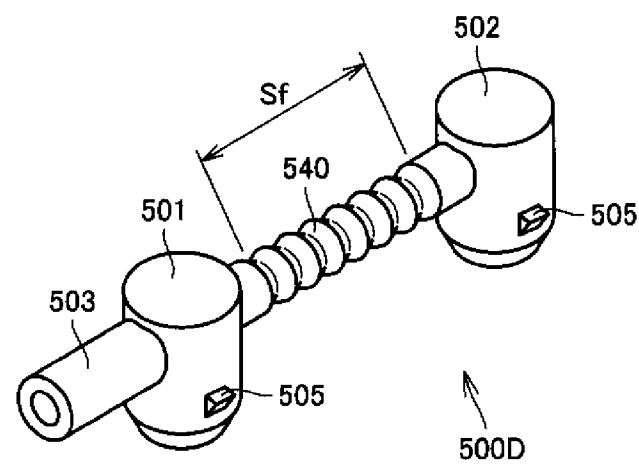
[図12]



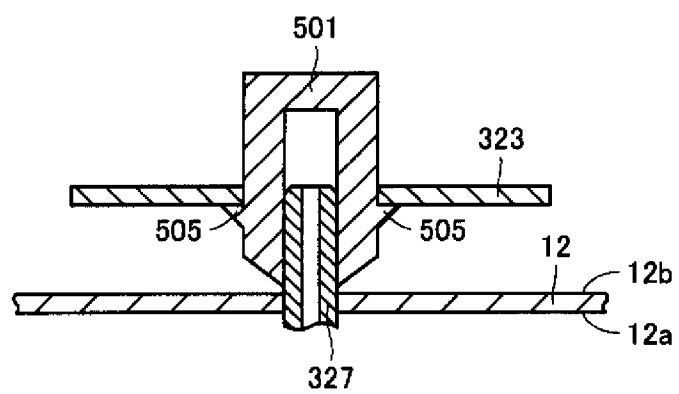
[図13]



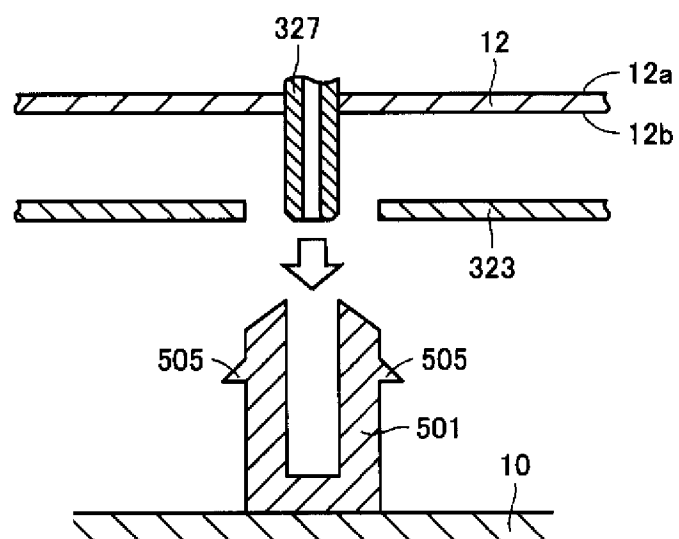
[図14]



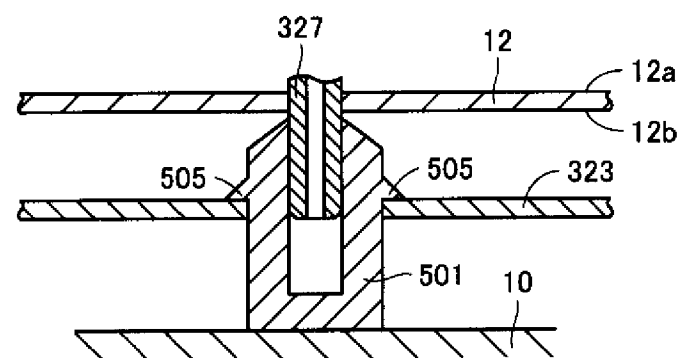
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/070035

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/022 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/022

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 3-60635 A (Terumo Corp.), 15 March 1991 (15.03.1991), page 2, upper right column, line 7 to lower right column, line 18; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-5



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 November, 2010 (30.11.10)

Date of mailing of the international search report
07 December, 2010 (07.12.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/022 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/022

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 0 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 0 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 0 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 3-60635 A（テルモ株式会社）1991.03.15, 第2頁右上欄第7行目-同頁右下欄第18行目、第1-3図（ファミリーなし）	1-5

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

3 0 . 1 1 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日

0 7 . 1 2 . 2 0 1 0

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

門田 宏

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2 Q

9 2 2 4