

(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 10 月 6 日(06.10.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/122125 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/052764
- (22) 国際出願日: 2011 年 2 月 9 日(09.02.2011)
- (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 2010-077984 2010 年 3 月 30 日(30.03.2010) 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 HEALTH-CARE 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): 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). 山下 新吾(YAMASHITA, Shingo) [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). 湯浅 俊昭(YUASA, Toshiaki) [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).

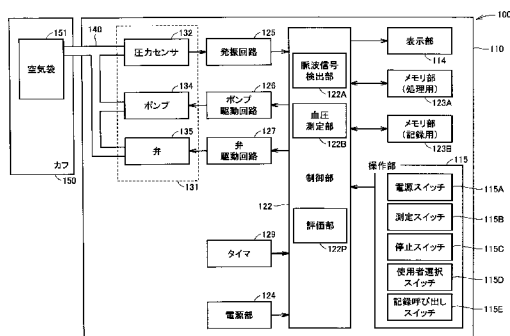
- (74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所(Fukami Patent Office, p.c.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目 2 番 7 号 中之島セントラルタワー Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, 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, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (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, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,

[続葉有]

(54) Title: BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 血圧測定装置

[図3]



- 114 Display Unit
115 Operation Unit
115A Power Source Switch
115B Measurement Switch
115C Abort Switch
115D User Selection Switch
115E Recording Call-Out Switch
122 Control Unit
122A Pulse-Wave Signal Detection Unit
122B Blood Pressure Measurement Unit
122P Evaluation Unit
123A Memory Unit (For Processing)
123B Memory Unit (For Recording)
124 Power Source Unit
125 Oscillating Circuit
126 Pump-Driving Circuit
127 Valve-Driving Circuit
129 Timer
132 Pressure Sensor
134 Pump
135 Valve
150 Cuff
151 Air Sac

(57) Abstract: In the disclosed blood pressure measurement device (100), a cuff (150) compresses a site of measurement by means of being wrapped on. A control unit (122) evaluates the wrapping strength of the cuff (150) by means of comparing a detected amount detected on the basis of the output of a sensor (132) with a history of detected amounts recorded in a recording unit (123B).

(57) 要約: 血圧測定装置 (100) において、カフ (150) は、巻付けられることにより測定部位を圧迫する。制御部 (122) は、センサ (132) の出力に基づいて検出された検出量を、記憶部 (123B) に記憶された検出量の履歴と比較することにより、カフ (150) の巻付強度を評価する。

WO 2011/122125 A1



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称： 血圧測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、血圧測定装置に関し、特に、血圧測定の際に測定部位にカフを巻付けて圧迫する血圧測定装置に関する。

背景技術

[0002] 血圧は循環器系疾患を解析する指標の一つであり、血圧に基づいて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。従来は通院時や健康診断時などの医療機関で測定される血圧（随時血圧）により診断が行なわれていた。しかしながら、近年の研究により、家庭で測定する血圧（家庭血圧）が随時血圧より循環器系疾患の診断に有用であることが判明してきた。それに伴い、家庭で使用する血圧計が普及しており、日本国内では3000万台以上が各家庭に存在するといわれている。

[0003] 血圧測定装置において正確に血圧を測定するためには、上腕などの測定部位にカフを適切に巻付ける必要がある。ところが、これまでの血圧測定装置では、カフの装着状態が適切か否かの判定が困難であり、その装着状態は人によってばらついており、結果として正確な血圧測定ができていないという問題があった。

[0004] この様な従来の問題に対し、たとえば、特許文献1（特開2005-305028号公報）、特許文献2（特開平02-114934号公報）および特許文献3（特開2008-188197号公報）には、血圧測定の開始時の、カフ圧の上昇過程におけるカフに空気を送る量とカフ圧の上昇態様とに基づいて、カフの巻付強度が適切であるか否かを判定する技術が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2005-305028号公報

特許文献2：特開平02-114934号公報

特許文献3：特開2008-188197号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、上記したようなカフ圧の上昇過程において、カフに同じ量の空気が送り込まれても、カフ圧の上昇態様は、カフの巻付け強度だけでなく、カフが巻付けられる測定部位のサイズ（周囲長）や質（硬さ等）によっても変化すると考えられる。したがって、カフ圧の上昇態様のみから巻付け強度を判定する特許文献1～特許文献3に記載の技術では、測定回ごとの巻付け強度についての判定結果を単純に対比することができず、巻付け強度のバラツキがあった場合に被測定者に当該バラツキを認識させることが困難であった。

[0007] 本発明は、係る実情に鑑み考え出されたものであり、血圧測定装置において、カフの巻付け強度にバラツキがあった場合に、そのことを検出して被測定者に認識させることを目的とするものである。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明に従った血圧測定装置は、巻付けられることにより測定部位を圧迫するカフを備えた血圧測定装置であって、カフの挙動を検出するセンサと、センサの出力に基づいて血圧の指標についての検出量を検出する制御部とを備え、制御部は、検出量に基づいて血圧を測定し、制御部によって検出された検出量の履歴を記憶する記憶部をさらに備え、制御部は、センサの出力に基づいて検出された検出量を、記憶部に記憶された検出量の履歴と比較することにより、カフの巻付強度を評価する。

[0009] 好ましくは、制御部は、カフが巻付けられる測定部位における動脈の容積変化量に関連する量を検出する。

[0010] 好ましくは、制御部は、カフが巻付けられる測定部位における動脈の圧脈波振幅を検出する。

- [0011] 好ましくは、記憶部は、検出量の履歴を、検出量に基づいて測定される血圧値の履歴と関連付けて記憶する。
- [0012] 好ましくは、制御部は、検出した検出量の最大値と、記憶部に記憶された検出量の履歴における最大値を比較することにより、カフの測定部位に対する巻付強度を評価する。
- [0013] 好ましくは、制御部は、検出した検出量と記憶部に記憶された検出量の履歴のそれぞれについての、血圧値の最高血圧、平均血圧または最低血圧のいずれか1つ以上の血圧値に対応した検出量を比較することにより、カフの測定部位に対する巻付強度を評価する。
- [0014] 好ましくは、制御部は、検出した検出量における検出値と記憶部に記憶された検出量の履歴のそれぞれの、検出量に基づいて測定した血圧値の代表値に対応する検出量を比較することにより、カフの測定部位に対する巻付強度を評価する。
- [0015] 好ましくは、制御部は、センサの出力に基づいて、カフが巻付けられる測定部位における動脈のコロトコフ音の音量である。

発明の効果

- [0016] 本発明によれば、カフの巻付強度が評価される。これにより、被測定者は、当該評価の結果に基づき、巻付強度のバラツキの有無を認識できる。

図面の簡単な説明

- [0017] [図1]本発明の血圧測定装置の第1の実施の形態である血圧計100の外観を示す図である。
- [図2]図1の血圧計の使用状態を概略的に示す図である。
- [図3]図1の血圧計の構成を示す機能ブロック図である。
- [図4]図3の脈波信号検出部が検出する圧脈波振幅の一例を示す図である。
- [図5]図3の脈波信号検出部が検出する圧脈波振幅の他の例を示す図である。
- [図6]図1の血圧計において実行される血圧測定処理のフローチャートである。
- [図7]図1の表示部に表示される画面の一例を示す図である。

[図8]本発明の血圧測定装置の第2の実施の形態である血圧計の使用状態を概略的に示す図である。

[図9]図8の血圧計の構成を示す機能ブロック図である。

[図10]図8の血圧計において検出されるコロトコフ音の一例を示す図である。

[図11]本発明の血圧測定装置の第3の実施の形態である血圧計の使用状態を概略的に示す図である。

[図12]図11の血圧計の構成を示す機能ブロック図である。

[図13]図11の血圧計において動脈容積検出回路から出力される電圧値の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0018] 以下に、図面を参照しつつ、本発明の血圧測定装置の実施の形態について説明する。以下の説明では、同一の部品および構成要素には同一の符号を付してある。それらの名称および機能も同じである。なお、以下の各実施の形態では、カフは空気袋であり、またカフが巻付けられる測定部位は上腕と想定するが、測定部位は上腕に限定されない。

[0019] [1. 第1の実施の形態]

本発明の血圧測定装置の第1の実施の形態として、オシロメトリック方法に従って血圧を測定する血圧測定装置を示す。

[0020] [1-1. 血圧計の外観構成]

図1は、本発明の血圧測定装置の第1の実施の形態である血圧計100の外観を示す。図2は、図1の血圧計100の使用状態を概略的に示す図である。

[0021] 図1および図2を参照して、血圧計100は、装置本体110とカフ150とを主に備えている。血圧計100による血圧測定がなされる場合には、カフ150が測定部位200に巻付けられる。

[0022] 装置本体110は、表示部114および操作部115を有している。表示部114は、血圧値の測定結果や脈拍数の測定結果等を数値やグラフなどを

用いて視認可能に表示する。この表示部 114 としては、たとえば液晶パネル等が利用される。操作部 115 には、たとえば電源スイッチや測定開始スイッチ等が配設されている。

[0023] カフ 150 は、被測定者の測定部位に巻付けられることが企図されたものであり、帯状の外形を有している。カフ 150 は、測定部位を圧迫するための流体袋としての空気袋 151 を収容している。

[0024] カフ 150 と装置本体 110 とは、接続管としてのエア管 140 によって接続されている。エア管 140 は、可撓性のチューブからなり、その一端が後述する装置本体 110 に設けられた血压測定用エア系コンポーネント 131 に接続され、その他端が前述したカフ 150 の空気袋 151 に接続されている。

[0025] [1-2. 血压計のブロック構成]

図 3 は、血压計 100 の構成を示す機能ブロック図である。

[0026] 図 3 を参照して、血压計 100 の装置本体 110 の内部には、カフ 150 に内包された空気袋 151 にエア管 140 を介して空気を供給または排出するための血压測定用エア系コンポーネント 131 が設けられている。血压測定用エア系コンポーネント 131 には、空気袋 151 内の圧力を検出する圧力センサ 132 と、空気袋 151 を膨縮させるためのポンプ 134 および弁 135 が含まれる。また、装置本体 110 の内部には、血压測定用エア系コンポーネント 131 に関連して発振回路 125、ポンプ駆動回路 126 および弁駆動回路 127 が設けられる。

[0027] 本実施の形態では、圧力センサ 132 により、カフ 150 の挙動を検出するセンサが構成されている。

[0028] さらに、装置本体 110 には、各部を集中的に制御および監視するための制御部 122 と、制御部 122 に所定の動作をさせるプログラムを記憶するメモリ部 123A と、測定された血压値などの各種情報を記憶するためのメモリ部 123B と、血压測定結果を含む各種情報を表示するための表示部 114 と、測定のための各種指示を入力するために操作される操作部 115 と

、計時機能を有するタイマ１２９と、制御部１２２および各機能ブロックに電力を供給するための電源部１２４とが設置される。制御部１２２は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）等のプロセッサを含む。

[0029] メモリ部１２３Ａおよびメモリ部１２３Ｂは、記憶媒体によって構成される。これらは、一つの記憶媒体によって実現されても良いし、それぞれが別の記憶媒体によって構成されても良い。記憶媒体としては、ＣＤ－ＲＯＭ（Compact Disc - Read Only Memory）、ＤＶＤ－ＲＯＭ（Digital Versatile Disk - Read Only Memory）、ＵＳＢ（Universal Serial Bus）メモリ、メモリカード、ＦＤ（Flexible Disk）、ハードディスク、磁気テープ、カセットテープ、ＭＯ（Magnetic Optical Disc）、ＭＤ（Mini Disc）、ＩＣ（Integrated Circuit）カード（メモリカードを除く）、光カード、マスクＲＯＭ、ＥＰＲＯＭ、ＥＥＰＲＯＭ（Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory）などの、不揮発的にプログラムを格納する媒体が挙げられる。

[0030] 圧力センサ１３２は、空気袋１５１内の圧力（以下、適宜「カフ圧」という）を検出し、検出した圧力に応じた信号を発振回路１２５に出力する。ポンプ１３４は、空気袋１５１に空気を供給する。弁１３５は、空気袋１５１内の圧力を維持したり、空気袋１５１内の空気を排出したりする際に開閉する。発振回路１２５は、圧力センサ１３２の出力値に応じた発振周波数の信号を制御部１２２に出力する。ポンプ駆動回路１２６は、ポンプ１３４の駆動を制御部１２２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１２７は、制御部１２２から与えられる制御信号に基づいて弁１３５の開閉を制御する。

[0031] 制御部１２２は、発振回路１２５から出力される信号を処理することにより、カフ圧に重畳した動脈の容積変化を圧変化（圧脈波振幅）として検出する脈波信号検出部１２２Ａと、脈波信号検出部１２２Ａが検出した圧脈波振幅に基づいて血圧を測定する血圧測定部１２２Ｂと、現在の測定における圧脈波振幅と過去の測定における圧脈波振幅を比較することにより現在の測定

におけるカフ１５０の巻付強度を評価する評価部１２２Ｐとを含む。評価部１２２Ｐは、評価結果を表示部１１４に表示する等して出力する。脈波信号検出部１２２Ａが検出する圧脈波振幅の一例を図４に示す。

[0032] 図４では、脈波信号ＳＩＧの時間経過に伴う変化が示されている。図４の脈波信号ＳＩＧは、カフ圧が一定のときの脈波の変化を示している。図４の脈波信号ＳＩＧは、最大値として振幅ＰＸを取り、一定時間ごとに同じパターンを繰り返すように変化する。

[0033] 操作部１１５は、血圧計１００への電源の投入の入／切を切換える電源スイッチ１１５Ａ、血圧計１００に対して血圧測定を開始させる際に操作される測定スイッチ１１５Ｂと、実行中の血圧測定動作を停止させるために操作される停止スイッチ１１５Ｃと、血圧計１００の被測定者を選択する使用者選択スイッチ１１５Ｄと、メモリ部１２３Ｂに記憶された血圧値や脈拍数等のデータを表示部１１４に表示させるために操作される記録呼び出しスイッチ１１５Ｅを含む。

[0034] メモリ部１２３Ｂには、被測定者毎に、血圧値や脈拍数の測定結果が記憶されている。記憶されている測定結果は、記録呼び出しスイッチ１１５Ｅが操作されることにより、数値やグラフなどを用いて、表示部１１４に視認可能に表示される。

[0035] [１－３．カフ圧の変化に伴う圧脈波振幅の変化]

血圧計１００では、カフ圧の変化に伴って、圧脈波振幅が変化する。図５の（Ａ）および（Ｂ）に、カフ圧の変化に伴う圧脈波振幅の変化を示す。

[0036] まず図５の（Ａ）を参照して、カフ圧が一定の値未満では圧脈波信号は現われず、カフ圧が一定の値以上になると圧脈波信号が出現する。その後、カフ圧の上昇に伴い、圧脈波振幅は、一定の変化パターンを繰り返しながら全体的にその値を上昇させる。そして、極大値を迎えた後、カフ圧の上昇に伴って、圧脈波振幅は、一定の変化パターンを繰り返しながら全体的にその値が低下する。そして、カフ圧が所定の値以上になると、圧脈波振幅は得られなくなる。図５の（Ａ）では、１組の変化パターンがＰ１で示されている。

[0037] 血圧計 100 では、圧脈波振幅に基づいて血圧測定がなされる。具体的には、たとえば、カフ圧を上記所定の値を超えて上昇させた後のカフ圧を低下させる過程において、圧脈波振幅が急増したカフ圧を最高血圧値とし、圧脈波振幅が急減したカフ圧を最低血圧値とし、圧脈波振幅が極大値を呈したカフ圧を平均血圧値とする。

[0038] 図 5 の (B) に、図 5 の (A) と同じ範囲でカフ圧を変化させた場合の圧脈波振幅を示す。なお、図 5 の (B) に示された状態は、図 5 の (A) に示された状態よりも、カフ 150 の測定部位への巻付けがゆるい場合（以下、適宜「ゆる巻きの場合」ともいう）の圧脈波振幅を示している。なお、図 5 の (A) は、カフ 150 が測定部位に適切な強度で巻付けられている場合の圧脈波振幅を示しているものとする。

[0039] 図 5 の (A) と比較して、図 5 の (B) に示された圧脈波振幅は、カフ圧の変化に対する圧脈波振幅の変化の傾向は同様となっているが、図 5 の (A) に示された圧脈波振幅よりも全体的に振幅の値が小さくなっている。

[0040] なお、カフ 150 の測定部位への巻付けがきつ過ぎる場合にも、適切な場合よりも全体的に圧脈波振幅の値が大きくなる。ただし、血管に血液が流れにくくなる程度までカフ 150 が測定部位にきつく巻付けられると、圧脈波振幅の値は、巻付けが適切な場合よりも小さくなる。

[0041] 本実施の形態では、複数回の測定についての、同じカフ圧（または、最高血圧値、最低血圧値、平均血圧値等の、同じ特性を示すカフ圧）に対応する圧脈波振幅の値に基づいて、カフ 150 の測定部位への巻付け態様を評価する。

[0042] [1-4. 圧脈波振幅の記憶態様]

血圧計 100 では、メモリ部 123 B に、過去の血圧測定において得られた血圧値や圧脈波振幅の値が、履歴として、被測定者ごとに記憶される。これらの記憶態様の一例を表 1 および表 2 に示す。

[0043]

[表1]

血圧値データ

ID	測定日時	使用者	血圧値・脈波数	圧脈波振幅データ
1	y1/m1/d1 h1:m1	A	SYS1, DIA1, PLS1	PulseWave1
2	y2/m2/d2 h2:m2	A	SYS2, DIA2, PLS2	PulseWave2
3	y3/m3/d3 h3:m3	A	SYS3, DIA3, PLS3	PulseWave3
4	y4/m4/d4 h4:m4	A	SYS4, DIA4, PLS4	PulseWave4
5	y5/m5/d5 h5:m5	A	SYS5, DIA5, PLS5	PulseWave5
.	.	.	.	.
.	.	.	.	.
.	.	.	.	.

[0044] [表2]

圧脈波振幅データ (PulseWave1)

カフ圧 (mmHg)	圧脈波振幅 (mmHg)
0	0.00
5	0.01
:	:
85	2.20
:	:
180	0.01
176	0.02
:	:
0	0.00

[0045] 表1として示された血圧値データは、各データの組を特定するID、測定日時、被測定者を特定する情報（使用者）、血圧値、脈拍数、別途記憶される圧脈波振幅データを特定する情報（圧脈波振幅データ）が互いに関連付けられて記憶されている。ここで、血圧値としては、たとえば、最高血圧値、最低血圧値または平均血圧値でも良いし、圧脈波振幅が最大値をとったときのカフ圧であっても良い。

[0046] 表2として示された圧脈波振幅データは、予め定められた複数のカフ圧についての、図5の（A）および（B）を参照して示したような圧脈波振幅の変化パターンが示されている。

[0047] 表 2 に示した例では、各圧脈波振幅データは、複数のカフ圧（血圧）についての圧脈波振幅を含む。なお、本実施の形態では、各圧脈波振幅データには、少なくとも、後述する血圧測定処理における「巻付強度の評価」の際に利用される圧脈波振幅が含まれれば良い。つまり、たとえば、巻付強度の評価において、今回の血圧測定で得られた最高血圧値に対応する圧脈波振幅と、履歴として記憶される最高血圧値に対応する圧脈波振幅とが比較される場合、圧脈波振幅データには、少なくとも各測定回における最高血圧値に対応する圧脈波振幅が記憶されていれば良い。また、巻付強度の評価において、履歴として記憶されている圧脈波振幅の最大値と、今回の血圧測定で得られた圧脈波振幅の最大値とが比較される場合、圧脈波振幅データには、少なくとも各測定回における圧脈波振幅の最大値が記憶されていれば良い。

[0048] 各測定回の圧脈波振幅データには、表 2 中の「PulseWave1」のように、各圧脈波振幅データを識別する情報が付されている。

[0049] [1-5. 血圧測定処理]

図 6 は、血圧計 100 において実行される血圧測定処理のフローチャートである。血圧計 100 では、制御部 122 が、メモリ部 123 A（または、装置本体 110 に対して着脱可能な記録媒体）に記憶されたプログラムを実行することにより実現される。

[0050] 図 6 を参照して、血圧測定処理では、制御部 122 は、まずステップ S10 で、電源スイッチ 115 A に対して操作がなされるまで待機し、操作がなされたと判断するとステップ S20 へ処理を進める。

[0051] ステップ S20 では、制御部 122 は、血圧計 100 を初期化する。これにより、カフ 150 の空気袋 151 の内圧が初期化される。

[0052] 次に、制御部 122 は、ステップ S30 で、使用者選択スイッチ 115 D に対する操作がなされることによる使用者を選択する情報の入力を受付ける。使用者を選択する情報が入力されたと判断すると、制御部 122 は、ステップ S40 へ処理を進める。なお、ステップ S30 では、制御部 122 は、表 1 に示した血圧値データについて、新たな ID を生成し、当該 ID につい

ての記憶領域を確保する。そして、当該IDに関連付けられる測定日時として、その時点でのタイマ129から取得した日時を記憶させ、当該IDに関連付けられる使用者として、ステップS30で情報の入力を受付けた使用者の情報を記憶する。

[0053] ステップS40では、制御部122は、測定スイッチ115Bが操作されるまで待機する。測定スイッチ115Bが操作されたと判断すると、制御部122は、ステップS50へ処理を進める。

[0054] ステップS50では、制御部122は、ポンプ134に空気袋151へ空気を送らせることによりカフ圧を加圧させて、ステップS60へ処理を進める。

[0055] ステップS60では、制御部122は、圧力センサ132の出力信号に基づき、カフ圧が所定の圧力に達したか否かを判断する。そして、制御部122は、まだ達していないと判断するとステップS50へ処理を戻し、達したと判断するとステップS70へ処理を進める。

[0056] ステップS70では、制御部122は、閉じていた弁135を徐々に開くよう制御することにより、カフ圧を徐々に減少させる。そして、制御部122は、このような減圧過程に伴い圧力センサ132により検出される信号に重畳する圧脈波信号に基づき、ステップS80で、所定の手順に基づき血圧（最高血圧および最低血圧）を算出し、そして、制御部122は、ステップS90で、その時点での圧脈波振幅をメモリ部123Bに記憶させて、ステップS100へ処理を進める。ステップS90において記憶される圧脈波振幅は、表2に示した圧脈波振幅データ（表2参照）における、その時点でのカフ圧に対する圧脈波振幅の値に相当する。

[0057] ステップS100では、制御部122は、血圧の算出が完了したか否かを判断し、完了したと判断すると（ステップS100でYES）、ステップS110へ処理を進める。一方、まだ完了していないと判断した場合には、ステップS70へ処理を戻す。

[0058] ステップS110では、制御部122は、今回の測定によって得られた圧

脈波振幅の値と、前回以前の測定によって得られ、既にメモリ部１２３Ｂに記憶された圧脈波振幅の値とを比較し、比較結果に基づいて、今回の測定におけるカフ１５０の巻付強度を評価する情報を生成し、ステップＳ１２０へ処理を進める。ここでの比較および評価の態様については後述する。

[0059] ステップＳ１２０では、制御部１２２は、ステップＳ８０で得られた血压値を、ステップＳ１１０で生成した評価する情報とともに表示部１１４に表示させて、ステップＳ１３０へ処理を進める。

[0060] ステップＳ１３０では、ステップＳ８０で決定し、ステップＳ１２０で表示部１１４に表示させた血压値（最高血压値、最低血压値および／または平均血压値）を血压値データ（表１）に記憶させて、測定処理を終了させる。

[0061] なお、得られた血压値は、ステップＳ３０で選択を受付けた使用者に関連付けられて、メモリ部１２３に記憶される。

[0062] また、制御部１２２は、ステップＳ１２０での血压値の表示と共に（または、表示の後に）、弁１３５を全開となるように制御し、空気袋１５１の空気を抜く。

[0063] [１－６．巻付強度の評価]

ステップＳ１１０における巻付強度の評価について、説明する。

[0064] 制御部１２２は、まず、今回の血压測定で得られた血压値に対応した圧脈波振幅の値を、第１の値として読み込む。ここでいう血压値とは、たとえば最高血压値、最低血压値または平均血压値であっても良いし、圧脈波振幅の最大値をとったときのカフ圧であっても良い。

[0065] 次に、これまでの血压測定について、メモリ部１２３Ｂにおいて、表１においてステップＳ３０で情報を入力された被測定者に関連付けられて表２において記憶された圧脈波振幅の値を、第２の値として読み込む。

[0066] なお、ここで第２の値として読み込まれるのは、今回の血压測定で得られた圧脈波振幅の値として、最高血压値に対応する値が読み込まれた場合には、これまでの血压測定の値としても同様に最高血压値に対応する圧脈波振幅の値が読み込まれる。最低血压値に対応する値が読み込まれた場合には、こ

れまでの血圧測定の値としても同様に最低血圧値に対応する圧脈波振幅の値が読み込まれる。平均血圧値に対応する値が読み込まれた場合には、これまでの血圧測定の値としても同様に平均血圧値に対応する圧脈波振幅の値が読み込まれる。

[0067] また、第2の値として読み込まれるのは、最高血圧値等に対応する圧脈波振幅であって、ステップS30で情報を入力された被測定者についての、直前の測定結果であっても良いし、直近の所定回数（たとえば5回）の測定結果の平均値や最小値や最大値等の代表値であっても良い。

[0068] そして、制御部122は、第1の値と第2の値の差（〔第2の値〕－〔第1の値〕）を算出し、当該差REFの値に基づいて、巻付け強度を評価する。たとえば、REFが「A」以下であれば巻付け強度は適切であり、REFが「A」を超えれば巻付け強度はきつく、REFが「－A」未満であれば巻付け強度はゆるいと評価する。

[0069] また、巻付け強度の評価は、多段階で行なわれても良い。たとえば、7段階で評価がなされる例を説明する。REFが「A1」以下であれば巻付け強度は適切であり、REFが「A1」を超え「A2」以下であれば巻付け強度は少しきつく、REFが「A2」を超え「A3」以下であれば巻付け強度はきつく、REFが「A3」を超えれば巻付け強度はかなりきつく、REFが「－A1」より低い「－A2」以上であれば巻付け強度は少しゆるく、REFが「－A2」より低い「－A3」以上であれば巻付け強度はゆるく、REFが「－A3」を下回れば巻付け強度はかなりゆるい、と評価する。なお、この場合、A1～A3は正の数で、 $A1 < A2 < A3$ である。

[0070] [1－7. 巻付け強度の評価結果の表示例]

図7に、ステップS120において表示部114に表示される画面の一例を示す。

[0071] 図7を参照して、画面400には、最高血圧値402（「162」という数値）と、最低血圧値403（「98」という数値）と、脈拍値404（「92」という数値）と、現在の日時401と、複数のブロックからなる評価

表示部 40 とが表示されている。

[0072] 評価表示部 40 は、上記したような 7 段階の評価に対応して、7 つのブロックを含む。そして、7 つのブロックの中で、評価結果に対応したブロックが、他のブロックとは異なる態様で表示されている（図 7 中ではハッチングを付されて示されている）。なお、図 7 では、真ん中より一つ上のブロックが異なる態様で表示されており、「少しゆるい」という評価結果が示されている。

[0073] 以上説明した本実施の形態では、巻付強度の評価に利用される圧脈波振幅により、センサ（圧力センサ 132）の出力に基づいて検出される血圧の指標についての検出量が構成されている。また、圧脈波振幅は、動脈の容積変化量に関連する情報でもある。

[0074] また、本実施の形態では、血圧値データ（表 1）および圧脈波振幅データ（表 2）を記憶するメモリ部 123B により、第 1 の記憶部および第 2 の記憶部が構成されている。具体的には、メモリ部 123B において、血圧値データにおける、血圧測定処理の実行中の測定データの ID に関連付けられたデータを記憶する部分によって、第 2 の記憶部が構成される。また、メモリ部 123B において、血圧値データにおける、以前の測定データの ID に関連付けられたデータを記憶する部分によって、第 1 の記憶部が構成される。

[0075] そして、今回の検出結果における圧脈波振幅と履歴として記憶されている圧脈波振幅とを比較することによりカフ 150 の巻付強度についての評価を行なう評価部 122P により、本発明の評価部が構成されている。なお、評価部 122P は、当該評価の結果を、たとえば図 7 中の評価表示部 40 として表示部 114 に出力する。

[0076] [2. 第 2 の実施の形態]

[2-1. 血圧計の構成]

本実施の形態の血圧測定装置の一例である血圧計 100 は、コロトコフ音に従って血圧測定を行なう。外観構成については、第 1 の実施の形態の血圧計 100 と同様とすることができる。

[0077] 図8は、本実施の形態の血圧計100の使用状態を概略的に示す図であり、図9は、本実施の形態の血圧計100の機能ブロック図である。

[0078] 図8および図9を参照して、本実施の形態の血圧計100は、第1の実施の形態の血圧計100に加えてさらに、カフ150内にマイクロフォン80を備えている。

[0079] 本実施の形態の血圧計100において、カフ150は、測定部位200に巻付けられ、マイクロフォン80で、測定部位200内の動脈がカフ150により締め付けられることにより発生するコロトコフ音を検出する。

[0080] また、本実施の形態では、制御部122は、マイクロフォン80から出力される音声を検出する音検出部122Cと、音検出部122Cが検出する音声に基づいて血圧測定を行なう血圧測定部122Dとを含む。

[0081] なお、本実施の形態の血圧計100における、マイクロフォン80が出力する音声を利用したコロトコフ音に従う血圧測定については、公知の技術を採用することができるため、説明を繰り返さない。

[0082] 図10の(A)は、カフ150の巻付強度が適切な場合の、カフ圧の変化に伴うコロトコフ音の音量(レベル)の変化を示す。図10の(B)は、カフ150の巻付強度がゆるい場合の、カフ圧の変化に伴うコロトコフ音の音量(レベル)の変化を示す。

[0083] 図10の(A)および(B)を参照して、カフ150がゆるる巻きになると、コロトコフ音のレベルが全体的に低下する。

[0084] なお、カフ150の巻付強度がきつくなると、適切な場合と比較して、コロトコフ音のレベルは全体的に上昇する。ただし、カフ150の巻付強度が、血管における血液の流れを妨げる程度まできつくなると、適切な場合と比較して、コロトコフ音のレベルは全体的に低下する。

[0085] [2-2. 巻付強度の評価]

本実施の形態の血圧計100の評価部122Pによる、ステップS110(図6参照)における巻付強度の評価について、説明する。

[0086] 制御部122は、まず、今回の血圧測定で得られた血圧値に対応したコロ

トコフ音のレベルを、第 1 の値として読み込む。ここでいう血圧値とは、たとえば最高血圧値、最低血圧値または平均血圧値が挙げられる。また、ここでいう血圧値とは、コロトコフ音のレベルの最大値をとったときのカフ圧であっても良い。

[0087] 次に、これまでの血圧測定について、メモリ部 1 2 3 Bにおいて、表 1 においてステップ S 3 0 で情報を入力された被測定者に関連付けられて表 2 において記憶されたコロトコフ音のレベルを、第 2 の値として読み込む。

[0088] なお、ここで第 2 の値として読み込まれるのは、今回の血圧測定で得られたコロトコフ音のレベルとして、最高血圧値に対応する値が読み込まれた場合には、これまでの血圧測定の値としても同様に最高血圧値に対応するコロトコフ音のレベルが読み込まれる。最低血圧値に対応する値が読み込まれた場合には、これまでの血圧測定の値としても同様に最低血圧値に対応するコロトコフ音のレベルが読み込まれる。平均血圧値に対応する値が読み込まれた場合には、これまでの血圧測定の値としても同様に平均血圧値に対応するコロトコフ音のレベルが読み込まれる。

[0089] また、第 2 の値として読み込まれるのは、最高血圧値等に対応するコロトコフ音のレベルであって、ステップ S 3 0 で情報を入力された被測定者についての、直前の測定結果であっても良いし、直近の所定回数（たとえば 5 回）の測定結果の平均値や最小値や最大値等の代表値であっても良い。

[0090] そして、制御部 1 2 2 は、第 1 の値と第 2 の値の差（〔第 2 の値〕－〔第 1 の値〕）を算出し、当該差 REF 0 1 の値に基づいて、巻付け強度を評価する。たとえば、REF 0 1 が「B」以下であれば巻付強度は適切であり、REF 0 1 が「B」を超えれば巻付強度はきつく、REF 0 1 が「－B」未満であれば巻付強度はゆるいと評価する。

[0091] また、巻付強度の評価は、多段階で行なわれても良い。たとえば、7 段階で評価がなされる例を説明する。REF 0 1 が「B 1」以下であれば巻付強度は適切であり、REF 0 1 が「B 1」を超え「B 2」以下であれば巻付強度は少しきつく、REF 0 1 が「B 2」を超え「B 3」以下であれば巻付強

度はきつく、REF01が「B3」を超えれば巻付強度はかなりきつく、REF01が「-B1」より低い「-B2」以上であれば巻付強度は少しゆるく、REF01が「-B2」より低い「-B3」以上であれば巻付強度はゆるく、REF01が「-B3」を下回れば巻付強度はかなりゆるい、と評価する。なお、この場合、B1～B3は正の数で、 $B1 < B2 < B3$ である。

[0092] 以上説明した本実施の形態では、マイクロフォン80により、カフの挙動を検出するセンサが構成されている。

[0093] そして、今回の検出結果におけるコロトコフ音と、履歴として記憶されているコロトコフ音とを比較することにより、カフ150の巻付強度についての評価を行なう評価部122Pにより、本発明の評価部が構成されている。なお、評価部122Pは、当該評価の結果を、たとえば図7中の評価表示部40として表示部114に出力する。

[0094] [3. 第3の実施の形態]

[3-1. 血圧計の構成]

本実施の形態の血圧測定装置の一例である血圧計100は、発光素子と受光素子とを含む光電センサを利用して、動脈容積を検出することにより、血圧測定を行なう。外観構成については、第1の実施の形態の血圧計100と同様とすることができる。

[0095] 図11は、本実施の形態の血圧計100の使用状態を概略的に示す図であり、図12は、本実施の形態の血圧計100の機能ブロック図である。

[0096] 図11および図12を参照して、本実施の形態の血圧計100は、第1の実施の形態の血圧計100に加えて、発光素子71と受光素子72からなる光電センサ70、発光素子駆動回路73および動脈容積検出回路74を含む。本実施の形態では、光電センサ70により、カフ150の挙動を検出するセンサが構成されている。

[0097] また、制御部122は、動脈容積検出回路74の出力に基づいて動脈の容積を検出する動脈容積検出部122Eと、動脈容積検出部122Eが検出し

た動脈の容積に基づいて血圧値を測定する血圧測定部 122F とを含む。

[0098] 発光素子 71 は、測定部位 200（本実施のでは、たとえば手首）中を延在する部分の橈骨動脈に向けて光を照射するものであり、たとえば LED（Light Emitting Diode）にて構成される。受光素子 72 は、発光素子 71 によって照射された光の橈骨動脈の透過光または／および反射光を受光するものであり、たとえば PD（Photo Diode）にて構成される。

[0099] 動脈容積を精度良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 71 および受光素子 72 としては、この近赤外光を照射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 71 から照射されて受光素子 72 にて受光される検出光としては、波長 940 nm 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 940 nm 付近の近赤外光に限られず、波長 450 nm 付近の光や波長 1100 nm 付近の光等も使用可能である。

[0100] 発光素子駆動回路 73 は、制御部 122 の制御信号に基づいて発光素子 71 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 71 に印加することにより、発光素子 71 を発光させるものである。発光素子 71 に印加される電流としては、たとえば 50 mA 程度の直流電流が使用される。発光素子駆動回路 73 としては、好適には、発光素子 71 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 71 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 71 をパルス発光させることとすれば、発光素子 71 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 71 の温度上昇を防ぐことが可能になる。なお、発光素子 71 の駆動周波数としては、検出すべき動脈容積の変動に含まれる周波数成分（おおよそ 30 Hz）よりも十分に高い周波数（たとえば 3 kHz 程度）とすることにより、より精緻に動脈容積を検出することが可能になる。

[0101] 動脈容積検出回路 74 は、受光素子 72 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、これを制御部 122 に向けて出力するための回路である。受光素子 72 によって検出される光の光量は動脈容積に比例

して変化するため、動脈容積検出回路 74 にて生成される電圧信号も動脈容積に比例して変化することになり、これにより動脈容積が電圧値変動として捉えられることになる。ここで、動脈容積検出回路 74 は、たとえばアナログフィルタ回路、整流回路、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。

[0102] 図 13 の (A) は、カフ 150 の巻付強度が適切な場合の、カフ圧の変化に伴う、動脈容積検出回路 74 が出力する電圧信号 (電圧値) の変化を示す。図 13 の (B) は、カフ 150 の巻付強度がゆるい場合の、カフ圧の変化に伴う、動脈容積検出回路 74 が出力する電圧信号 (電圧値) の変化を示す。

[0103] 図 13 の (A) および (B) を参照して、カフ 150 がゆる巻きになると、出力される電圧値が全体的に低下する。

[0104] なお、カフ 150 の巻付強度がきつくなると、適切な場合と比較して、出力される電圧値は全体的に上昇する。ただし、カフ 150 の巻付強度が、血管における血液の流れを妨げる程度まできつくなると、適切な場合と比較して、出力される電圧値は全体的に低下する。

[0105] [3-2. 巻付強度の評価]

本実施の形態の血圧計 100 の評価部 122P による、ステップ S110 (図 6 参照) における巻付強度の評価について、説明する。

[0106] 制御部 122 は、まず、今回の血圧測定で得られた血圧値に対応した電圧値を、第 1 の値として読み込む。ここでいう血圧値とは、たとえば最高血圧値、最低血圧値または平均血圧値が挙げられる。また、ここでいう血圧値とは、出力される電圧が最大値をとったときのカフ圧であっても良い。

[0107] 次に、これまでの血圧測定について、メモリ部 123B において、表 1 においてステップ S30 で情報を入力された被測定者に関連付けられて表 2 において記憶された電圧値を、第 2 の値として読み込む。

[0108] なお、ここで第 2 の値として読み込まれるのは、今回の血圧測定で得られ

た電圧値として、最高血圧値に対応する値が読み込まれた場合には、これまでの血圧測定の数値としても同様に最高血圧値に対応する電圧値のレベルが読み込まれる。最低血圧値に対応する値が読み込まれた場合には、これまでの血圧測定の数値としても同様に最低血圧値に対応する電圧値が読み込まれる。平均血圧値に対応する値が読み込まれた場合には、これまでの血圧測定の数値としても同様に平均血圧値に対応する電圧値が読み込まれる。

[0109] また、第2の数値として読み込まれるのは、最高血圧値等に対応する電圧値であって、ステップS30で情報を入力された被測定者についての、直前の測定結果であっても良いし、直近の所定回数（たとえば5回）の測定結果の平均値や最小値や最大値等の代表値であっても良い。

[0110] そして、制御部122は、第1の数値と第2の数値の差（[第2の数値]－[第1の数値]）を算出し、当該差REF02の数値に基づいて、巻付け強度を評価する。たとえば、REF02が「C」以下であれば巻付け強度は適切であり、REF02が「C」を超えれば巻付け強度はきつく、REF02が「－C」未満であれば巻付け強度はゆるいと評価する。

[0111] また、巻付け強度の評価は、多段階で行なわれても良い。たとえば、7段階で評価がなされる例を説明する。REF02が「C1」以下であれば巻付け強度は適切であり、REF02が「C1」を超え「C2」以下であれば巻付け強度は少しきつく、REF02が「C2」を超え「C3」以下であれば巻付け強度はきつく、REF02が「C3」を超えれば巻付け強度はかなりきつく、REF02が「－C1」より低い「－C2」以上であれば巻付け強度は少しゆるく、REF02が「－C2」より低い「－C3」以上であれば巻付け強度はゆるく、REF02が「－C3」を下回れば巻付け強度はかなりゆるい、と評価する。なお、この場合、C1～C3は正の数で、 $C1 < C2 < C3$ である。

[0112] 以上説明した本実施の形態では、巻付け強度の評価に利用される、動脈容積検出回路74から出力される電圧値により、センサの出力に基づいて検出される血圧の指標について検出量であって、動脈の容積変化量に関連する情報

が構成されている。

[0113] そして、今回の検出結果における電圧値と、履歴として記憶されている電圧値とを比較することにより、カフ１５０の巻付強度についての評価を行なう評価部１２２Ｐにより、本発明の評価部が構成されている。なお、評価部１２２Ｐは、当該評価の結果を、たとえば図７中の評価表示部４０として表示部１１４に出力する。

[0114] 以上説明された各実施の形態に記載の発明によれば、血圧測定が行なわれると、カフの挙動に基づいてセンサから出力される情報によって血圧の指標についての検出量が検出され、当該検出量が、履歴として記憶されている検出量と比較されることにより、カフの巻付強度が評価される。これにより、被測定者は、当該評価の結果に基づき、巻付強度のバラツキの有無を認識できる。

[0115] 今回開示された各実施の形態はすべ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。本発明の範囲は上記した説明ではなくて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すべての変更が含まれることが意図される。また、各実施の形態として開示された技術は、可能な限り組合わせて実施されることが意図される。

符号の説明

[0116] ４０ 評価表示部、７０ 光電センサ、７１ 発光素子、７２ 受光素子、７３ 発光素子駆動回路、７４ 動脈容積検出回路、８０ マイクロフォン、１００ 血圧計、１１０ 装置本体、１１４ 表示部、１１５ 操作部、１１５Ａ 電源スイッチ、１１５Ｂ 測定スイッチ、１１５Ｃ 停止スイッチ、１１５Ｄ 使用者選択スイッチ、１１５Ｅ スイッチ、１２２ 制御部、１２２Ａ 脈波信号検出部、１２２Ｂ 血圧測定部、１２２Ｃ 音検出部、１２２Ｄ 血圧測定部、１２２Ｅ 動脈容積検出部、１２２Ｆ 血圧測定部、１２２Ｐ 評価部、１２３Ａ、１２３Ｂ メモリ部、１２４ 電源部、１２５ 発振回路、１２６ ポンプ駆動回路、１２７ 弁駆動回路、１２９ タイマ、１３１ 血圧測定用エア系コンポーネント、１３２ 圧力セン

サ、１３４ ポンプ、１３５ 弁、１４０ エア管、１５０ カフ、１５１
空気袋、２００ 測定部位、４００ 画面。

請求の範囲

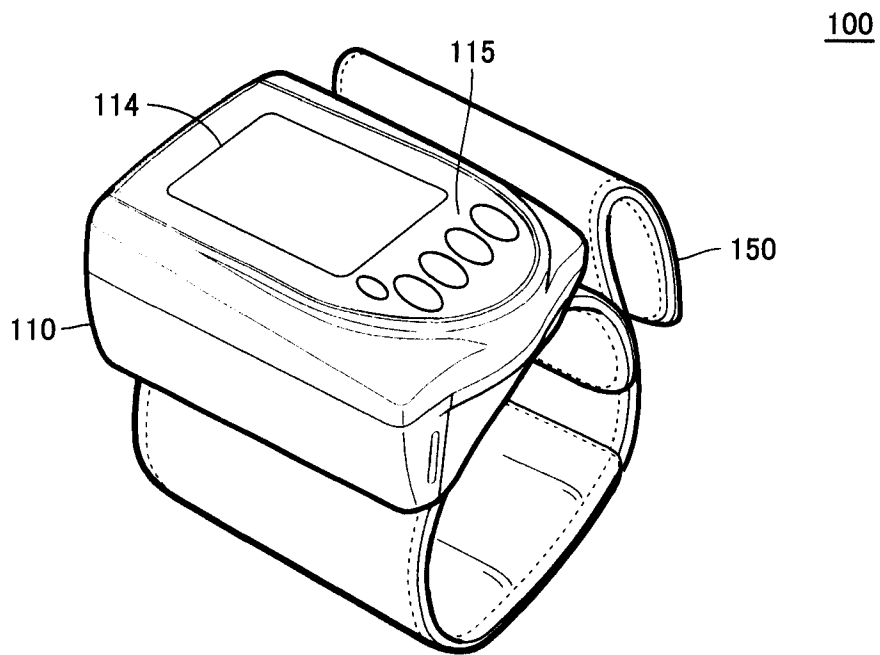
- [請求項1] 巻付けられることにより測定部位を圧迫するカフ（１５０）を備えた血圧測定装置（１００）であって、
- 前記カフ（１５０）の挙動を検出するセンサ（１３２）と、
- 前記センサ（１３２）の出力に基づいて血圧の指標についての検出量を検出する制御部（１２２）とを備え、
- 前記制御部（１２２）は、前記検出量に基づいて血圧を測定し、
- 前記制御部（１２２）によって検出された検出量の履歴を記憶する記憶部（１２３Ｂ）をさらに備え、
- 前記制御部（１２２）は、前記センサ（１３２）の出力に基づいて検出された検出量を、前記記憶部（１２３Ｂ）に記憶された検出量の履歴と比較することにより、前記カフ（１５０）の巻付強度を評価する、血圧測定装置（１００）。
- [請求項2] 前記制御部（１２２）は、前記カフ（１５０）が巻付けられる測定部位における動脈の容積変化量に関連する量を検出する、請求項１に記載の血圧測定装置（１００）。
- [請求項3] 前記制御部（１２２）は、前記カフ（１５０）が巻付けられる測定部位における動脈の圧脈波振幅を検出する、請求項２に記載の血圧測定装置（１００）。
- [請求項4] 前記記憶部（１２３Ｂ）は、前記検出量の履歴を、前記検出量に基づいて測定される血圧値の履歴と関連付けて記憶する、請求項１に記載の血圧測定装置（１００）。
- [請求項5] 前記制御部（１２２）は、検出した前記検出量の最大値と、前記記憶部（１２３Ｂ）に記憶された検出量の履歴における最大値を比較することにより、前記カフ（１５０）の測定部位に対する巻付強度を評価する、請求項１に記載の血圧測定装置（１００）。
- [請求項6] 前記制御部（１２２）は、検出した前記検出量と前記記憶部（１２３Ｂ）に記憶された検出量の履歴のそれぞれについての、血圧値の最

高血圧、平均血圧または最低血圧のいずれか１つ以上の血圧値に対応した前記検出量を比較することにより、前記カフ（１５０）の測定部位に対する巻付強度を評価する、請求項１に記載の血圧測定装置（１００）。

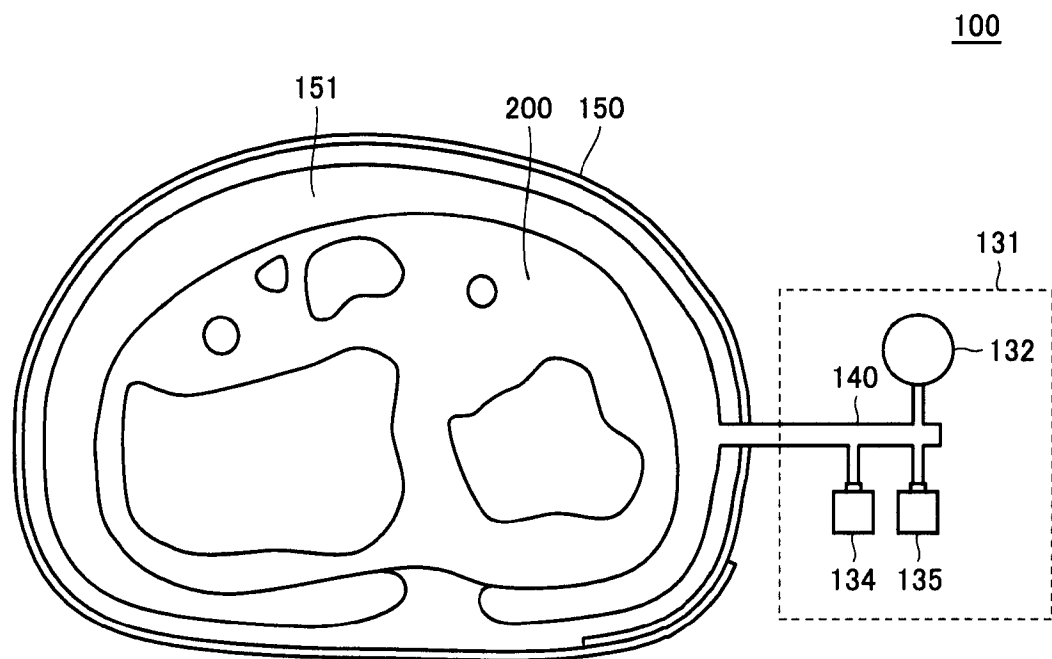
[請求項７] 前記制御部（１２２）は、検出した前記検出量における検出値と前記記憶部（１２３Ｂ）に記憶された検出量の履歴のそれぞれの、前記検出量に基づいて測定した血圧値の代表値に対応する検出量を比較することにより、前記カフ（１５０）の測定部位に対する巻付強度を評価する、請求項１に記載の血圧測定装置（１００）。

[請求項８] 前記制御部（１２２）は、前記センサ（１３２）の出力に基づいて、前記カフ（１５０）が巻付けられる測定部位における動脈のコロトコフ音の音量である、請求項１に記載の血圧測定装置（１００）。

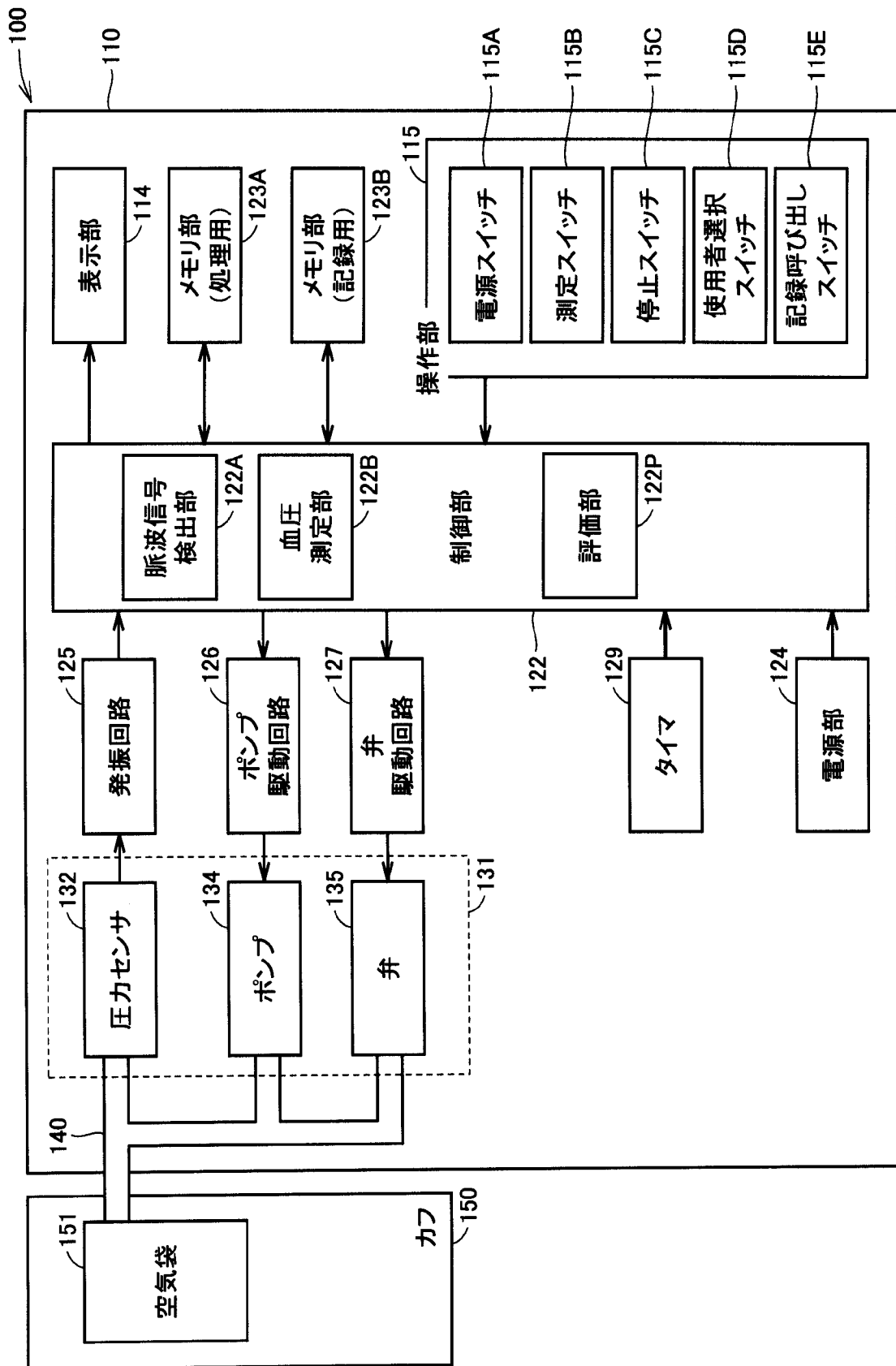
[図1]



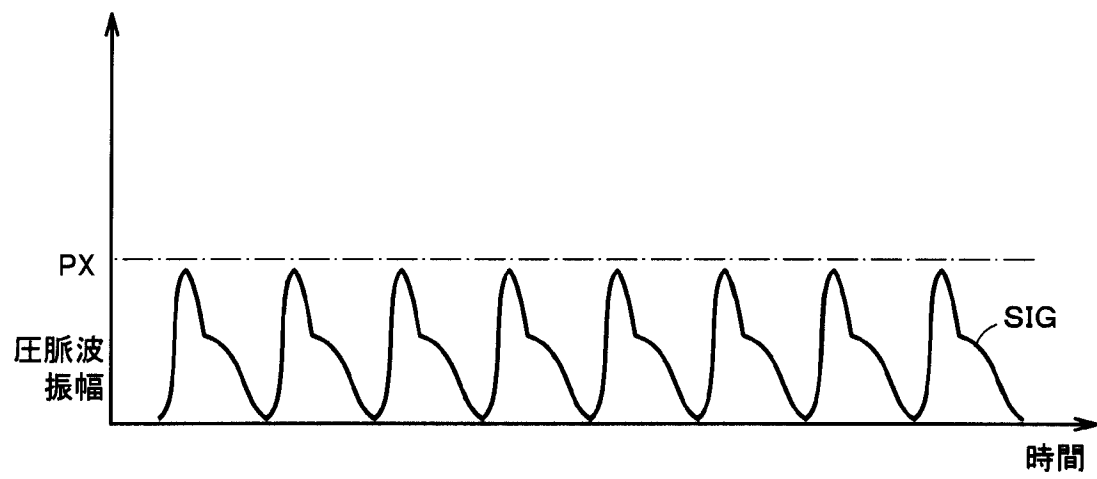
[図2]



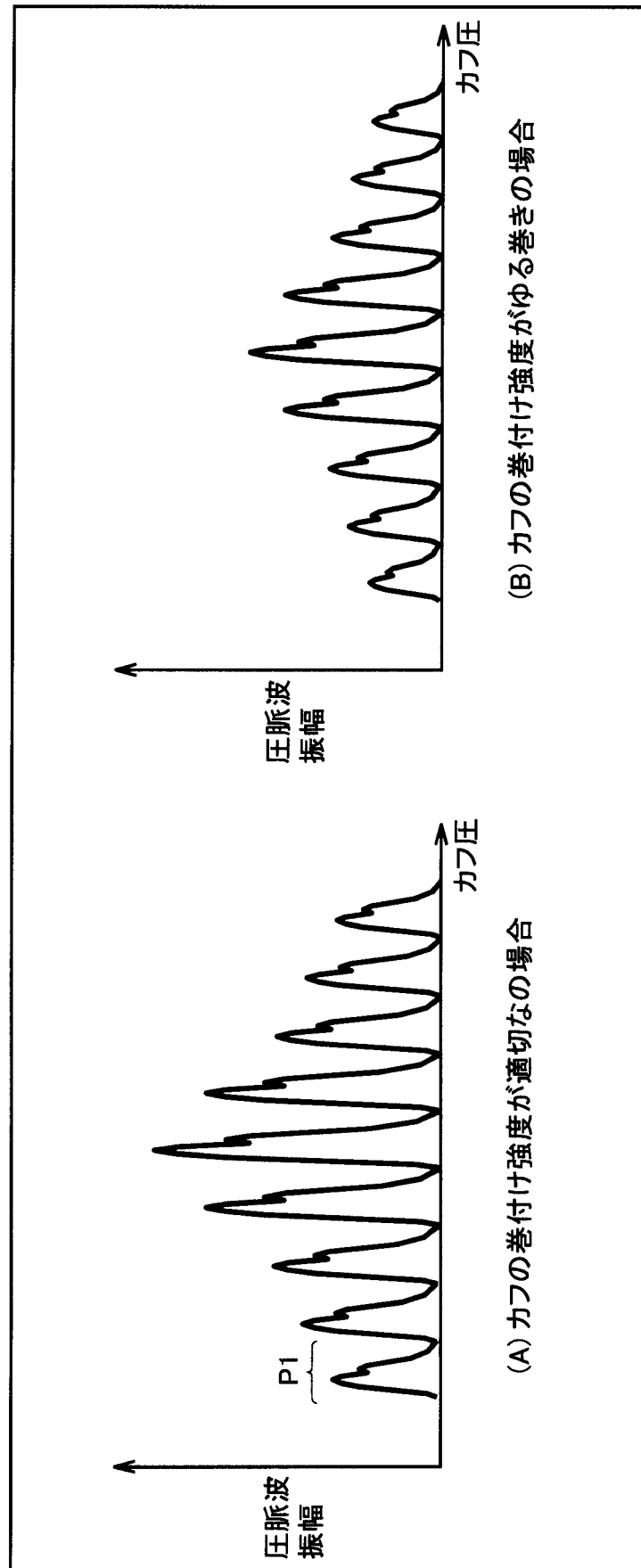
[図3]



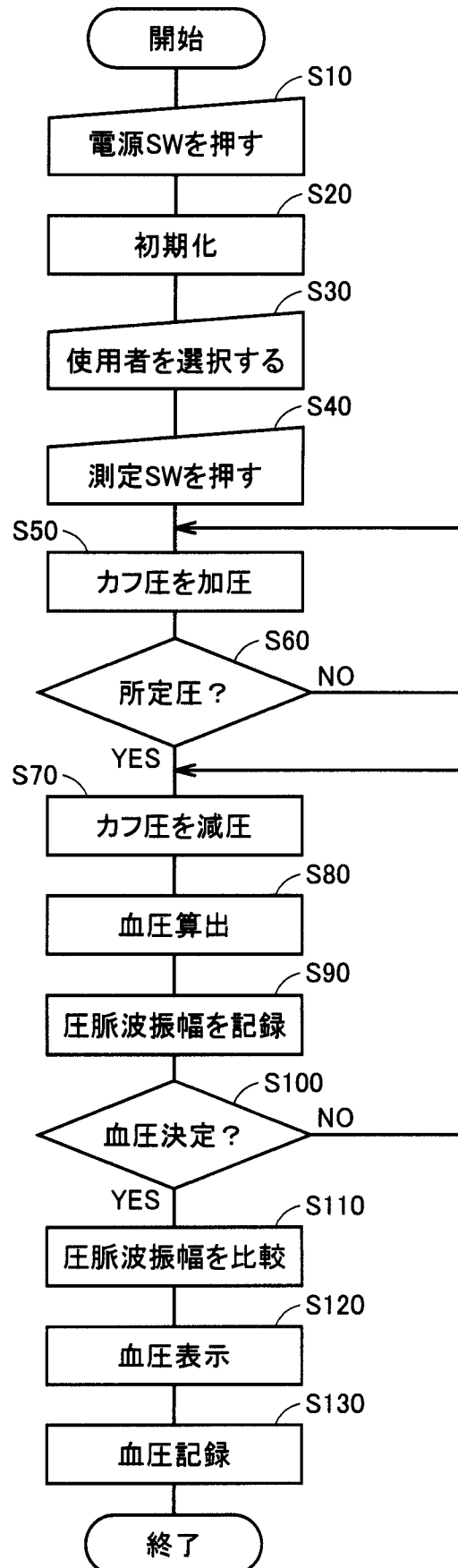
[図4]



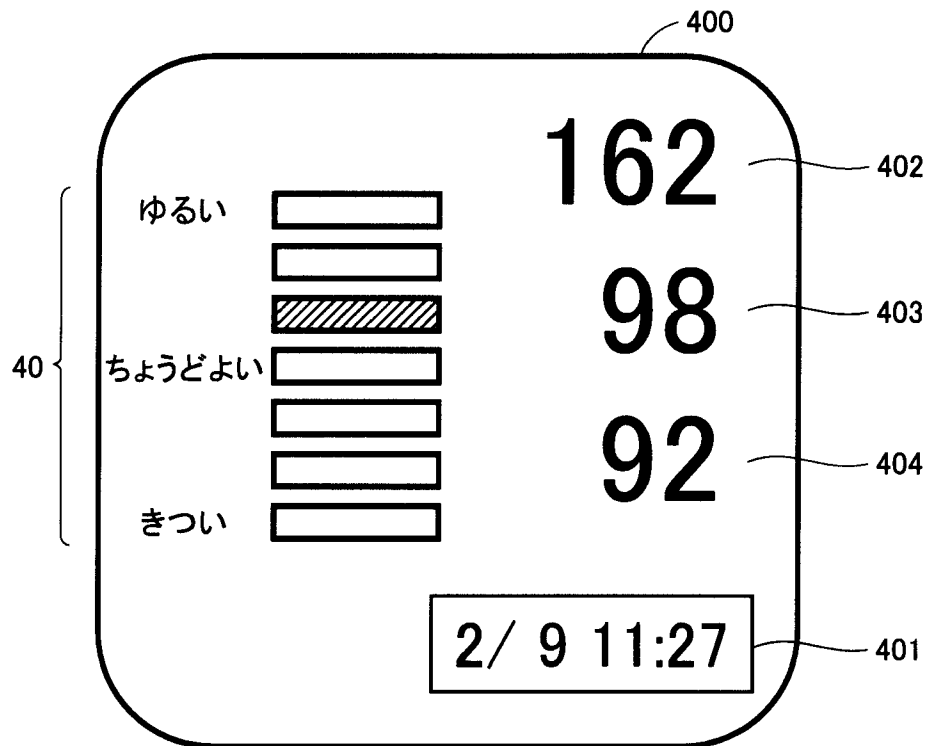
[図5]



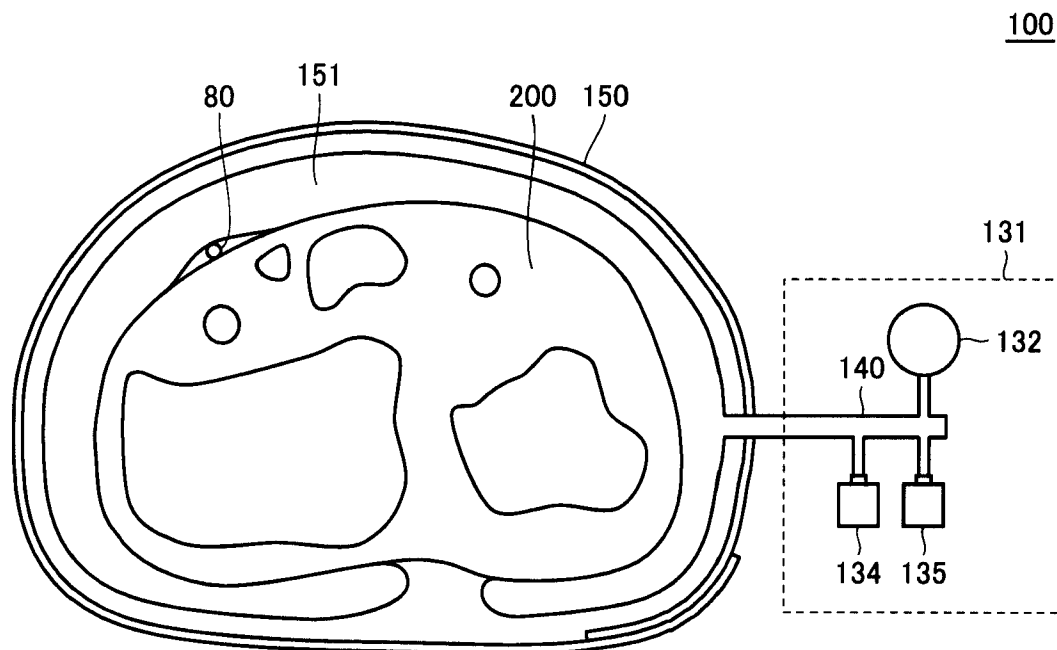
[図6]



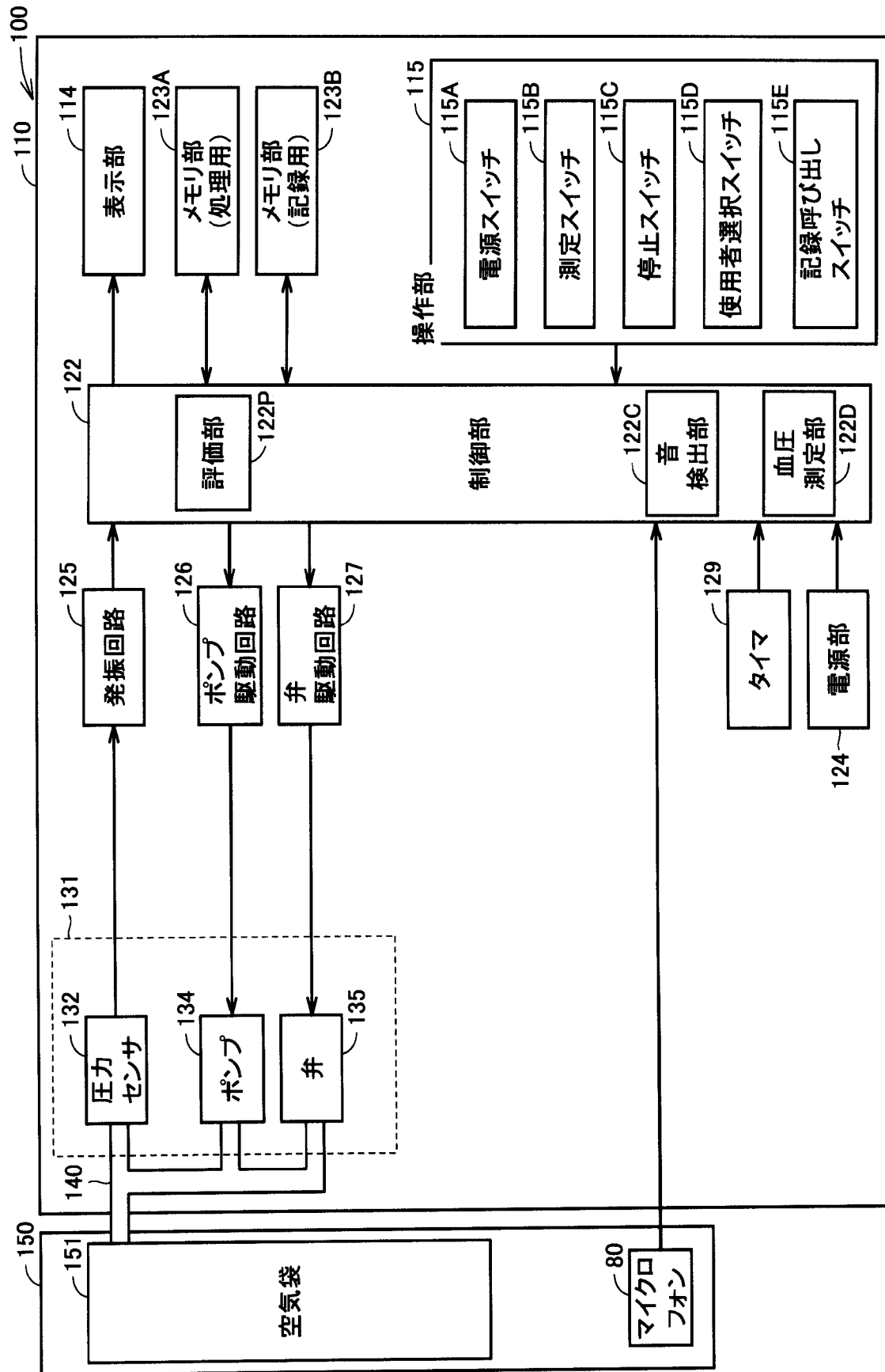
[図7]



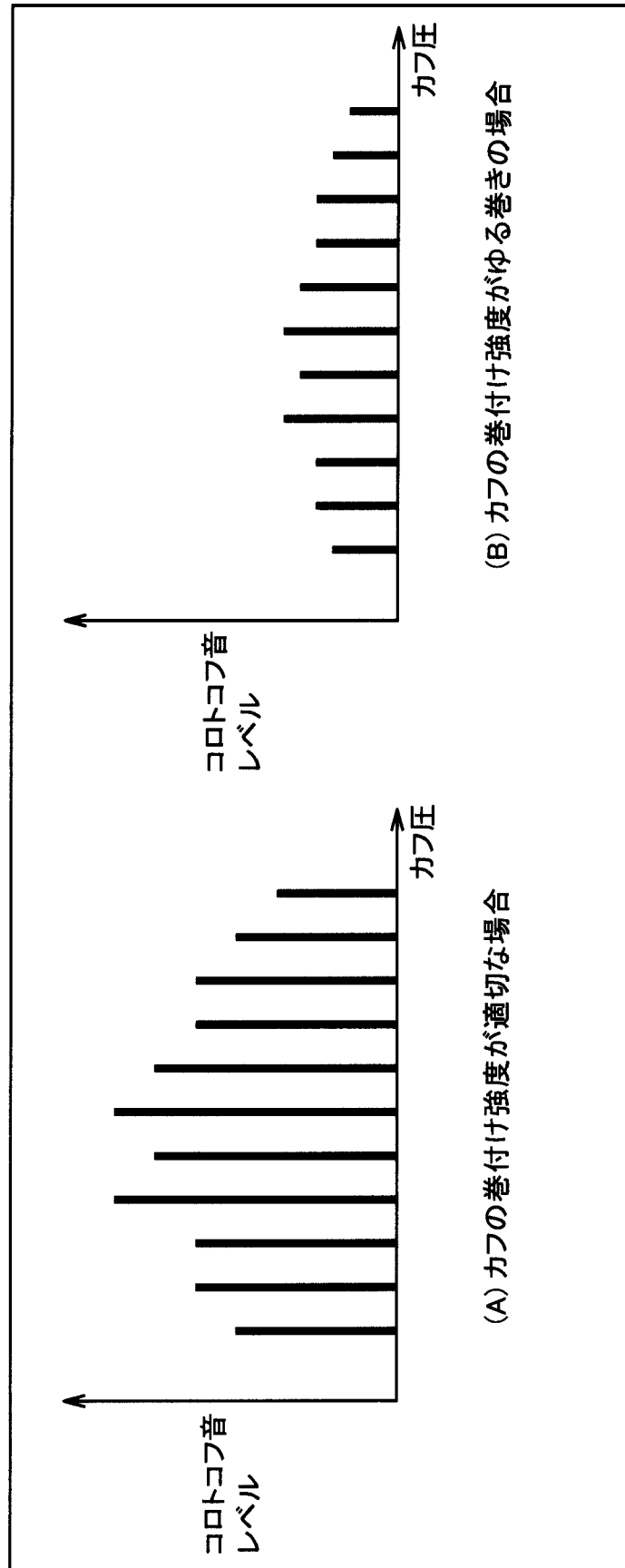
[図8]



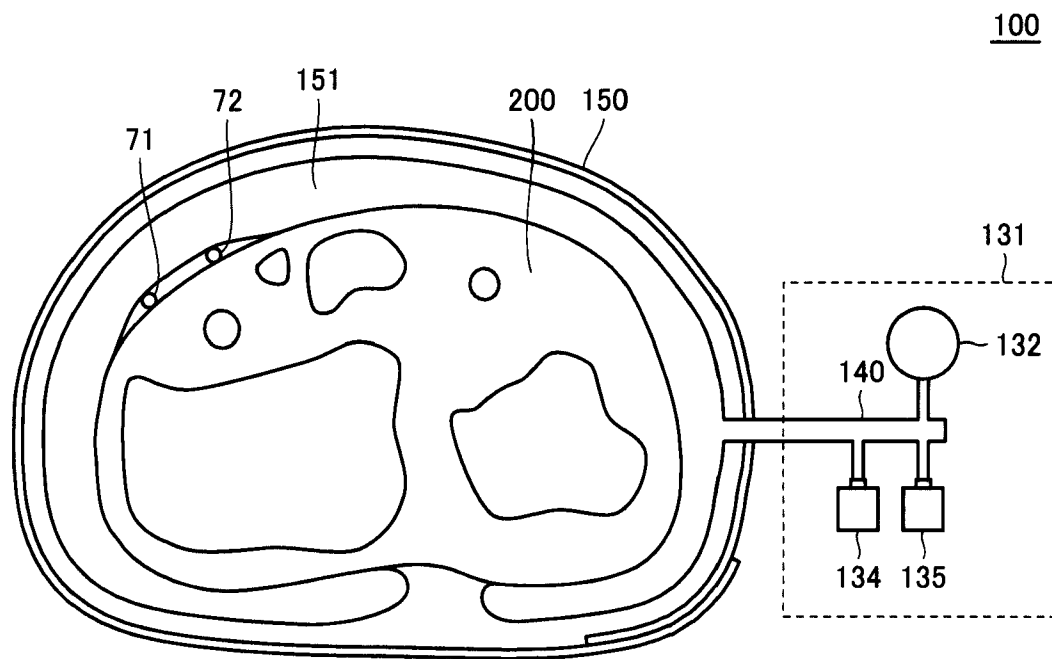
[図9]



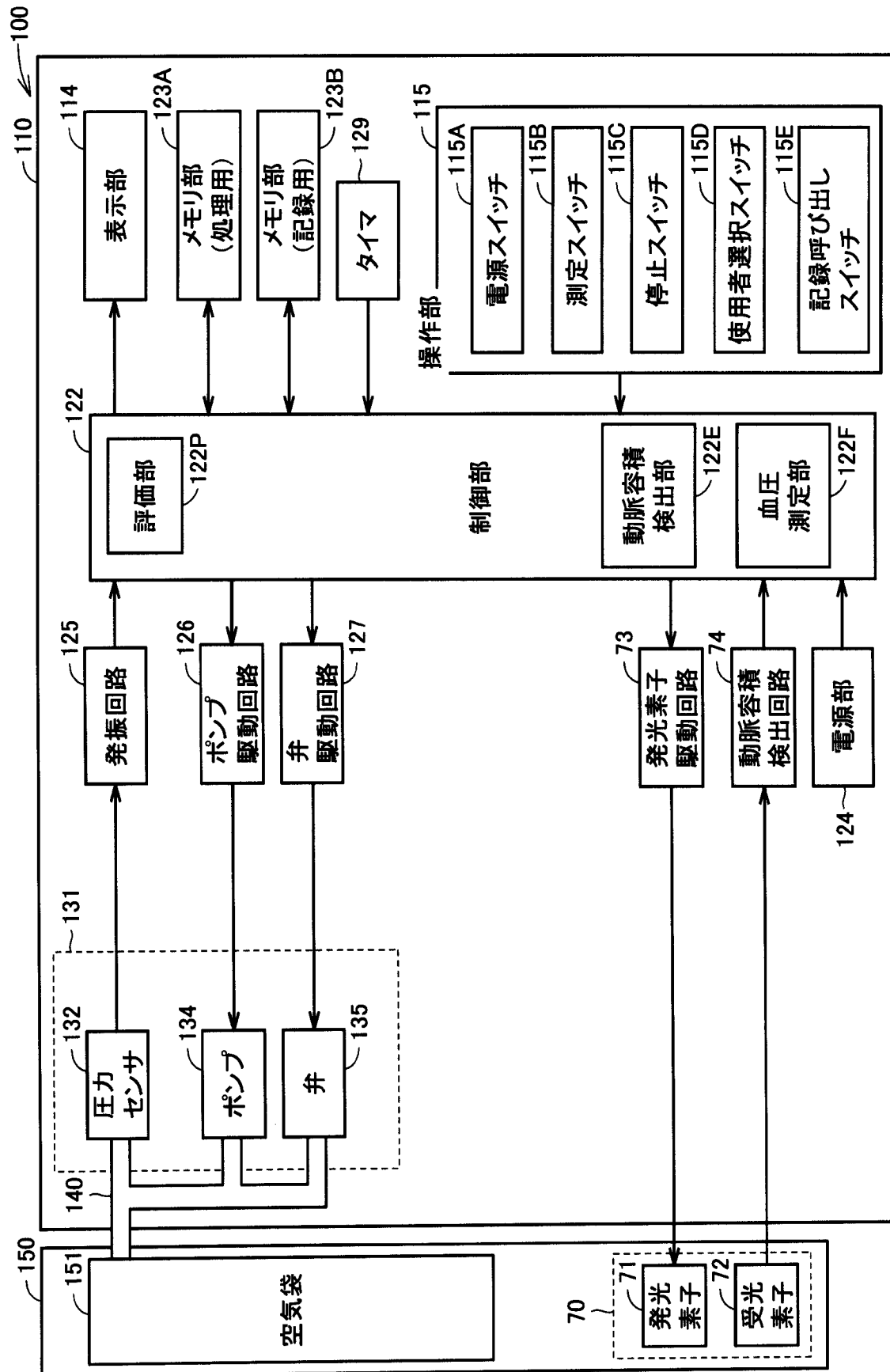
[図10]



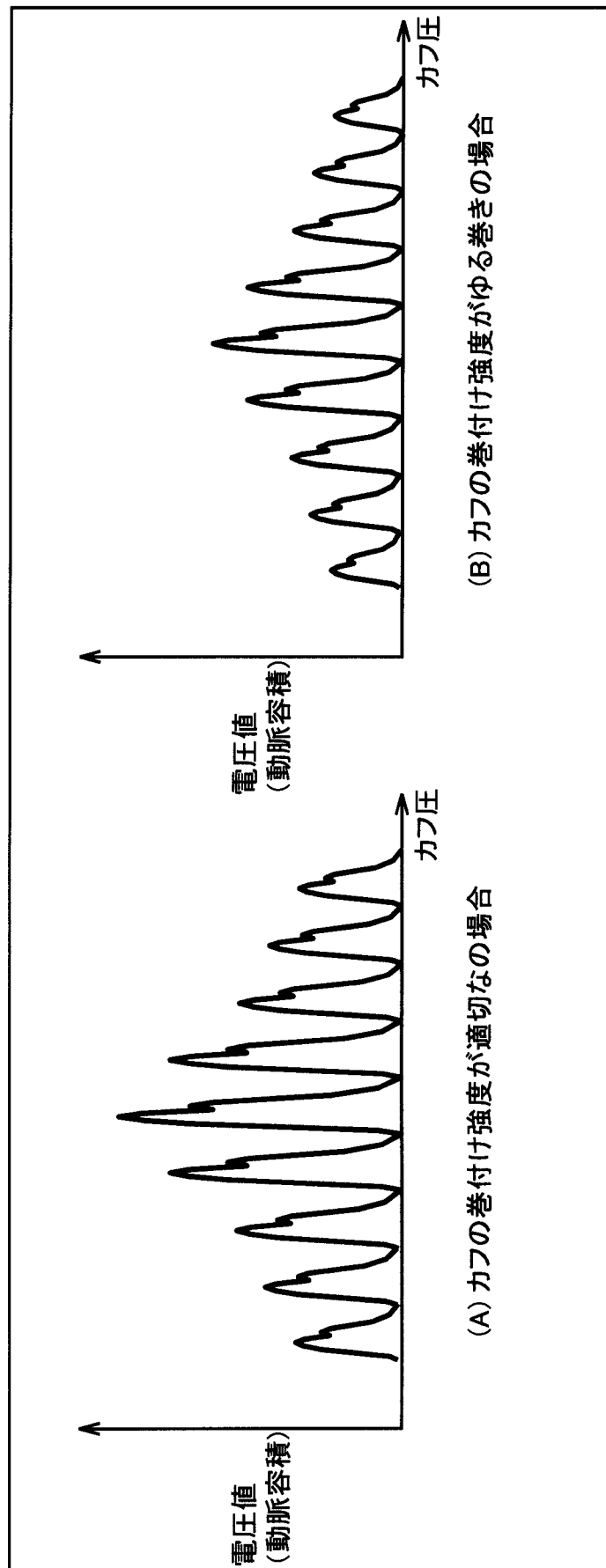
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052764

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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 63-189128 A (Tateishi Eletronics Co.), 04 August 1988 (04.08.1988), page 1, lower left column, lines 5 to 12 (Family: none)	1-8
A	JP 2007-167171 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 05 July 2007 (05.07.2007), paragraphs [0043] to [0085] & US 2009/0312651 A1 & EP 1967133 A1 & WO 2007/072647 A1 & KR 10-2008-0075021 A & CN 101340845 A & RU 2008129706 A	1-8

☐ 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
09 May, 2011 (09.05.11)

Date of mailing of the international search report
17 May, 2011 (17.05.11)

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2011年
日本国実用新案登録公報	1996-2011年
日本国登録実用新案公報	1994-2011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 63-189128 A (立石電気株式会社) 1988.08.04, 第1ページ左下欄第5-12行 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 2007-167171 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2007.07.05, 【0043】-【0085】 & US 2009/0312651 A1 & EP 1967133 A1 & WO 2007/072647 A1 & KR 10-2008-0075021 A & CN 101340845 A & RU 2008129706 A	1-8

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

09.05.2011

国際調査報告の発送日

17.05.2011

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)

湯本 照基

2Q

9404

電話番号 03-3581-1101 内線 3292