

(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
2013年5月2日(02.05.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/061779 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0225 (2006.01) A61B 5/0245 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/076231
- (22) 国際出願日: 2012年10月10日(10.10.2012)
- (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 2011-235017 2011年10月26日(26.10.2011) JP
- (71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 小林 達矢 (KOBAYASHI, Tatsuya); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 山下 祐輝 (YAMASHITA, Yuki); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 木下 広幸 (KINOSHITA, Hiroyuki); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 佐藤 博則 (SATO, Hironori); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 藤井 健司 (FUJII, Kenji); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 澤野井 幸哉 (SAWANOI, Yukiya); 〒6170002 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 Kyoto (JP).

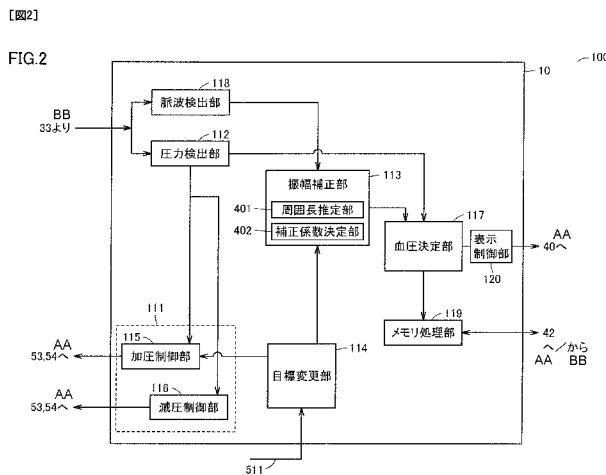
(74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所 (FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目2番7号 中之島セントラルタワー Osaka (JP).

(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, BN, 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, PA, PE, PG, PH,

[続葉有]

(54) Title: ELECTRONIC SPHYGMOMANOMETER

(54) 発明の名称: 電子血圧計



(57) Abstract: This electronic sphygmomanometer (100) is provided with: a cuff which is wound around the measurement site of the subject; a pressurization control unit (115) which controls, according to the drive voltage, a pump for outputting a fluid in the cuff such that the pressure in the cuff is increased at a pressurization rate target; a pressure detection unit (112) for detecting a cuff pressure signal representing the cuff pressure; a blood pressure calculating unit for calculating the blood pressure value on the basis of the pulse wave superimposed on the detected cuff pressure signal; and a target change unit (114) which variably changes the pressurization rate target in the pressurization process in which the cuff pressure is initially increased at an initial pressurization rate target and in which pressurization is then continued. The target change unit (114) variably changes the pressurization rate target such that the drive voltage measured in the pressurization process is within a voltage range corresponding to a range in which the pump is capable of output.

(57) 要約:

[続葉有]

- 112... PRESSURE DETECTION UNIT
113... AMPLITUDE CORRECTION UNIT
114... TARGET CHANGE UNIT
115... PRESSURIZATION CONTROL UNIT
116... DEPRESSURIZATION CONTROL UNIT
117... BLOOD PRESSURE DETERMINATION UNIT
118... PULSE WAVE DETECTION UNIT
119... MEMORY PROCESSING UNIT
120... DISPLAY CONTROL UNIT
401... PERIMETER LENGTH ESTIMATION UNIT
402... CORRECTION COEFFICIENT DETERMINATION UNIT
AA... TO
BB... FROM



PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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.

FR, 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, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

電子血圧計 (100) は、被測定者の測定部位の周囲に巻付けられるカフと、カフ内に流体を出力するためのポンプを、駆動電圧に従って、カフ内の圧力が加圧速度目標で加圧されるように制御する加圧制御部 (115) と、カフ圧を表わすカフ圧信号を検出するための圧力検出部 (112) と、検出されるカフ圧信号に重畳する脈波に基づいて血圧値を算出するための血圧算出部と、カフ圧を初期の加圧速度目標で加圧開始し加圧を継続する加圧過程において、加圧速度目標を可変に変更する目標変更部 (114) と、を備え、目標変更部 (114) は、加圧過程において測定される駆動電圧が、ポンプが出力可能な範囲に相当する電圧の範囲となるように、加圧速度目標を可変に変更する。

明 細 書

発明の名称：電子血圧計

技術分野

[0001] 本発明は電子血圧計に関し、特に、測定部位から検出される脈波を用いて血圧を測定する電子血圧計に関する。

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うことは、例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いる。

[0003] 家庭向けの血圧計の多くがオシロメトリック法による血圧測定方法を採用している。オシロメトリック法による血圧測定は、カフを上腕などの測定部位に巻付け、カフの内圧（カフ圧）を収縮期血圧より所定圧（例えば30 mmHg）だけ高く加圧し、その後、徐々にまたは段階的にカフ圧を減圧していく。この減圧過程における動脈の容積変化をカフ圧に重畳した圧変化（脈波振幅）として検出し、この脈波振幅の変化より収縮期血圧および拡張期血圧を決定する方法である。オシロメトリック法では、カフ圧の加圧過程において発生する脈波振幅を検出して血圧を測定することも可能である。

[0004] これらの血圧測定において正確に脈波振幅を検出するためには、ポンプまたは弁によりカフ圧を一定速度で、加圧または減圧する必要がある。そこで、特許文献1（特開2006-129920号公報）では、等速加圧制御、または等速減圧制御では平均速度と目標速度との差に基づいて、平均速度が目標速度となるようにポンプまたは弁の駆動電圧をフィードバック制御する。フィードバック制御されるポンプには、モータ駆動のポンプまたは圧電ポ

ンプを用いることができる。圧電ポンプの構造は、たとえば特許文献2（特開2009-74418号公報）に開示がある。

[0005] また、特許文献3（特開平5-42114号公報）には、電池電圧から加圧速度を決定する方法が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開2006-129920号公報

特許文献2：特開2009-74418号公報

特許文献3：特開平5-42114号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] ここで、特許文献1に関連して、従来の電子血圧計のカフ圧とポンプの能力について説明する。図33には、従来の血圧計のポンプの出力流量と、カフ圧の関係が模式的に示される。図34には、従来の血圧計のカフ圧の等速加圧とポンプ駆動電圧の関係が模式的に示される。家庭用の血圧計においては、ユーザビリティ向上の観点から小型化や低コスト化が求められており、それに応えるためにポンプは小型である。図33に示されるように、ポンプのサイズとポンプからの空気などの流体の出力流量はトレードオフの関係にある。

[0008] また、小型のポンプの場合には、加圧速度を目標速度に一致させるようにフィードバック制御される駆動電圧がポンプ駆動の上限電圧を超えてしまった場合、それ以上に速度を増加させることができず、カフ圧を等速で加圧することができない（図34参照）。

[0009] また、電池から電力が供給される電子血圧計の場合には、血圧測定中にも電池電圧が降下するため、消費電力が大きいポンプである場合には、電池電圧降下量が大きくなる。そのために、特許文献2の方法を用いる場合、電池電圧の変化にかかわらず正確に血圧を測定できる機能の提供が望まれる。

[0010] それゆえに、本発明の目的は、電子血圧計を駆動するための電圧の変化にかかわらず正確に血圧を測定できる電子血圧計を提供することである。

課題を解決するための手段

[0011] この発明のある局面に従う電子血圧計は、被測定者の測定部位の周囲に巻付けられるカフと、カフ内に流体を出力するためのポンプと、ポンプを、駆動電圧に従って、カフ内の圧力が加圧速度目標で加圧されるように制御する制御部と、カフ内のカフ圧を表わすカフ圧信号を検出するための圧力検出部と、圧力検出部より検出されるカフ圧信号に重畳する脈波に基づいて血圧値を算出するための血圧算出部と、カフ圧を初期の加圧速度目標で加圧開始し加圧を継続する加圧過程において、加圧速度目標を可変に変更する目標変更部と、を備え、目標変更部は、加圧過程において測定される駆動電圧が、ポンプが出力可能な範囲に相当する電圧の範囲となるように、加圧速度目標を可変に変更する。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、駆動するための電圧の変化にかかわらず正確に血圧を測定できる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]実施の形態1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2]実施の形態1に係る電子血圧計の機能構成を示すブロック図である。

[図3]加圧速度が脈波振幅に与える影響と、脈波の振幅補正について説明する図である。

[図4]加圧速度が脈波振幅に与える影響と、脈波の振幅補正について説明する図である。

[図5]カフコンプライアンス特性を示す図である。

[図6]実施の形態1に係る補正係数を格納するテーブルを示す図である。

[図7]実施の形態1による脈波振幅の補正を模式的に示す図である。

[図8]実施の形態1に係る周囲長を推定するために参照されるテーブルを示す

図である。

[図9]実施の形態1によるカフ圧 - 加圧時間特性（適切巻きの場合）のグラフである。

[図10]実施の形態1に係る血圧測定の処理フローチャートである。

[図11]実施の形態2による加圧過程で脈波が検出されるタイミングを説明する図である。

[図12]実施の形態2に係る電子血圧計の機能構成を示す機能ブロック図である。

[図13]実施の形態2に係る血圧測定の処理フローチャートである。

[図14]実施の形態3に係る電子血圧計の機能構成を示す機能ブロック図である。

[図15]実施の形態3に係る加圧速度目標を決定するためのテーブルを示す図である。

[図16]本実施の形態4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17]実施の形態4に係る電子血圧計の機能構成を示すブロック図である。

[図18]実施の形態4に係る血圧測定の処理フローチャートである。

[図19]実施の形態4に係るテーブルの内容を模式的に示す図である。

[図20]実施の形態5に係る電子血圧計の機能構成を示すブロック図である。

[図21]実施の形態5に係る一定電圧値の決定方法を説明するためのグラフである。

[図22]実施の形態5に係る血圧測定の処理フローチャートである。

[図23]実施の形態6に係る電子血圧計の機能構成を示すブロック図である。

[図24]実施の形態6に係る血圧測定の処理フローチャートである。

[図25]電子血圧計の消費電力とカフ圧の関係を示すグラフである。

[図26]電子血圧計の電池の電圧降下とカフ圧の関係を示すグラフである。

[図27]実施の形態7に係る電子血圧計の機能構成図である。

[図28]実施の形態7に係る処理フローチャートである。

[図29]実施の形態7に係るテーブルの内容を模式的に示すためのグラフである。

[図30]実施の形態8に係る電子血圧計の機能構成図である。

[図31]実施の形態8に係る処理フローチャートである。

[図32]実施の形態8に係る変更開始圧力と加圧時間（測定時間）の関係を表わすグラフである。

[図33]従来の血圧計のポンプの出力流量と、カフ圧の関係を模式的に示す図である。

[図34]従来の血圧計のカフ圧の等速加圧とポンプ駆動電圧の関係を模式的に示す図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、図面を参照しつつ、本発明の各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。したがって、それらについての詳細な説明は繰り返さない。

[0015] （実施の形態1）

図1は、本実施の形態に係る電子血圧計100のハードウェア構成を表わすブロック図である。図1を参照して、電子血圧計100は血圧測定部位に装着されるカフ20およびエア系300を備える。カフ20は空気袋21を含む。空気袋21は、エアチューブ31を介して、エア系300に接続される。各実施の形態では、カフ20は測定部位である上腕に巻き付けられると想定するが、限定的ではなく手首であってもよい。

[0016] 電子血圧計100は、さらに表示部40、操作部41および各部を集中的に制御し、各種演算処理を行なうためのCPU（Central Processing Unit）10、CPU10に所定の動作をさせるためのプログラムや各種データを記憶するためのメモリ部42、各部に電力を供給するための電源44、計時動作を行なうための時計部45を含む。メモリ部42は、測定された血圧を記憶するための不揮発性メモリ（例えばフラッシュメモリ）などを含む。

- [0017] 操作部４１は、電源をＯＮまたはＯＦＦするための操作を受付ける電源スイッチ４１Ａ、測定開始の操作を受付けるための測定スイッチ４１Ｂ、測定停止の指示の操作を受付けるための停止スイッチ４１Ｃ、およびユーザ（被測定者）を選択的に指定する操作を受付けるための使用者選択スイッチ４１Ｅを有する。操作部４１は、フラッシュメモリに格納された測定血圧などの情報を読み出し表示部に表示させる操作を受付けるための図示のないスイッチも有する。
- [0018] 本実施の形態では、電子血圧計１００は複数の被測定者により共用されることから、使用者選択スイッチ４１Ｅを備えるが、共用されない場合には使用者選択スイッチ４１Ｅは省略されてよい。また、測定スイッチ４１Ｂを、電源スイッチ４１Ａと兼用してもよい。その場合には、測定スイッチ４１Ｂは省略することができる。
- [0019] エア系３００は、空気袋２１内の圧力（以下、カフ圧という）を検出するための圧力センサ３２、カフ圧を加圧するために、空気袋２１に空気を供給するためのポンプ５１、および空気袋２１の空気を排出しまたは封入するために開閉される弁５２を含む。電子血圧計１００は、エア系３００に関連して、発振回路３３、ポンプ駆動回路５３、および弁駆動回路５４を含む。ここでは、ポンプ５１、弁５２、ポンプ駆動回路５３および弁駆動回路５４は、カフ圧を調整するための調整部３０に相当する。
- [0020] ポンプ５１には、モータを駆動源として用いるポンプ、圧電素子を駆動源として用いた圧電マイクロポンプなどを適用することができる。
- [0021] 圧力センサ３２は、静電容量形の圧力センサであり、カフ圧により容量値が変化する。発振回路３３は、圧力センサ３２の容量値に応じた発振周波数の信号（以下、圧力信号という）をＣＰＵ１０に出力する。ＣＰＵ１０は、発振回路３３から得られる信号を圧力に変換することによってカフ圧を検出する。ポンプ駆動回路５３は、ＣＰＵ１０から与えられる制御信号に基づいてポンプ５１を制御する。弁駆動回路５４はＣＰＵ１０から与えられる制御信号に基づいて弁５２の開閉を制御する。

[0022] なお、カフ２０に供給される流体は空気に限定されるものではなく、例えば液体やゲルであってもよい。あるいは、流体に限定されるものではなく、マイクロビーズなどの均一な微粒子であってもよい。

[0023] (機能構成)

図２は、本実施の形態に係る電子血圧計１００の機能構成を示す機能ブロック図である。機能構成は、ＣＰＵ１０が有する機能と、その周辺部を用いて示される。

[0024] 図２を参照して、ＣＰＵ１０は、発振回路３３からの圧力信号を入力する脈波検出部１１８および圧力検出部１１２、脈波の振幅を補正するための振幅補正部１１３、血圧測定に際しての加圧速度の目標（以下、加圧速度目標という）を変更する目標変更部１１４、ポンプ駆動回路５３と弁駆動回路５４とに制御信号を出力する加圧制御部１１５および減圧制御部１１６、血圧値を決定する血圧決定部１１７、メモリ部４２のフラッシュメモリのデータを読み書き（アクセス）するためのメモリ処理部１１９、および表示部４０の表示を制御する表示制御部１２０を備える。加圧制御部１１５と減圧制御部１１６は、血圧測定中に調整部３０を駆動制御することにより、加圧速度目標に従ってカフ圧を加圧させるための駆動制御部１１１に相当する。

[0025] 加圧制御部１１５および減圧制御部１１６は、カフ圧を調整するために、ポンプ駆動回路５３および弁駆動回路５４に制御信号を送信する。具体的には、カフ圧を加圧し、または減圧するための制御信号を出力する。本実施の形態では、カフ圧を加圧速度目標で加圧する過程において、血圧決定部１１７による血圧導出処理が行なわれる。脈波検出部１１８は、発振回路３３からの圧力信号に重畳される動脈の容積変化を表す脈波信号を、フィルタ回路を用いて検出する。圧力検出部１１２は、カフ圧を検出するために、発振回路３３からの圧力信号を圧力値に変換し、出力する。

[0026] 振幅補正部１１３は、周囲長推定部４０１および補正係数決定部４０２を含む。カフ２０は、測定部位である例えば上腕（または手首）に巻き付けられる。周囲長推定部４０１は、カフ２０が巻き付けられた測定部位の周囲（

腕周)の長さを推定する。補正係数決定部402は、変更前後の加圧速度目標に基づき、脈波振幅を補正するための係数を決定する。

[0027] 血压決定部117は、オシロメトリック式に従い血压を決定する。具体的には、血压測定時に圧力検出部112から入力するカフ圧と、脈波検出部118により検出された脈波、または振幅補正部113により振幅が補正された脈波とを用いて、脈波振幅の推移とカフ圧とに基づき血压を決定する。例えば、脈波振幅の最大値に対応するカフ圧を平均血压、また脈波振幅の最大値の50%に相当する高カフ圧側の脈波振幅に対応するカフ圧を収縮期血压、また脈波振幅の最大値の70%に相当する低カフ圧側の脈波振幅に対応するカフ圧を拡張期血压と決定する。また、脈拍数を、脈波信号を用いて公知の手順に従って算出する。ここでは、振幅補正部113および血压決定部117は、血压を算出するための血压算出部に相当する。

[0028] (ポンプ51のフィードバック制御)

オシロメトリック式に従って血压測定する場合には、測定精度を得るために、カフ圧を一定の加圧速度目標で加圧しなければならない。つまり、目標変更部114は、血压測定開始時に加圧制御部115に対して等速加圧のための目標速度の初期値を与える。加圧制御部115は、圧力検出部112から定期的に入力するカフ圧に基づきカフ圧の変化速度を算出し、算出した変化速度と、目標変更部114から与えられる加圧速度目標とを比較し、比較結果に基づく両者の差に従い制御信号を生成し、ポンプ駆動回路53に出力する。このようにして、加圧速度が、加圧速度目標となるようにポンプ51はフィードバック制御される。

[0029] ここでは、ポンプ51の吐出流量はポンプ駆動回路53から与えられる電圧に比例すると想定する。ポンプ駆動回路53は、制御信号に応じた電圧信号をポンプ51に出力する。ポンプ駆動回路53の出力段には図示のない電圧センサが設けられて、当該電圧センサによりポンプ51を駆動するための電圧が検出され、検出電圧を示す駆動電圧511が目標変更部114に出力される。

[0030] 目標変更部 114 は、駆動電圧 511 と、ポンプ 51 に固有の駆動電圧上限 512 とを比較し、比較結果に基づき、（駆動電圧 511 > 駆動電圧上限 512）の条件が成立しポンプ 51 の出力は最大であり余裕がないと判定すると、加圧速度目標を下げるように変更する。そして、変更後の加圧速度目標を用いてフィードバック制御が行われる。これにより、ポンプ 51 の出力に余裕のある範囲で加圧速度を等速に制御できる。

[0031] （脈波振幅の補正）

オシロメトリック式によれば、血圧の測定精度は、脈波振幅に依存する。また、加圧速度を変化させた場合には、脈波振幅には、脈波 1 拍内での血管の容積変化成分のみならずカフ圧の変化速度の成分も含まれることになるから、後者の成分に起因した脈波振幅の誤差を排除するように補正する必要がある。そこで、本実施の形態では、上述した加圧速度目標の変更に起因した誤差を排除することにより、脈波振幅を補正する。

[0032] ここで、図 3 と 4 を参照して、加圧速度が脈波振幅に与える影響と、振幅補正について説明する。図 3 と 4 は発明者らの実験によるデータであり、減圧過程における減圧速度が脈波振幅に与える影響を示す。なお、図 3 と図 4 で示す原理は、加圧過程であっても同様に適用することができる。

[0033] 図 3 と図 4 では、減圧速度が速い場合と遅い場合とで、下段にはカフ圧の時間変化が示され、中段にはカフ容積の時間変化が示され、上段には測定部位の動脈血管の容積の時間変化が示される。これらは同一期間における変化を示す。図 3 と図 4 では、上段のように心臓の拍動による血管の容積変化 ΔV が等しい場合であっても、中段に示すようにカフ容積波形の基線（点線で図示）に対するカフ容積変化の最大値は減圧速度によって相違する（すなわち、 $\Delta V_a < \Delta V_b$ ）。この容積変化はカフ圧変化として表われるため、減圧速度が遅いほどカフ 20 の容積変化が大きくなり、下段のようにカフ圧変化も相違する（すなわち、 $\Delta P_a < \Delta P_b$ ）。したがって、血管容積が同様に変化する場合であっても、減圧速度または加圧速度によって検出される脈波振幅は相違することになる。

- [0034] また、図5に示すカフコンプライアンス特性から、測定部位が太い（周囲長が長い）ほどカフコンプライアンスが大きくなるため、同様の血管容積変化であっても、測定部位の太さにより算出される脈波振幅が異なる、ことがわかる。なお、ここでいうカフコンプライアンスとはカフ圧を1 mmHg変化させるのに必要な容積であり、単位は[m l /mmHg]である。
- [0035] したがって、カフ圧20の加圧速度を変化させた場合に検出される脈波振幅は、加圧速度の変化率と測定部位の周囲長に応じて決定する必要がある。ここで、加圧速度の変化率は、加圧速度目標の変化率に応じて決まり、変化率は、変更前の加圧速度目標と変更後の加圧速度目標との比を指す。
- [0036] メモリ部42には、測定部位の周囲長Lと、変更後の加圧速度目標Vとに応じた補正係数 α を格納した図6のテーブルTBが格納される。ここでは、変更前の加圧速度目標は一定としているので、テーブルTBには、周囲長Lと加圧速度目標の変化率の各組に対応して補正係数 α が格納されると言える。なお、図6のデータは、実験等により予め取得される。
- [0037] 測定部位の周囲長Lは、血压測定時に、加圧開始直後の圧力変化特性に基づき周囲長推定部401により推定される。そして、目標変更部114によって加圧速度目標が変更された後は、補正係数決定部402は周囲長Lと変更後の加圧速度目標Vとに基づきテーブルTBを検索して、対応する補正係数 α を読み出す。これにより、補正係数 α が決定する。
- [0038] 振幅補正部113は、脈波検出部118から入力する脈波信号（圧力信号）から1拍毎に脈波を抽出する。具体的には、圧力信号が示す圧力の現在値と先行値との差を算出し、差が基準を超えるか否かを判定し、判定結果に基づき信号の立上がり／立下り点を抽出する。これにより、脈波（1振幅）を抽出できる。
- [0039] 振幅補正部113は、脈波の振幅値を、補正係数 α を用いて補正する。つまり、検出した脈波振幅値Ampを（Amp $\times\alpha$ ）により補正する。補正後の脈波を血压決定部117に出力する。血压決定部117は、振幅が補正された脈波を用いてオシロメトリック式に従って血压を決定する。

[0040] 図7には、本実施の形態による脈波振幅補正が模式的に示される。図7によれば、上述したようにポンプ51の出力が余裕のある範囲で、等速加圧のための加圧速度目標が変更されると、変更起因する脈波振幅の誤差は、上述の振幅補正により排除することができる。

[0041] (周囲長推定)

本実施の形態による測定部位の周囲長の推定について説明する。図8は、本実施の形態に係る測定部位周囲長 L を推定するために参照されるテーブル433の一例を示す図である。テーブル433には、カフ20の測定部位に対する巻付け状態が“適切巻き”の場合においてカフ圧を所定圧力だけ加圧するのに要する等速加圧の時間と、対応する周囲長 L が格納される。テーブル433のデータは、予め実験等により取得される。図9は、本実施の形態によるカフ圧 - 加圧時間特性（適切巻きの場合）のグラフである。図8と図9のデータは、電子血圧計100を用いて多くの被験者からサンプリングしたデータに基づく値を指す。ここで、“適切巻き”とは、測定部位の周囲長と、測定部位に巻付けられたカフ20の内径（測定部位である腕の断面の径）による円周の長さにほぼ等しい状態を指す。本実施の形態では、適切巻きの状態で血圧測定がされると想定する。

[0042] 測定部位に巻付けたカフ20のカフ圧と、カフ20内へ供給する流体（本実施の形態では、空気）の容積変化に基づき、カフ圧が、圧力 P_2 から圧力 P_3 になるまでに必要な空気は、流体容積 ΔV_{23} であるとする（図9参照）。等速加圧（ポンプ51の回転数は一定回）の下で流体容積 ΔV_{23} の空気を供給するのに要する加圧時間は、一定時間（ここでは、時刻 V_2 ～時刻 V_3 の時間 V_{23} ）となる。しかしながら、時間 V_{23} は、測定部位の周囲長 L に依存して変化する。

[0043] 例えば、周囲長が異なる測定部位に対して、“適切巻き”でカフ20を巻付けた場合、図9のように、周囲長が短い（細腕）ほど時間 V_{23} は小さくなり、周囲長が長い（太腕）ほど時間 V_{23} は大きくなる。

[0044] 周囲長推定部401は、加圧開始後、検出されるカフ圧に基づき、カフ圧

が0 mmHg（圧力P2）から20 mmHg（圧力P3）まで変化するのに要した時間を時計部45によって計測する。そして、計測した時間に基づきテーブル432を検索することにより、対応する周囲長Lを取得する。周囲長Lは補正係数決定部402に与えられる。補正係数決定部402は、周囲長Lと変更後の加圧速度目標Vとに基づきテーブルTBを検索して、対応する補正係数 α を読み出す。これにより、補正係数 α を決定する。

[0045] なお、ここでは血圧測定時に周囲長Lを推定（測定）するとしているが、被測定者が操作部41を操作して入力するとしてもよい。または、予めメモリ部42に被測定者毎に周囲長Lが格納されているとしてもよい。

[0046] （フローチャート）

図10は、本実施の形態に係る血圧測定の処理フローチャートである。このフローチャートに従うプログラムは、予めメモリ部42に格納されて、CPU10によりメモリ部42から読み出されて、実行される。

[0047] 被測定者は、測定部位にカフ20を“適切巻き”で巻き付けた状態で、電源スイッチ41A（または測定スイッチ41B）を操作すると（ステップST1）、CPU10は、所定の初期化処理を行い、その後、CPU10は弁駆動回路54に弁52を閉鎖するための制御信号を出力する。これにより、弁駆動回路54によって弁52は閉鎖される（ステップST3）。図10では“SW”はスイッチを意味する。

[0048] 駆動制御部111は、加圧速度目標を所定値（例えば、5.5 mmHg/sec）に初期設定し、加圧制御部115に出力する（ステップST5）。加圧制御部115は、加圧速度目標（5.5 mmHg/sec）に従ってカフ圧が等速加圧されるように制御信号をポンプ駆動回路53に出力する。ポンプ駆動回路53は、制御信号に基づき加圧速度目標でカフ圧が等速加圧されるようにポンプ51に対し駆動信号（電圧信号）を出力する。これにより、カフ圧の等速加圧が開始される（ステップST7）。

[0049] 等速加圧開始後において、周囲長推定部401は上述した手順に従って測定部位の周囲長Lを推定する（ステップST9）。推定期間中も、カフ圧の

等速加圧は継続する（ステップS T 1 1）。

[0050] 等速加圧は、述したようにポンプ5 1の駆動信号をフィードバック制御することにより行われる。フィードバック制御の過程で、目標変更部1 1 4は、ポンプ5 1の駆動電圧5 1 1を逐次入力し、駆動電圧5 1 1の電圧値とメモリ部4 2に格納された所定電圧値（例えば、ポンプ5 1の駆動電圧上限5 1 2）とを比較し、比較結果に基づき、（駆動電圧5 1 1の値>所定電圧値）の条件が成立するか否かを判定する（ステップS T 1 3）。

[0051] 条件が成立しないと判定されると（ステップS T 1 3でN O）、処理はステップS T 1 9に以降する。

[0052] 血圧決定部1 1 7は、等速加圧過程において、振幅補正部1 1 3から入力する脈波振幅と、圧力検出部1 1 2により検出されるカフ圧に基づき、オシロメトリック式に従って血圧を決定する。まだ十分に加圧されない期間は血圧を決定することができないので（ステップS T 1 9でN O）、処理はステップS T 1 1に戻り、以降の処理が繰返されて等速加圧が進行する。

[0053] 一方、十分に加圧されて血圧が決定すると（ステップS T 1 9でY E S）、減圧制御部1 1 6はポンプ5 1を停止し、弁5 2を開くような制御信号を出力する。これにより、空気袋2 1の空気は排気されてカフ圧は減圧する（ステップS T 2 1）。減圧制御部1 1 6は、圧力検出部1 1 2から出力されるカフ圧に基づき排気完了を判断すると、表示制御部1 2 0により、血圧決定部1 1 7が決定した血圧および脈拍数を表示部4 0に表示する（ステップS T 2 3）。また、決定した血圧および脈拍数は、時計部4 5が計時する測定時間とともにメモリ部4 2に格納される。

[0054] ステップS T 1 3に戻り、目標変更部1 1 4が、（駆動電圧5 1 1の値>所定電圧値）の条件が成立したことを判定すると（ステップS T 1 3でY E S）、すなわちポンプ5 1の出力能力は上限付近に達したと判定する（図7の時刻Tを参照）と、加圧速度目標を所定値（例えば、3. 0 mm H g / s e c）に減少させるように変更する（ステップS T 1 5）。そして、変更後の加圧速度目標を用いてフィードバック制御による等速加圧が継続する。こ

のように、ポンプ 5 1 の出力に余裕のある範囲で等速加圧制御が実施される。この加圧速度目標の変更は複数回実施してもよいし、加圧速度が下限値を下回った時点で測定を停止し、エラー表示してもよい。

[0055] 加圧速度目標の変更がされると、補正係数決定部 4 0 2 は、変更後の加圧速度目標と、ステップ S T 9 において推定された周囲長 L とに基づきテーブル T B を検索し、対応する補正係数 α を読出す。読出した補正係数 α を用いて、脈波振幅を補正し、補正後の脈波振幅を血压決定部 1 1 7 に出力する（ステップ S T 1 7）。これにより、血压決定部 1 1 7 では、補正後の脈波振幅と、カフ圧とを用いて血压が決定される。その後は、上述と同様に、ステップ S T 1 9 以降の処理が繰返される。

[0056] 本実施の形態によれば、加圧速度目標の変更による等速加圧速度の変化に起因して脈波振幅に生じる誤差を排除することにより補正し、補正後の脈波振幅を用いて血压を決定するので、正確な血压測定を実施することが可能となる。

[0057] （実施の形態 2）

上述の実施の形態 1 では、加圧速度目標を変更するタイミングは、ポンプ 5 1 の駆動電圧 5 1 1 に基づき決定したが、本実施の形態 2 にあるように、血压の高低に依存して加圧速度目標を変更するタイミングを決定してもよい。つまり、加圧を開始してから脈波が検出されるカフ圧は、血压の高低に依存して相違することから、脈波が検出されるカフ圧の相違に基づき加圧速度目標を変更するタイミングを異ならせてもよい。

[0058] なお、本実施の形態でも、（駆動電圧 5 1 1 $\leq$ 駆動電圧上限 5 1 2）の条件が成立する範囲で、すなわちポンプ 5 1 の出力が余裕のある範囲で、加圧速度を等速に制御する。

[0059] 図 1 1 は、実施の形態 2 による加圧過程で脈波が検出されるタイミングを説明する図である。図 1 1 の（A）と（B）には、加圧過程における時間経過に従う駆動電圧 5 1 1 の変化と、脈波が重畳するカフ圧の変化が示される。

[0060] 図11の(A)に示すように、比較的に血圧が低い被測定者の場合には、等速加圧の加圧過程において脈波が出現するカフ圧の範囲は低圧であるから、加圧速度目標を変更しなくても血圧測定を完了できる場合がある。

[0061] 一方、図7に示したように、比較的に血圧が高い被測定者の場合には、脈波が出現するカフ圧の範囲内で加圧速度目標を変更する必要性が生じ、脈波振幅の補正が必要となる。そこで、被測定者の血圧が高く、脈波が出現するカフ圧の範囲内で加圧速度目標を変更する必要があると予測される場合は、図11の(B)のとおり、低い加圧速度目標で測定を開始することで、加圧速度目標を変更することなく、すなわち脈波振幅の補正をすることなく、等速加圧により血圧を決定することができる。

[0062] 図12は、本実施の形態に係る電子血圧計100Aの機能構成を示す機能ブロック図である。機能構成は、CPU10が有する機能と、その周辺部を用いて示される。

[0063] 図2の機能構成と比較して異なる点は、図12の電子血圧計100Aは、目標変更部114に代替して目標変更部114Aを備える点にある。目標変更部114Aは、圧力検出部112が検出するカフ圧を入力する。また、目標変更部114Aは、脈波検出部118が出力する脈波の数をカウントする脈波カウント部121を有し、カウント値に基づき、加圧速度目標を変更する。

[0064] 図13は、本実施の形態に係る血圧測定の処理フローチャートである。このフローチャートに従うプログラムは、予めメモリ部42に格納されて、CPU10によりメモリ部42から読出されて、実行される。図13のフローチャートを参照して本実施の形態に係る血圧測定処理を説明する。

[0065] まず、ステップST1～ST11において、図10と同様の処理が行われる。

その後、目標変更部114Aは、圧力検出部112が検出するカフ圧と所定値（例えば50mmHg）とを比較し、比較結果に基づき所定値よりも大きいかなかを判定する（ステップST13a）。カフ圧が所定値以下である

と判定すると（ステップS 1 3 aでN O）、ステップS T 1 9に移行する。
カフ圧が所定値よりも大きいと判定すると（ステップS T 1 3 aでY E S）、
血圧の高低スクリーニングを実施する（ステップS T 1 3 b）。

[0066] 具体的には、脈波カウント部 1 2 1 は加圧を開始してから検出される脈波
をカウントしており、目標変更部 1 1 4 A はカウント値と所定値（例えば、
2 拍）を比較し、比較結果に基づき所定値よりも大きいかなかを判定する（
ステップS T 1 3 b）。

[0067] 検出された脈波数が所定値以下であると判定されると（ステップS T 1 3
bでN O）、被測定者は血圧が高いと推定されるので、目標変更部 1 1 4 A
は、加圧速度目標の変更を実施する（ステップS T 1 3 cでN O、ステップ
S T 1 5）。例えば、加圧速度目標を所定値（例えば、3. 0 mm H g / s
e c）に低下させ（ステップS T 1 5）、変更後の加圧速度目標を用いて等
速加圧を実行する。これにより、ポンプ 5 1 の出力に余裕のある範囲で等速
加圧制御を実施する。

[0068] 加圧速度目標が変更されたことにより（ステップS T 1 3 cでY E S）、
振幅補正部 1 1 3 により、前述と同様に脈波振幅の補正がされて、補正後の
脈波振幅を用いて血圧決定部 1 1 7 により血圧決定に処理が行われる（ステ
ップS T 1 7）。その後は、前述と同様の処理（ステップS T 1 9～ステッ
プS T 2 3）が行われる。

[0069] ステップS T 1 3 aとステップS T 1 3 bに戻り、カフ圧が所定圧未満の
期間において脈波のカウント値が所定値以下と判定される間（ステップS T
1 3 aでY E S、ステップS T 1 3 bでY E S）は、加圧速度目標は変更さ
れることなく等速加圧が継続する。

[0070] なお、血圧の高低スクリーニングの実施に代替して、被測定者が、自己の
血圧が高い／低いを指示する情報を予め操作部 4 1 から入力しておくとして
もよい。または、被測定者の過去に測定された血圧をメモリ部 4 2 から読出
し、基準血圧と比較し、その結果に基づき血圧が高い／低いを判定するよう
にしてもよい。

[0071] ここでは、加圧開始後からカフ圧が50mmHgになる範囲で検出される脈波の数をカウントしたが、カウント対象とするカフ圧の所定範囲はこの範囲に限定されるものではない。

[0072] 本実施の形態によれば、加圧開始から比較的初期の期間に検出される脈波数に基づき、被測定者の血圧の高低を推定し、その結果に基づき加圧速度目標を変更する。これにより、比較的に血圧が高い被測定者の場合には、加圧開始から比較的初期の期間において低い加圧速度目標に変更して等速加圧を行うことで、その後は、加圧速度目標の変更をすることなく、すなわち脈波振幅の補正をすることなく血圧を決定することが可能となる。

[0073] (実施の形態3)

上述の実施の形態1と2では、変更後の加圧速度目標は所定値（例えば、3.0mmHg/sec）の固定値としていたが、本実施の形態3のように、周囲長Lにより可変に変更してもよい。つまり、測定部位の周囲長Lが大きいほど、巻き付けられるカフ20の容量は大きくなるので、ポンプ51には高い出力（多い吐出量）が求められる。したがって、速やかに加圧するためには、周囲長Lによって加圧速度目標を決定することが望ましい。

[0074] なお、本実施の形態でも、（駆動電圧511≦駆動電圧上限512）の条件が成立する範囲で、すなわちポンプ51の出力が余裕のある範囲で、加圧速度を等速に制御する。

[0075] 図14は、本実施の形態3に係る電子血圧計100Bの機能構成を示す機能ブロック図である。機能構成は、CPU10が有する機能と、その周辺部を用いて示される。

[0076] 図15は、本実施の形態に係る加圧速度目標を決定するためのテーブルTB1を示す図である。図14を参照して、図2の機能構成と比較して異なる点は、電子血圧計100Bは、目標変更部114に代替して目標変更部114Bを備える点にある。目標変更部114Bは、周囲長推定部401が推定する周囲長Lを入力し、周囲長Lに基づき図15のテーブルTB1を検索して、変更後の加圧速度目標を決定する目標決定部122を有する。

[0077] テーブルT B 1は予めメモリ部4 2に格納されている。加圧過程で加圧速度目標を変更する場合には、目標決定部1 2 2は、推定されている周囲長Lに基づき、テーブルT B 1を検索して対応する加圧速度 v を読出す。目標変更部1 1 4 Bは、読出された加圧速度 v を、変更後の加圧速度目標として決定する。

[0078] なお、この目標決定部1 2 2は、図1 2の電子血圧計1 0 0 Aの目標変更部1 1 4 Aが備えるようにしてもよい。

[0079] これにより、測定部位の周囲長Lに応じて加圧速度目標を設定できて、等速加圧することができる。

[0080] (実施の形態4)

上述の各実施の形態では、ポンプ5 1からカフ2 0への単位時間当たりの空気の供給量(吐出流量)である加圧速度はポンプ駆動回路5 3からポンプ5 1に与えられる電圧に比例すると想定して、加圧速度目標を変更するタイミングは、ポンプ5 1の駆動電圧5 1 1に基づき決定した。

[0081] 決定方法はこれに限定されず、電源4 4が電池である場合には、加圧速度目標を変更するタイミングは、電池の端子間電圧(以下、電池電圧という)に基づき決定してもよい。つまり、電子血圧計では血圧測定時に多くの電力を消費する部品はポンプであり、ポンプの加圧速度は電池電圧に比例すると見なすことができるからである。

[0082] なお、以下の各実施の形態においても、上述の加圧速度目標の変更に伴い振幅を補正する機能を適用することができる。

[0083] 図1 6は、本実施の形態4に係る電子血圧計1 0 0 Cのハードウェア構成を表わすブロック図であり、図1 7は、実施の形態4に係る電子血圧計の機能構成を示すブロック図である。

[0084] 図1 6を参照して、電子血圧計1 0 0 Cは、基本的に図1に示す構成と同様の構成を有するが、エア系3 0 0に代替してエア系3 0 0 Cを備え、調整部3 0に代替して調整部3 0 Cを備え、電源4 4に代替して電源4 4 Cを備え、消費電流測定回路2 8を追加して備える点は相違する。したがって、相

違する点を説明する。

- [0085] エア系 300C は、ポンプ 51 に代替して圧電ポンプ 26 を含むが、他の構成はエア系 300 と同じである。調整部 30C は、ポンプ 51 とポンプ駆動回路 53 に代替して、圧電ポンプ 26 と圧電ポンプ駆動回路 27 を含むが、他の構成は調整部 30 と同じである。
- [0086] 圧電ポンプ 26 は、圧電素子を駆動源として用いたマイクロポンプである。圧電ポンプ 26 は、振動制御電圧信号 273 によって駆動される圧電アクチュエータと、これに積層されたダイヤフラムと、ダイヤフラムの変位すなわち振動によって圧縮および膨張されるポンプ室とを有し、圧縮および膨張するポンプ室を介し空気がカフ 20 へ供給される。
- [0087] 圧電ポンプ駆動回路 27 は、CPU 10 からの電圧制御信号 271 および周波数制御信号 272 に基づき、振動制御電圧信号 273 を生成し出力する。周波数制御信号 272 は、圧電アクチュエータおよびこれに積層されたダイヤフラムの寸法から決定される共振周波数に一致し、共振周波数のデータは予めメモリ部 42 に格納される。また、電圧制御信号 271 は、上述したフィードバック制御により加圧速度目標に基づき決定される電圧値を指す。圧電ポンプ駆動回路 27 は、電圧制御信号 271 と周波数制御信号 272 に基づき、共振周波数付近の交流電圧信号である振動制御電圧信号 273 を生成し、圧電アクチュエータに印加する。
- [0088] 消費電流測定回路 28 は、電流センサなどを用いて圧電ポンプ駆動回路 27 での消費電流を測定し、消費電流値として CPU 10 に出力する。電子血圧計 100C では、圧電ポンプ駆動回路 27 を除く他の部分の消費電流は少ないことから、圧電ポンプ駆動回路 27 の消費電流を、動作時の電子血圧計 100C による消費電流とみなす。
- [0089] 電源 44C は、着脱自在の電池 443 および電池 443 の電池電圧を入力しデジタルデータに変換して、電池電圧値を指す電圧データ 513 を CPU 10 に出力する A/D (Analog/digital) 変換器 442 を含む。電池 443 は、乾電池などの充電不可能な一次電池、または充電可能な二次電池を適用

することができる。

[0090] 圧力センサ 32 は、静電容量形の圧力センサであり、カフ圧により容量値が変化する。圧力センサ 32 は、カフ圧に応じた信号を増幅器 22 に出力する。増幅器 22 は、圧力センサ 32 から入力した信号を増幅し、増幅後の信号を A/D (Analog/Digital) 変換器 23 に出力する。A/D 変換器 23 は、増幅器 22 から入力した増幅後の信号（アナログ信号）を、デジタル信号に変換し、変換後のデジタル信号を CPU 10 に出力する。これにより、CPU 10 は、カフ圧および脈波を検出する。

[0091] (機能構成)

図 17 を参照して、電子血圧計 100C は、図 2 に示す構成と基本的に同じ構成を有するが、加圧制御部 115 を有する駆動制御部 111 に代替して電圧制御信号 271 と周波数制御信号 272 を出力する加圧制御部 115C を有する駆動制御部 111C を備え、減圧制御部 116 に代替して減圧制御部 116C を備え、目標変更部 114 に代替して電圧データ 513 を用いて加圧速度目標を変更する目標変更部 114C を備え、メモリ部 42 には加圧速度目標を変更するために参照されるテーブル TB2 が格納される点が異なる。したがって、相違点のみを説明する。

[0092] 目標変更部 114C は、血圧測定時に圧力検出部 112 からカフ圧を入力し、加圧速度目標を変更するべきカフ圧が検出された時点で、加圧速度目標を変更する。ここでは、加圧速度目標を変更するべきカフ圧を、「変更開始圧力」と称する。目標変更部 114C は、変更開始圧力を決定するために変更圧決定部 123 を有する。

[0093] (処理フローチャート)

図 18 は、本実施の形態 4 に係る血圧測定の処理フローチャートである。このフローチャートに従うプログラムは、予めメモリ部 42 に格納されて、CPU 10 によりメモリ部 42 から読出されて、実行される。

[0094] 被測定者は、測定部位にカフ 20 を”適切巻き”で巻き付けた状態で、電源スイッチ 41A（または測定スイッチ 41B）を操作すると、CPU 10

は、所定の初期化処理を行い、その後、CPU 10は弁駆動回路54に弁52を閉鎖するための制御信号を出力する。これにより、弁駆動回路54によって弁52は閉鎖される。

[0095] また、加圧制御部115Cは、電圧制御信号271のための所定（最低）電圧値を設定し、周波数制御信号272のために上述の共振周波数を設定する（ステップS3）。

[0096] 駆動制御部111Cは、加圧速度目標を所定値（例えば、 $5.5 \text{ mmHg} / \text{sec}$ ）に初期設定し、加圧制御部115に出力する。加圧制御部115は、初期の加圧速度目標（ $5.5 \text{ mmHg} / \text{sec}$ ）から、所定換算式に従った電圧値を算出し、算出した電圧値に基づきカフ圧が等速加圧されるような電圧制御信号271を生成し、圧電ポンプ駆動回路27に出力するとともに、周波数制御信号272を出力する。圧電ポンプ駆動回路27は、電圧制御信号271と周波数制御信号272に基づき振動制御電圧信号273を生成し、圧電ポンプ26に出力する。これにより、カフ圧が加圧速度目標で等速加圧されるように圧電ポンプ26が駆動されて（ステップS5）、カフ圧の等速加圧が開始される。

[0097] 等速加圧開始後において、変更圧決定部123は電圧データ513を入力し（ステップS7）、電圧データ513に基づきメモリ部42のテーブルTB2を検索し、検索結果に基づき変更開始圧力を決定する（ステップS9）。

[0098] ここで、テーブルTB2について説明する。図19を参照してテーブルTB2には、予めステップS7で測定される電池電圧を指す電圧データ513のそれぞれ毎に、初期の加圧速度（ $5.5 \text{ mmHg} / \text{sec}$ ）で等速加圧した場合に、加圧速度が初期加圧速度から低下（変化）し始めるタイミングで検出されるカフ圧（ mmHg ）が対応付けて格納される。これらデータは、予め実験により取得されてテーブルTB2に格納される。図19では、測定部位である腕の周囲が実験データのうち最大である 21.5 cm の場合が例示される。図示されるように、電圧データ513が指示する電池電圧が低い

ほど、変更開始圧力は低く決定されることわかる。

[0099] 本実施の形態では、説明を簡単にするために、被測定者の腕周囲長は図 19 の最大腕周囲であると想定し説明する。

[0100] ステップ S 9 で、変更開始圧力が決定すると、等速加圧を継続しながらカフ圧および脈波振幅が検出されて、オシロメトリック法に従った血压決定部 117 による血压決定処理が行われる（ステップ S 11）。血压が決定したと判定されると（ステップ S 13 で YES）、測定結果は表示制御部 120 により表示部 40 に表示されるとともに（ステップ S 19）、メモリ処理部 119 により時計部 45 の測定時間と関連付けてメモリ部 42 に格納される。その後は、カフ 20 の空気は排気されて、測定処理は終了する。

[0101] 一方、血压決定部 117 により血压が決定されないと判定されると（ステップ S 13 で NO）、変更圧決定部 123 は圧力検出部 112 からのカフ圧と、ステップ S 9 で取得した変更開始圧力とを比較し、比較結果に基づき（カフ圧 < 変更開始圧力）の条件が成立するか否かを判定する（ステップ S 15）。条件が成立すると判定する間は（ステップ S 15 で YES）、ステップ S 11 の処理に戻り、以降の処理が同様に行われて、現在の加圧速度目標による等速加圧が継続する。

[0102] 一方、上述の条件は成立しないと判定されると（ステップ S 15 で NO）、目標変更部 114 C は、現在の加圧速度目標を所定速度だけ低くした加圧速度目標に変更する（ステップ S 17）。目標変更部 114 C は、変更後の加圧速度目標に従う電圧値を所定換算式により算出して、算出した電圧値の電圧信号を加圧制御部 115 C に出力する。

[0103] 加圧制御部 115 C は、入力した電圧信号に基づき電圧制御信号 271 を生成し、生成した電圧制御信号 271 と周波数制御信号 272 を圧電ポンプ駆動回路 27 に出力し、圧電ポンプ駆動回路 27 は、電圧制御信号 271 と周波数制御信号 272 に基づく振動制御電圧信号 273 を生成し、圧電ポンプ 26 に出力する。これにより、変更後の加圧速度目標に従った速度で等速加圧が開始される（ステップ S 11）。

[0104] なお、ステップS 1 7では、加圧速度目標は最低速度（たとえば、2. 2 mmHg / sec）未満とならないように変更されるものとする。

[0105] このように、本実施の形態では、血压測定開始時の電池電圧に基づき電池電圧が低いほど変更開始圧力を低く設定するようにしている。したがって、フィードバック制御される駆動電圧がポンプ駆動の上限電圧を超えてしまった場合、それ以上に速度を増加させることができず、カフ圧を等速で加圧することができない（図3 4参照）という事態を回避しながら等速加圧を継続することができる。

[0106] （実施の形態5）

実施の形態4では、加圧速度目標を変更するタイミングは、血压測定開始時に測定した電池電圧に基づき決定するようにしたが、本実施の形態のように、血压測定中に測定する電池電圧が一定値（たとえば、1. 9 V）以下となったときに、加圧速度目標を低下（変化）させるようにしてもよい。

[0107] 本実施の形態に係る電子血压計1 0 0 Dのハードウェア構成は実施の形態4に示すものと同じである。図2 0は、本実施の形態5に係る電子血压計1 0 0 Dの機能構成を示すブロック図である。

[0108] 図2 0を参照して、電子血压計1 0 0 Dは、基本的に図1 7に示した構成と同様の構成を有するが、目標変更部1 1 4 Cに代替して、電圧比較部1 2 4を有する目標変更部1 1 4 Dを備え、メモリ部4 2には加圧速度目標を変更するために参照される一定電圧値（たとえば、1. 9 V）を指すデータC Vが格納される点が異なる。したがって、相違する点を説明する。

[0109] 目標変更部1 1 4 Dは、電圧比較部1 2 4により、血压測定中に電圧データ5 1 3を入力し、電圧データ5 1 3が指示する電池電圧と、メモリ部4 2から読出したデータC Vが指す一定電圧値とを比較する。比較結果に基づき、目標変更部1 1 4 Dは、現在の加圧速度目標を所定速度だけ低くするように変更する。

[0110] 図2 1は、本実施の形態5に係る一定電圧値C Vの決定方法を説明するためのグラフである。グラフの縦軸には、電池電圧（単位：V）がとられて、

横軸にはカフ圧（単位：mmHg）がとられる。グラフからは、被測定者の腕周囲長が21.5cmの場合において、電池電圧が異なる（2.7V～2.3V）5個の電池443のそれぞれを用いて電子血圧計100Dで血圧測定をした場合の実験において、カフ圧の上昇に伴う電池電圧の変化（電圧降下）が示される。グラフから、発明者らは、いずれの電池電圧であっても、電池電圧が1.9Vになると電池電圧は変化しない、すなわち圧電ポンプ26の駆動電圧として必要な最小限の電池電圧CVは1.9Vであることを確認した。なお、本実施の形態でも、説明を簡単にするために、被測定者の腕周囲長は図21の最大腕周囲（21.5cm）であると想定し説明する。

[0111] （処理フローチャート）

図22は、本実施の形態5に係る血圧測定の処理フローチャートである。このフローチャートに従うプログラムは、予めメモリ部42に格納されて、CPU10によりメモリ部42から読出されて、実行される。

[0112] 被測定者は、測定部位にカフ20を”適切巻き”で巻き付けた状態で、電源スイッチ41A（または測定スイッチ41B）を操作すると、ステップS3とS5の処理が前述と同様に行われて、初期加圧速度（5.5mmHg/sec）に従って等速加圧が開始する。

[0113] その後、目標変更部114Dは、電圧データ513を入力する（ステップS7a）。また、カフ圧および脈波振幅が検出されて、検出されるカフ圧および脈波振幅により血圧決定部117により血圧測定の処理が行われる（ステップS11）。血圧決定部117により血圧が決定したと判定されると（ステップS13でYES）、処理はステップS19に移行する。

[0114] 決定しないと判定されると（ステップS13でNO）、電圧比較部124は、ステップS7aで入力する電圧データ513の電圧と、メモリ部42のデータCVが指す一定電圧とを比較し、比較結果に基づき（電池電圧>一定電圧）の条件が成立するか否かを判定する（ステップS15a）。条件が成立すると判定する間は（ステップS15aでYES）、ステップS7aの処理に戻り、以降の処理が同様に行われて、現在の加圧速度目標による等速加

圧が継続する。

[0115] 一方、上述の条件は成立しないと判定されると（ステップS 1 5 aでNO）、目標変更部1 1 4 Dは、現在の加圧速度目標を所定速度だけ低くした加圧速度目標に変更する（ステップS 1 7）。そして、上述と同様に変更後の加圧速度目標に従った速度で等速加圧が開始されて、ステップS 7 aで電圧データ5 1 3が入力される。以降、前述と同様の処理が繰返される。

[0116] このように、本実施の形態では、血圧測定中の電池電圧が一定電圧以下になると、加圧速度目標を低くするように変更する。したがって、血圧測定中にフィードバック制御される駆動電圧を電池電圧の余裕の範囲内で増加させながら、等速加圧を継続することができる。

[0117] （実施の形態6）

実施の形態4では、変更開始圧力を決定するために1個のテーブルTBを参照したが、本実施の形態6では、測定部位の腕周囲長により参照するテーブルを切替える。これにより、腕周囲長によって変更開始圧力を可変に決定して、高い測定精度を得ることができる。

[0118] 本実施の形態に係る電子血圧計1 0 0 Eのハードウェア構成は実施の形態4に示すものと同じである。図2 3は、本実施の形態6に係る電子血圧計1 0 0 Eの機能構成を示すブロック図である。

[0119] 図2 3を参照して、電子血圧計1 0 0 Eは、基本的に図1 7に示した構成と同様の構成を有するが、目標変更部1 1 4 Cに代替して目標変更部1 1 4 Eを備え、メモリ部4 2には加圧速度目標を変更するために参照されるテーブルTBL、TBMおよびTBSが格納される点が異なる。したがって、相違する点を説明する。

[0120] メモリ部4 2のテーブルTBL、TBMおよびTBSは、予め実験による取得されるデータを格納する。テーブルTBLは、腕周囲の長さが“長い”に該当する場合のテーブルTB（図1 9を参照）のデータを格納する。テーブルTBMは、同様に、腕周囲の長さが“標準”に該当する場合のデータを格納し、テーブルTBSは、同様に、腕周囲の長さが“短い”に該当する場

合のデータを格納する。テーブルTBM, TBSのデータは、図19に示した形式で格納される。

[0121] 目標変更部114Eは、前述した周囲長推定部401と同様の機能を有する周囲長推定部125および変更圧決定部123を含む。周囲長推定部125により測定部位の周囲長が推定されると、変更圧決定部123は、メモリ部42のテーブルTBL, TBMおよびTBSのうちから、推定された周囲長（長い、標準、短い）に基づき、当該周囲長に該当するテーブルを抽出する。抽出したテーブルを、血圧測定開始時に取得した電圧データ513が指示する電池電圧に基づき検索する。検索結果により、腕周囲長に対応した変更開始圧力を決定することができる。

[0122] 具体的には、同じ電池電圧であっても、周囲長が“長い”場合には測定終了までに加圧速度目標の変更が予想されるので変更開始圧力は低く設定されて、“短い”場合には変更開始圧力は高く設定される。このように、周囲長に対応する変更開始圧力の関係は、“長い” < “標準” < “短い” の関係を有する。

[0123] (処理フローチャート)

図24は、本実施の形態6に係る血圧測定の処理フローチャートである。このフローチャートに従うプログラムは、予めメモリ部42に格納されて、CPU10によりメモリ部42から読出されて、実行される。

[0124] 被測定者は、測定部位にカフ20を”適切巻き”で巻き付けた状態で、電源スイッチ41A（または測定スイッチ41B）を操作すると、ステップS3とS5の処理が前述と同様に行われて、目標変更部114Eは電圧データ513を入力し、血圧測定開始時の電池電圧を取得する（ステップS7）。

[0125] そして、初期加圧速度（5.5 mmHg / sec）に従って等速加圧が開始されると、周囲長推定部125はカフ20が巻付けられている測定部位の周囲長を推定する（ステップS9a）。

[0126] 変更圧決定部123は、ステップS7とステップS9aで取得した電池電圧と推定された周囲長に基づき、メモリ部42を検索し、周囲長に該当する

テーブルを抽出する。そして抽出したテーブルを、電池電圧に基づき検索することにより変更開始圧力を読出す。これにより、変更開始圧力を決定する（ステップS 9 b）。

[0127] その後は、ステップS 1 1～ステップS 1 9の処理が前述と同様に行われて、血圧測定が終了する。

[0128] なお、測定部位の周囲長は、ステップS 9 aで推定処理による取得する方法に限定されず、被測定者から入力された周囲長を用いてもよく、予め被測定者毎にメモリ部4 2に測定部位の周囲長を格納しておき、測定時には、被測定者毎に対応する周囲長を読出すことにより取得してもよい。

[0129] このように、本実施の形態では、血圧測定開始時の電池電圧と、カフ2 0が巻付けられる測定部位の周囲長とに基づき、同じ周囲長であれば電池電圧が低いほど変更開始圧力を低く設定し、また、同じ電池電圧であれば周囲長が長いほど変更開始圧力を低く設定するようにしている。したがって、フィードバック制御される駆動電圧がポンプ駆動を電池電圧の余裕の範囲内で可変に制御して、カフ圧の等速加圧を継続することができる。

[0130] （実施の形態7）

実施の形態4では、血圧測定開始時の初期加圧の段階で測定した電池電圧から変更開始圧力を決定したが、本実施の形態では、電池4 4 3について設定されたBL（バッテリーローの略）電圧と、初期加圧時に取得した電池電圧との差分に従って、変更開始圧力を可変に変更する。

[0131] ここで、バッテリーローは、電子血圧計の設計仕様により決まる要求電圧であって、電子血圧計の正常動作を保証するために要求される電池電圧を指す。BL電圧の設定値を指すデータBLVは、電子血圧計毎に、メモリ部4 2に予め格納される。

[0132] 図2 5には、電子血圧計の消費電力とカフ圧の関係を示すグラフが示され、グラフの縦軸に消費電力（単位：W）が、横軸にカフ圧（単位：mmHg）がとられる。図2 6には、電子血圧計の電池の電圧降下とカフ圧の関係を示すグラフが示され、グラフの縦軸に電池電圧（単位：V）が、横軸にカフ

圧（単位：mmHg）がとられる。

[0133] 所定の電池電圧（2.3V）でカフ圧を上昇させた場合、図25のグラフによれば、カフ圧が上昇するほど消費電力は多くなり、電池443の電圧低下量も多くなることがわかる。したがって、カフ圧を測定に必要な圧力まで上昇させるには、BL電圧を高め設定する必要があるが、BL電圧を高くすると、電池443の寿命は短くなる。また、消費電力を少なくするためには加圧速度を遅く（たとえば、3.5mmHg/sec）すればよい（図25参照）が、測定時間が長くなる。そこで、本実施の形態では、実験により、消費電力と加圧速度との関係からBL電圧を可変に設定し、データBLVとしてメモリ部42に格納する。

[0134] 図27には本実施の形態7に係る電子血圧計100Fの機能構成が示されて、図28には本実施の形態に係る処理フローチャートが示されて、図29には、本実施の形態に係る変更開始圧力を決定するために参照されるテーブルTB4の内容を模式的に表すためのグラフが示される。図29のグラフは、電子血圧計100Fを用いた実験により取得された。

[0135] 図29では、初期加圧時に取得した電池電圧が所定値であって初期の加圧速度目標（5.5mmHg/sec）で等速加圧を継続した場合に、設定BL電圧毎に、BL電圧と当該等速加圧を継続可能なカフ圧の最大値との関係が近似曲線のグラフで示される。

[0136] グラフの縦軸には圧力検出部112により検出されるカフ圧（単位：mmHg/sec）がとられ、横軸にはデータBLVが示す設定BL電圧（単位：V）がとられており、近似曲線は、式127で表わすことができる。グラフによれば、たとえば、設定BL電圧が2.5Vである場合には、175mmHgまで等速加圧が可能であるから、変更圧決定部126は、圧力検出部112からのカフ圧が175mmHgを指示すると判定すると、初期の加圧速度目標を変更（低く）する。

[0137] テーブルTB4には、このような実験により取得したデータが格納される。具体的には、電池電圧と設定BL電圧との複数種類の組と、複数種類の組

のそれぞれに対応して、初期の加圧速度目標で等速加圧を継続可能なカフ圧の最大値とが格納される。

[0138] 図27を参照して、電子血圧計100Fは、基本的に図17に示した構成と同様の構成を有するが、目標変更部114Cに代替して変更圧決定部126を有する目標変更部114Fを備え、メモリ部42には加圧速度目標を変更するために参照されるテーブルTB4およびデータBLVが格納される点異なる。したがって、相違する点を説明する。

[0139] 変更圧決定部126は、電圧データ513に基づく電池443の電池電圧とメモリ部42から読出したデータBLVが指示する設定BL電圧とからなる組に基づきテーブルTB4を検索し、検索結果に基づき、当該組に対応するカフ圧をテーブルTB4から読出す。これにより、変更開始圧力を決定する。目標変更部114Fは、血圧測定中に圧力検出部112から入力するカフ圧と、決定された変更開始圧力とを比較し、比較結果に基づき加圧速度目標を変更（低く）する。

[0140] （処理フローチャート）

図28は、本実施の形態7に係る血圧測定の処理フローチャートである。このフローチャートに従うプログラムは、予めメモリ部42に格納されて、CPU10によりメモリ部42から読出されて、実行される。

[0141] 被測定者は、測定部位にカフ20を”適切巻き”で巻き付けた状態で、電源スイッチ41A（または測定スイッチ41B）を操作すると、ステップS3とS5の処理が前述と同様に行われて、目標変更部114Fは電圧データ513を入力し、血圧測定開始時の初期の電池電圧を取得する（ステップS7）とともに、変更圧決定部126は、上述の通り、初期の電池電圧とデータBLVが指示する設定BL電圧とに基づき、変更開始圧力を決定する（ステップS9c）。

[0142] そして、初期加圧速度（5.5mmHg/sec）に従って等速加圧が開始されると、その後は、ステップS11～ステップS19の処理が前述と同様に行われて、血圧測定が終了する。

[0143] なお、変更開始圧力はテーブルT B 4を検索して決定する態様に限定されず、式1 2 7に従って算出してもよい。つまり、電池電圧とデータB L Vが指示する設定B L 電圧とからなる組み毎に式1 2 7を準備して、式1 2 7に従って算出することで変更開始圧力を決定してもよい。

[0144] また、変更開始圧力は、初期の電池電圧とデータB L Vが指示する設定B L 電圧との差に基づき、決定するとしてもよい。

[0145] このように、本実施の形態では、初期時の電池電圧が同じならば、データB L Vが指す設定B L 電圧が高いほど変更開始圧力を高い圧力に決定する（図2 7参照）ようにして、血圧測定中に加圧速度目標が変更される回数を少なくすることができるから、加圧速度目標の変更によって脈波振幅に誤差が生じるのを抑制することができる。また、初期時の電池電圧が同じならば、データB L Vが指す設定B L 電圧が低いほど変更開始圧力を低い圧力に決定する（図2 9参照）ことから、フィードバック制御される駆動電圧が設定B L 電圧を超えてしまった場合、それ以上に速度を増加させることができず、カフ圧を等速で加圧することができないという事態を回避しながら等速加圧を継続することができる。

[0146] （実施の形態8）

実施の形態8では、上述した各実施の形態により決定された変更開始圧力に基づき、血圧測定に要する測定時間が規定時間よりも長くなると判断すると、その旨を出力する。これにより、被測定者には、測定時間が長くなる場合でも、それは電子血圧計の故障によるものではないことを確認することができる。

[0147] 図3 0には本実施の形態8に係る電子血圧計1 0 0 Gの機能構成が示されて、図3 1には本実施の形態に係る処理フローチャートが示されて、図3 2には、本実施の形態に係る変更開始圧力と加圧時間（測定時間）の関係を近似曲線で表わしたグラフが示される。図3 2のグラフは、電子血圧計1 0 0 Gを用いた実験により取得された。なお、ここでは、電池4 4 3の電池電圧および設定B L 電圧は十分に高いものとする。

[0148] 図32では、グラフの縦軸には加圧時間（単位：sec）がとられ、横軸には変更開始圧力（単位：mmHg）がとられる。初期の加圧速度目標（ 5.5 mmHg/sec ）で等速加圧を継続しながら、適宜のタイミングで加圧目標値を変更したときに検出されるカフ圧（変更開始圧力）と、それに対応した加圧時間との関係が近似曲線のグラフで示される。カフ圧（変更開始圧力）に対応した加圧時間とは、当該変更開始圧力で加圧目標値（ 5.5 mmHg/sec ）を変更（低く）した場合に要する測定開始から測定終了（加圧開始から加圧終了（排気開始））までの時間を指す。

[0149] 図32によれば、初期の加圧速度目標を変更することなく測定が終了する場合と、初期の加圧速度目標で加圧を開始した後の変更開始圧力（ 80 mmHg ）で加圧速度目標を変更して測定が終了する場合とでは、加圧時間は ΔT だけ相違する。そこで、本実施の形態では、たとえば、初期の加圧速度目標を変更することなく測定が終了する場合の加圧時間 T_1 を用いて、規定時間を $(T_1 + (\Delta T / 2))$ により算出する。そして、算出した規定時間に対応する変更開始圧力を図32のグラフのデータから検索し、検索により読出した変更開始圧力を規定圧として決定する。

[0150] 図30を参照して、電子血圧計100Gは、基本的に図25に示した構成と同様の構成を有するが、測定時間が長くなることを判定するための延長判定部128を追加して備え、また、メモリ部42にはテーブルTB4およびデータBLVに追加して、規定圧を指すデータRPが格納される点が異なる。したがって、相違する点を説明する。

[0151] 延長判定部128は、変更圧決定部126から決定された変更開始圧力を入力し、入力した変更開始圧力とメモリ部42から読出したデータRPが指す規定圧とを比較し、比較結果に基づき、表示制御部120を介して表示部40に“測定時間が延長する”旨を表示する。なお、出力は、表示に限定されず、音声によるものであってもよい。

[0152] （処理フローチャート）

図31は、本実施の形態8に係る血圧測定の処理フローチャートである。

このフローチャートに従うプログラムは、予めメモリ部42に格納されて、CPU10によりメモリ部42から読出されて、実行される。

- [0153] 被測定者は、測定部位にカフ20を”適切巻き”で巻き付けた状態で、電源スイッチ41A（または測定スイッチ41B）を操作すると、ステップS3～S7の処理が前述と同様に行われて、変更圧決定部126は、上述の通り、初期の電池電圧とデータBLVが指示する設定BL電圧とに基づき、変更開始圧力を決定する（ステップS9c）。
- [0154] 延長判定部128は、変更圧決定部126から変更開始圧力を入力し、入力した変更開始圧力とメモリ部42から読出したデータRPが指す規定圧とを比較する。比較結果に基づき（変更開始圧力<規定圧）の条件が成立すると判定すると（ステップS9dでYES）、測定時間延長の表示をすることなく、初期加圧速度（5.5mmHg/sec）に従って等速加圧が開始され、その後は、ステップS11～ステップS19の処理が前述と同様に行われて、血圧測定が終了する。
- [0155] 一方、延長判定部128は、比較結果に基づき（変更開始圧力<規定圧）の条件は成立しないと判定すると（ステップS9dでNO）、表示制御部120を介して表示部40に“測定時間が延長する”旨を表示する（ステップS9e）。その後、処理はステップS11以降に移行する。
- [0156] なお、ここでは、実施の形態7の態様で加圧速度目標が変更される場合を説明したが、他の実施の形態で加圧速度目標が変更される場合であっても、同様にして、延長判定部128による判定と、測定時間延長の旨の出力とを適用することができる。
- [0157] このように、本実施の形態では、測定開始時において、その後、加圧速度目標を変更するために加圧時間が規定時間を超えて長くなると予測される場合には、その旨を出力する。これにより、被測定者は測定時間が長いことによる不安を予め解消しておくことができ、不安に起因した血圧の変動を回避することができる。
- [0158] （変形例）

実施の形態4～8では、加圧速度目標を変更するための変更開始圧力を、血圧測定中の電池電圧を用いて決定したが、電池電圧に代替して電子血圧計の消費電力量を用いてもよい。または、消費電力量は、消費電流測定回路28から入力する消費電流値から、所定換算式に従って算出するようにしてもよい。

[0159] また、電池電圧を用いて変更開始圧力を決定する場合であっても、変更後の加圧速度目標は、実施の形態2に示すように被測定者の血圧の高低を示す情報に基づき変更してもよい。または、実施の形態3に示すように、加圧速度目標を、取得した周囲長に基づき変更するとしてもよい。

[0160] 今回開示された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。

符号の説明

[0161] 20 カフ、51 ポンプ、52 弁、53 ポンプ駆動回路、54 弁駆動回路、100、100A、100B 電子血圧計、111 駆動制御部、112 圧力検出部、113 振幅補正部、114、114A、114B 目標変更部、115 加圧制御部、116 減圧制御部、117 血圧決定部、118 脈波検出部、119 メモリ処理部、120 表示制御部、121 脈波カウント部、122 目標決定部、402 補正係数決定部、511 駆動電圧、512 駆動電圧上限、123、126 変更圧決定部、124 電圧比較部、125、401 周囲長推定部、128 延長判定部、271 電圧制御信号、272 周波数制御信号、273 振動制御電圧信号。

請求の範囲

- [請求項1] 被測定者の測定部位の周囲に巻付けられるカフ（20）と、
カフ内に流体を出力するためのポンプ（51）と、
前記ポンプを、駆動電圧に従って、前記カフ内の圧力が加圧速度目標で加圧されるように制御する制御部と、
前記カフ内のカフ圧を表わすカフ圧信号を検出するための圧力検出部（112）と、
前記圧力検出部より検出されるカフ圧信号に重畳する脈波に基づいて血圧値を算出するための血圧算出部（117）と、
前記カフ圧を初期の加圧速度目標で加圧開始し加圧を継続する加圧過程において、前記加圧速度目標を可変に変更する目標変更部と、を備え、
前記目標変更部は、
前記加圧過程において測定される前記駆動電圧が、前記ポンプが出力可能な範囲に相当する電圧の範囲となるように、加圧速度目標を可変に変更する、電子血圧計。
- [請求項2] 前記駆動電圧として、前記電子血圧計の各部に電源を供給するための電池の電圧を測定する電池電圧測定部を、さらに備え、
前記目標変更部は、
測定される電池の電圧に基づき、加圧速度目標を可変に変更するべきカフ圧を決定する変更圧力決定部を、含み、
前記加圧過程において、前記圧力検出部により検出される前記カフ圧信号が、決定された前記カフ圧を指示するとき、加圧速度目標を可変に変更する、請求項1に記載の電子血圧計。
- [請求項3] 前記変更圧力決定部は、
加圧開始時に測定される電池の電圧に基づき、加圧速度目標を可変に変更するべきカフ圧を決定する、請求項2に記載の電子血圧計。
- [請求項4] 測定部位の周囲長を取得する周囲長取得部を、さらに備え、

前記変更圧力決定部は、

取得される周囲長に基づき、加圧速度目標を可変に変更するべきカフ圧を決定する、請求項 2 または 3 に記載の電子血圧計。

[請求項5]

前記変更圧力決定部は、

前記電子血圧計の正常動作を保証するために前記電池について要求される所定電圧と、測定される電池の電圧との差に基づき、加圧速度目標を可変に変更するべきカフ圧を決定する、請求項 2 に記載の電子血圧計。

[請求項6]

被測定者の血圧の高低を示す情報を取得し、

前記目標変更部は、

加圧速度目標を、取得した前記情報に基づき変更する、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の電子血圧計。

[請求項7]

前記圧力検出部より検出されるカフ圧信号に重畳する脈波を検出する脈波検出部を、さらに備え、

前記目標変更部は、

加圧開始後から所定範囲のカフ圧が検出される期間において、前記脈波検出部により検出される脈波の数に基づき、被測定者の血圧の高低を示す情報を取得する、請求項 6 に記載の電子血圧計。

[請求項8]

測定部位の周囲長を取得する周囲長取得部を、備え、

前記目標変更部は、

加圧速度目標を、取得した周囲長に基づき変更する、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の電子血圧計。

[請求項9]

変更開始圧力と所定圧力との比較結果に基づき、測定時間が長くなる旨を報知する、請求項 2 から 8 のいずれかに記載の電子血圧計。

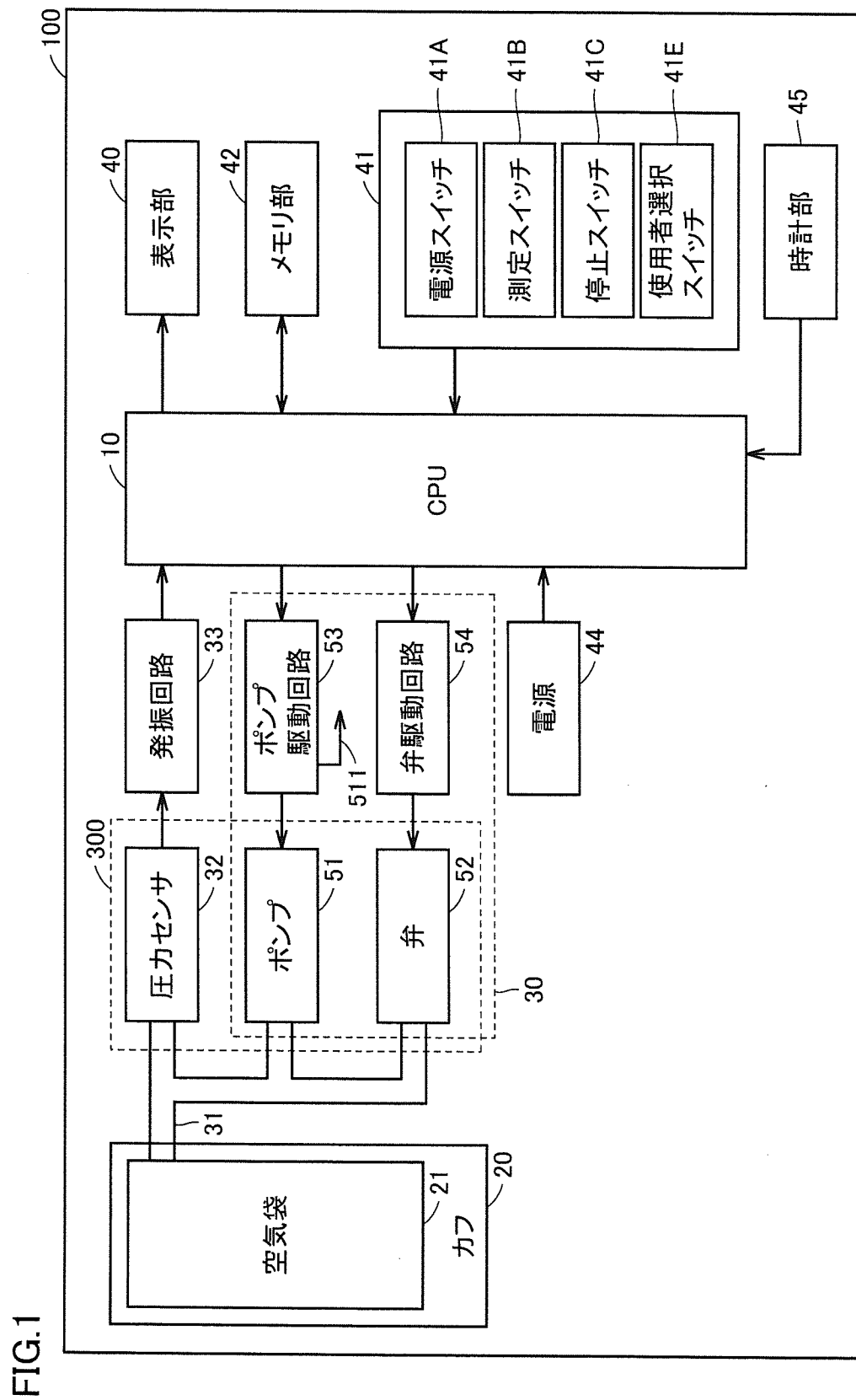
[請求項10]

前記血圧算出部は、

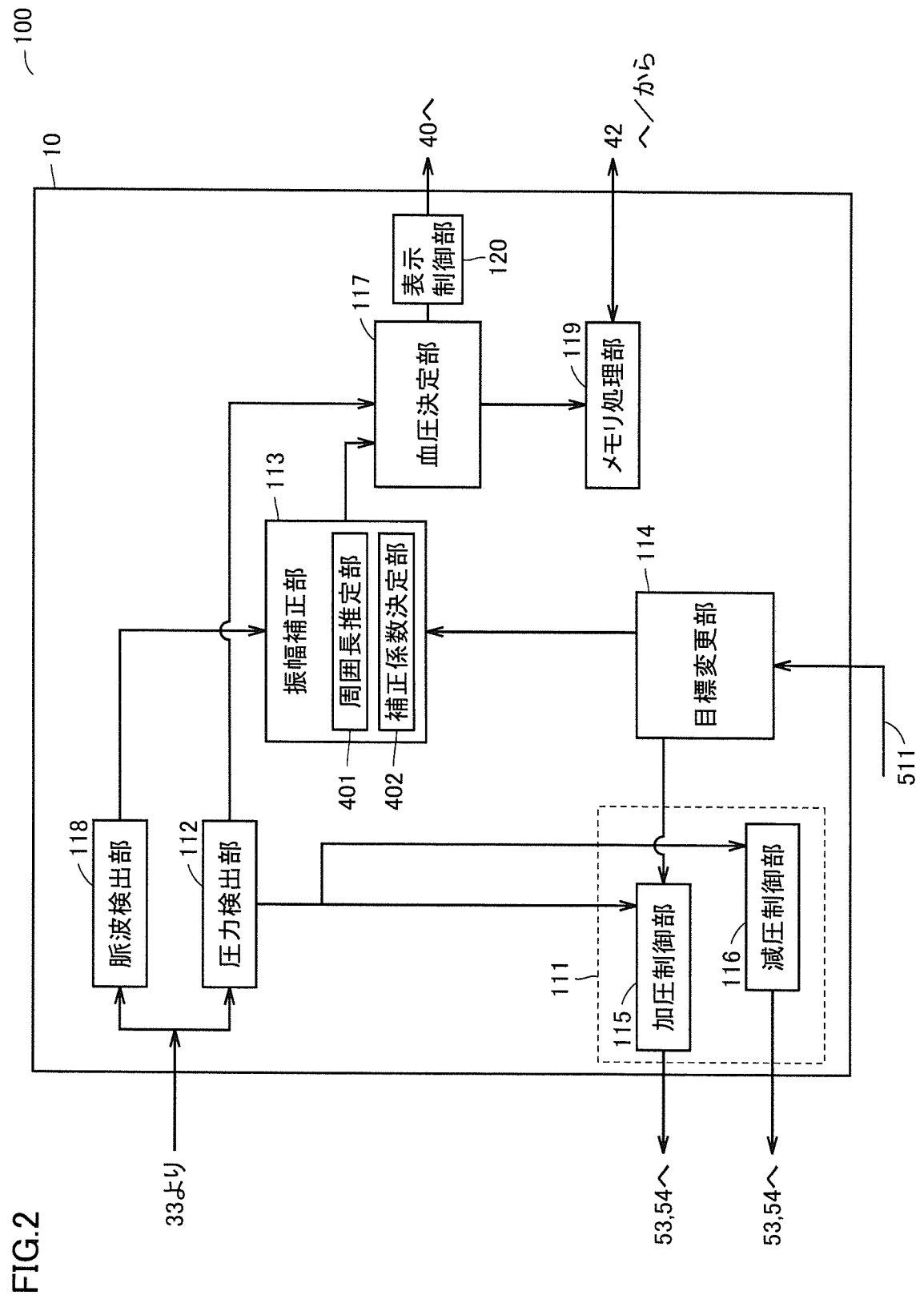
前記加圧速度目標の変更による誤差を補正するように脈波振幅を変更し、カフ圧と変更後の脈波振幅とに基づいて血圧を算出する、請求項 1 から 9 のいずれかに記載の電子血圧計。

- [請求項11] 前記血圧算出部は、
変更前後の加圧速度目標に基づき、前記補正のための係数を決定するための係数決定部を、含み、
決定された係数を用いて、変更前の脈波振幅から変更後の脈波振幅を算出する、請求項10に記載の電子血圧計。
- [請求項12] 前記係数決定部は、
変更前の加圧速度目標と変更後の加圧速度目標との比に基づき、前記係数を決定する、請求項11に記載の電子血圧計。
- [請求項13] 測定部位の周囲長を取得する周囲長取得部を、備え、
前記係数決定部は、
取得した周囲長と、変更前の加圧速度目標と変更後の加圧速度目標との比に基づき前記係数を決定する、請求項12に記載の電子血圧計。
。
- [請求項14] 被測定者の測定部位の周囲に巻付けられるカフ（20）と、
カフ内に流体を出力するためのポンプ（26）と、
前記ポンプを、駆動電圧に従って、前記カフ内の圧力が加圧速度目標で加圧されるように制御する制御部と、
前記カフ内のカフ圧を表わすカフ圧信号を検出するための圧力検出部（112）と、
前記圧力検出部より検出されるカフ圧信号に重畳する脈波に基づいて血圧値を算出するための血圧算出部（117）と、
前記カフ圧を初期の加圧速度目標で加圧開始し加圧を継続する加圧過程において、前記加圧速度目標を可変に変更する目標変更部（114C）と、を備え、
前記目標変更部は、
前記加圧過程において測定される消費電力が、前記ポンプが出力可能な範囲に相当する消費電力の範囲となるように、加圧速度目標を可変に変更する、電子血圧計。

[図1]

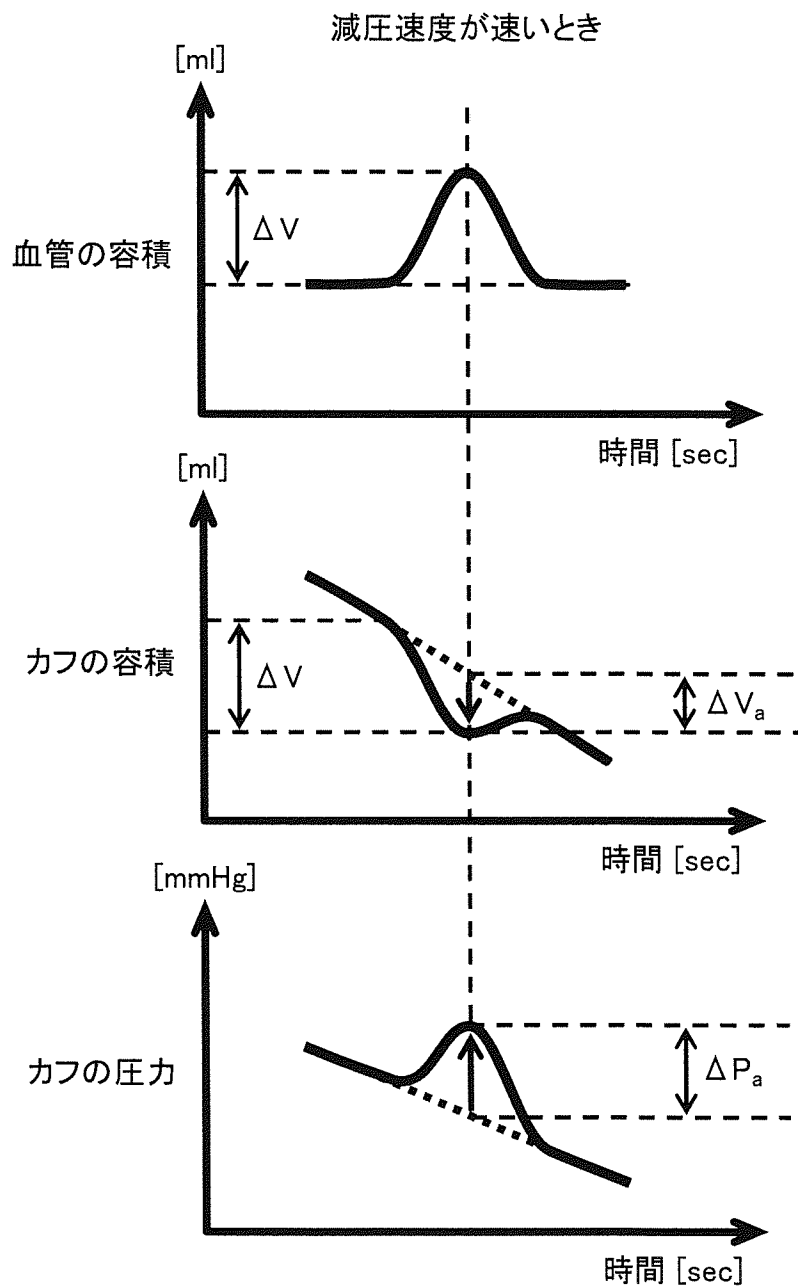


[図2]



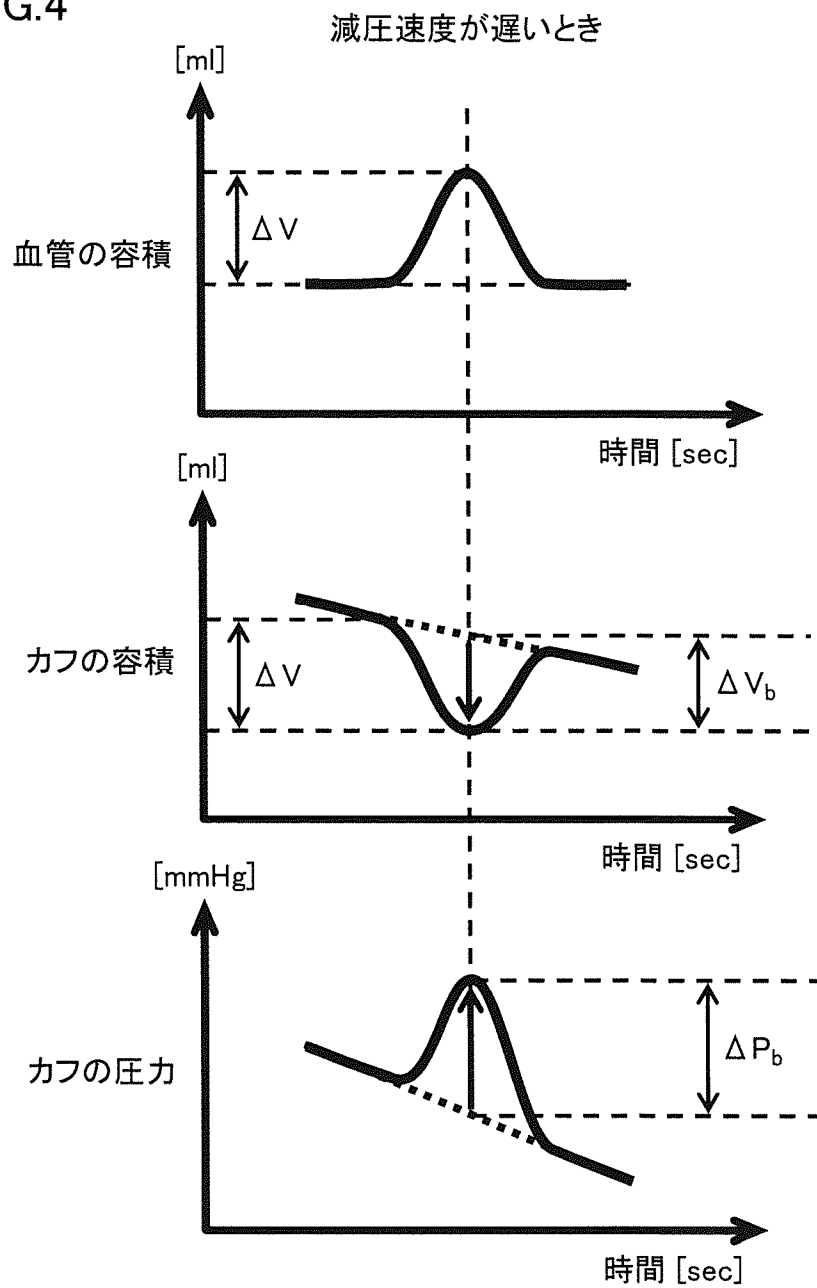
[図3]

FIG.3



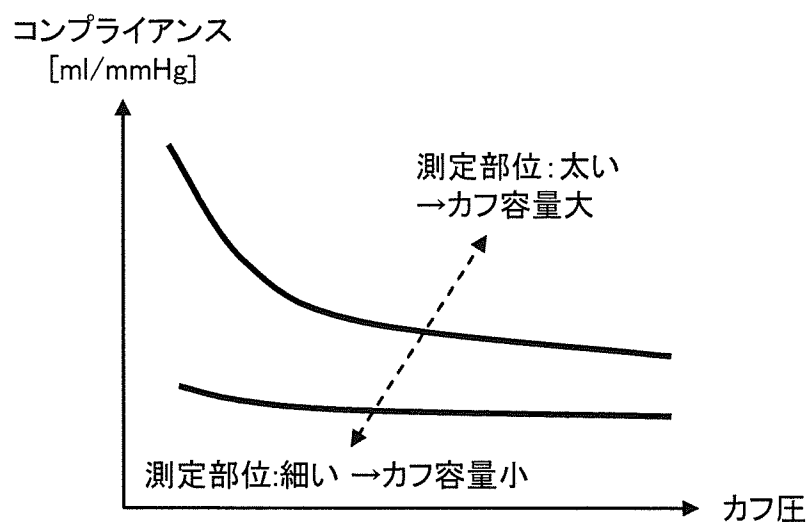
[図4]

FIG.4



[図5]

FIG.5



[図6]

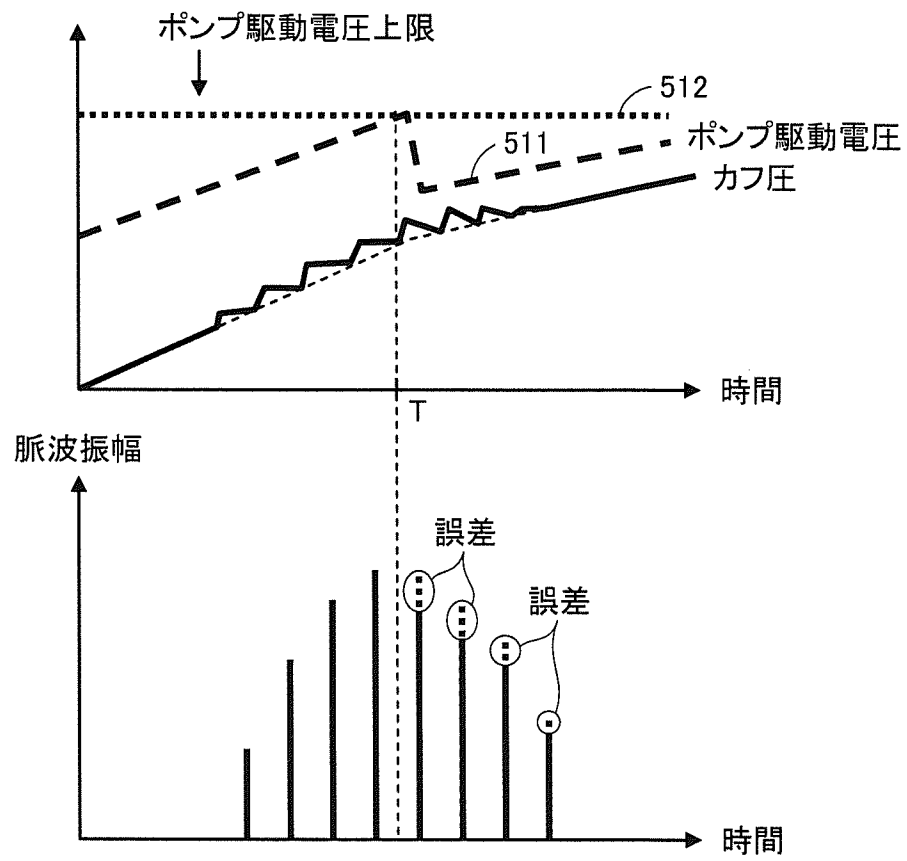
FIG.6

TB

		加圧速度目標再設定値 v [mmHg/s]			
		4	3.5	...	2
測定部位 周囲長 L [cm]	L(1)~L(2)	$\alpha 11$	$\alpha 12$	...	$\alpha 15$
	L(3)~L(4)	$\alpha 21$	$\alpha 22$	...	$\alpha 25$
	L(5)~L(6)	$\alpha 31$	$\alpha 32$	...	$\alpha 35$
	:	:	:	...	:
	L(7)~L(8)	$\alpha 61$	$\alpha 62$	...	$\alpha 65$
	L(9)~L(10)	$\alpha 71$	$\alpha 72$	...	$\alpha 75$

[図7]

FIG.7



[図8]

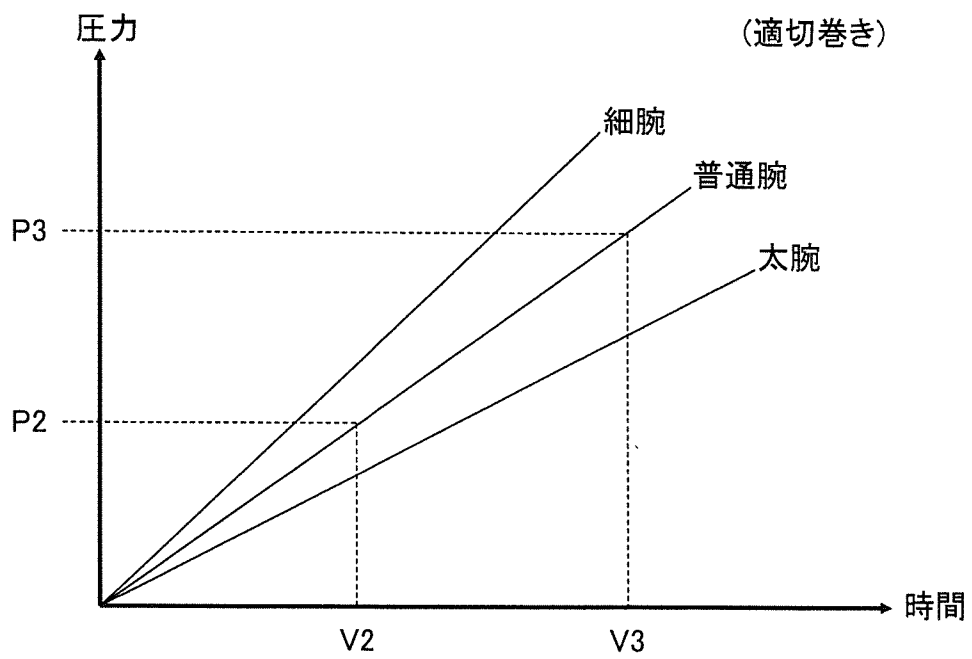
FIG.8

433

時間	L
WT1~WT2	L(1)~L(2)
WT2~WT3	L(3)~L(4)
WT3~WT4	L(5)~L(6)
⋮	⋮

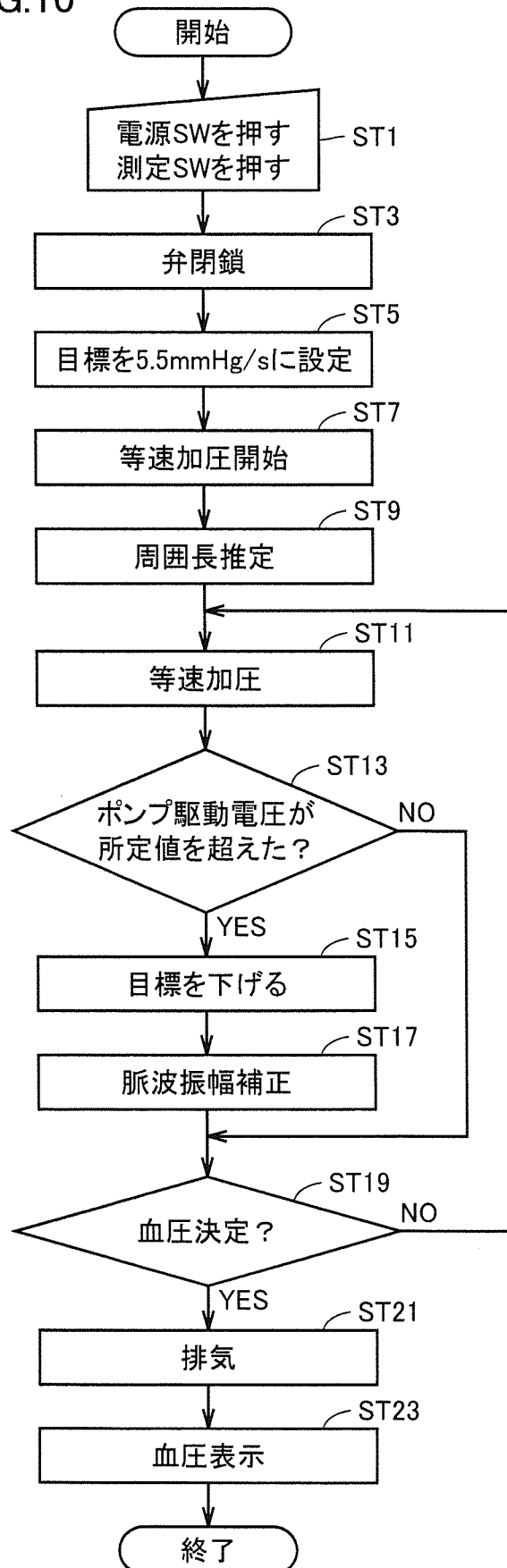
[図9]

FIG.9



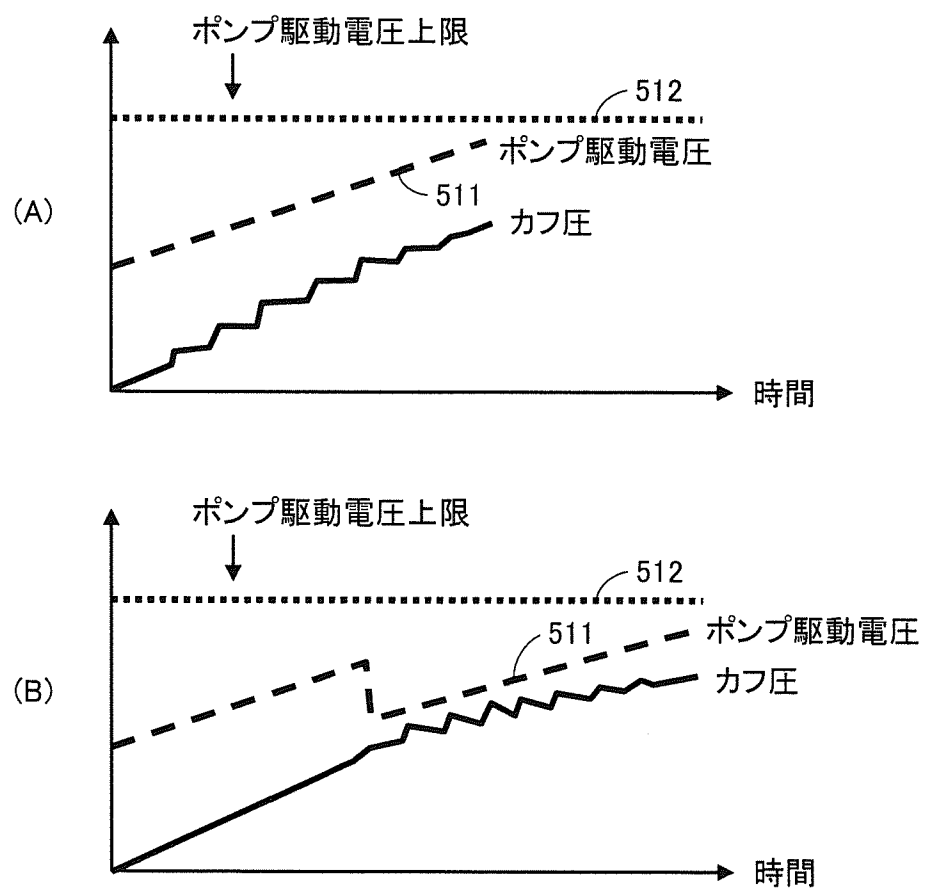
[図10]

FIG.10

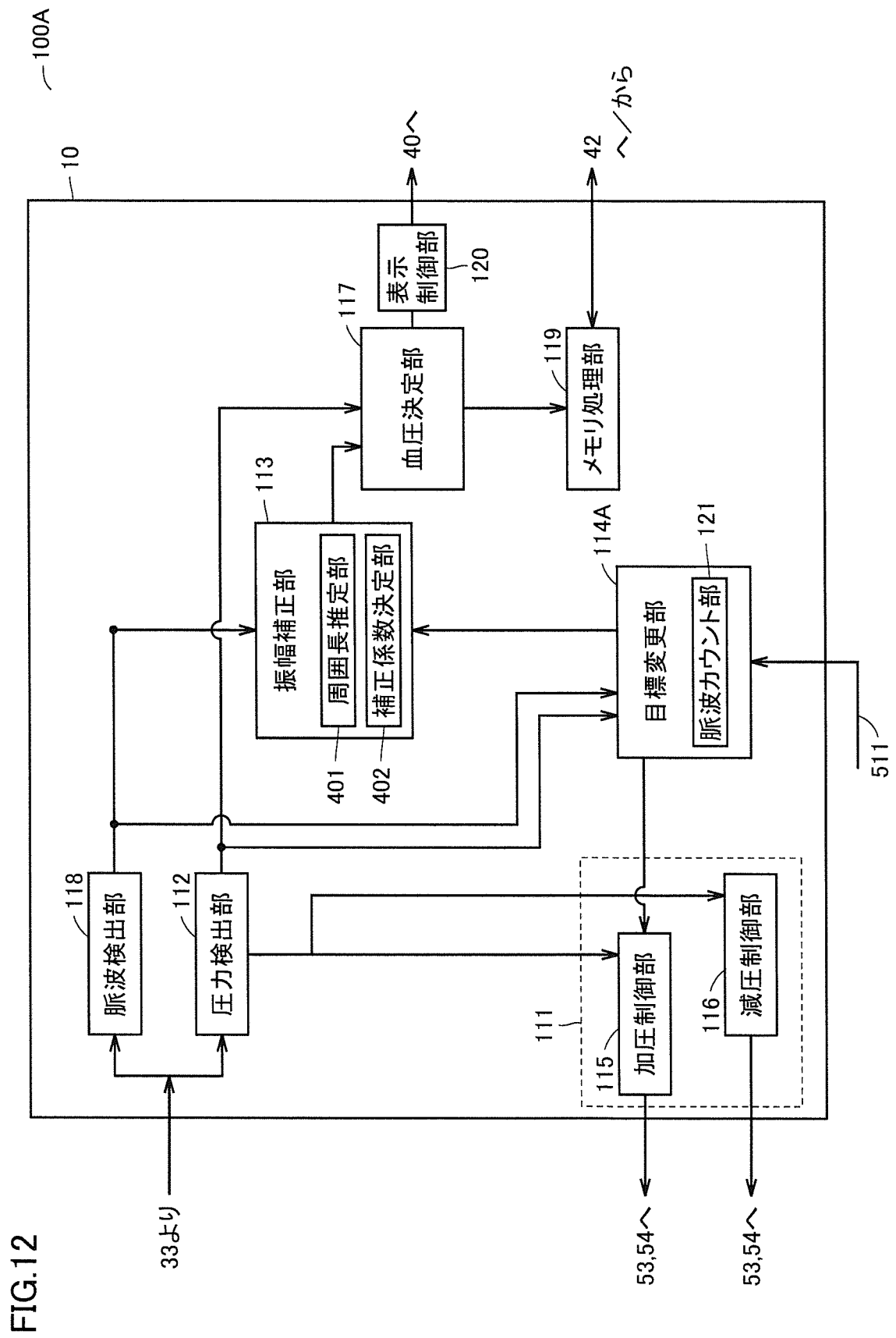


[図11]

FIG.11

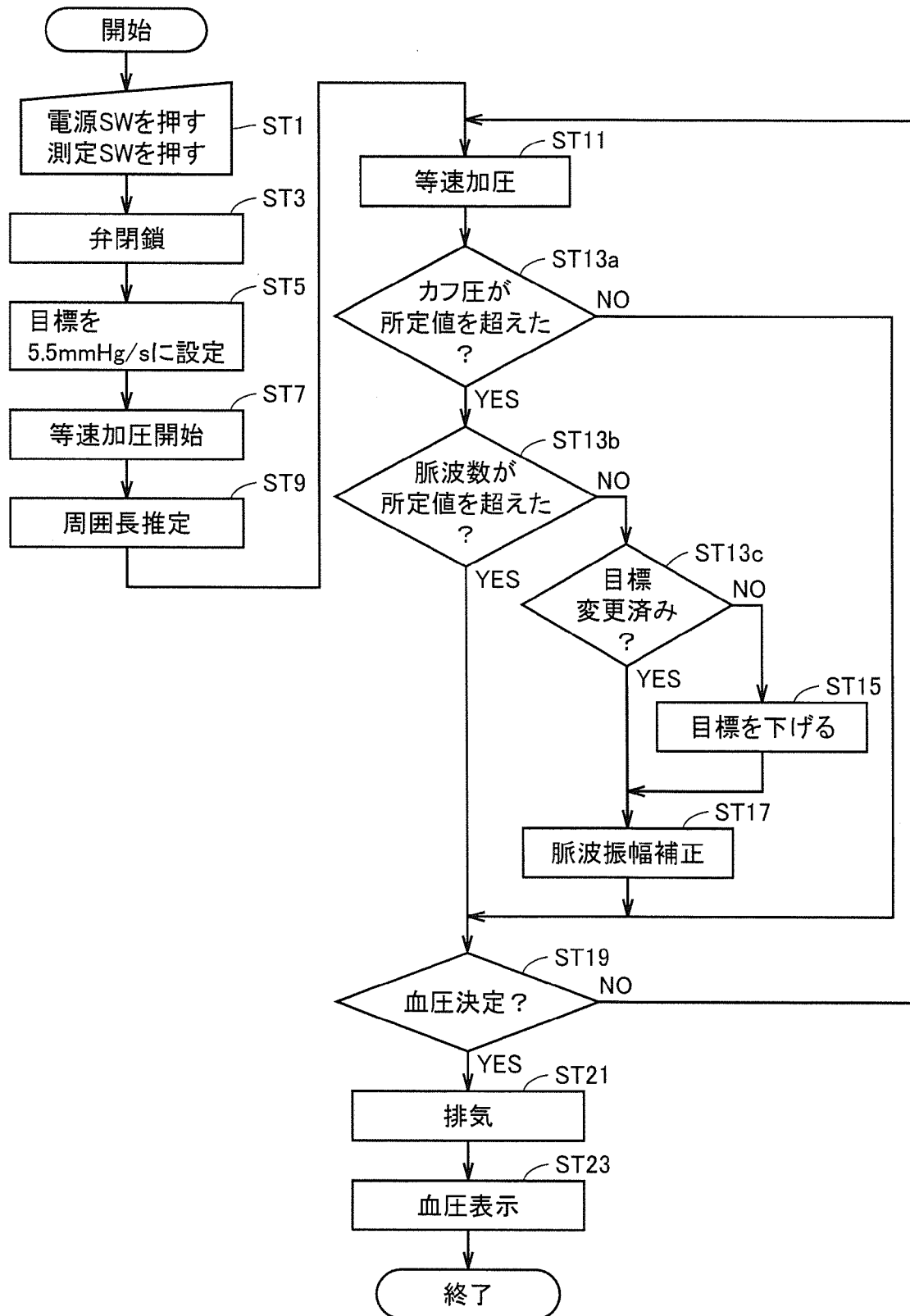


[図12]



[図13]

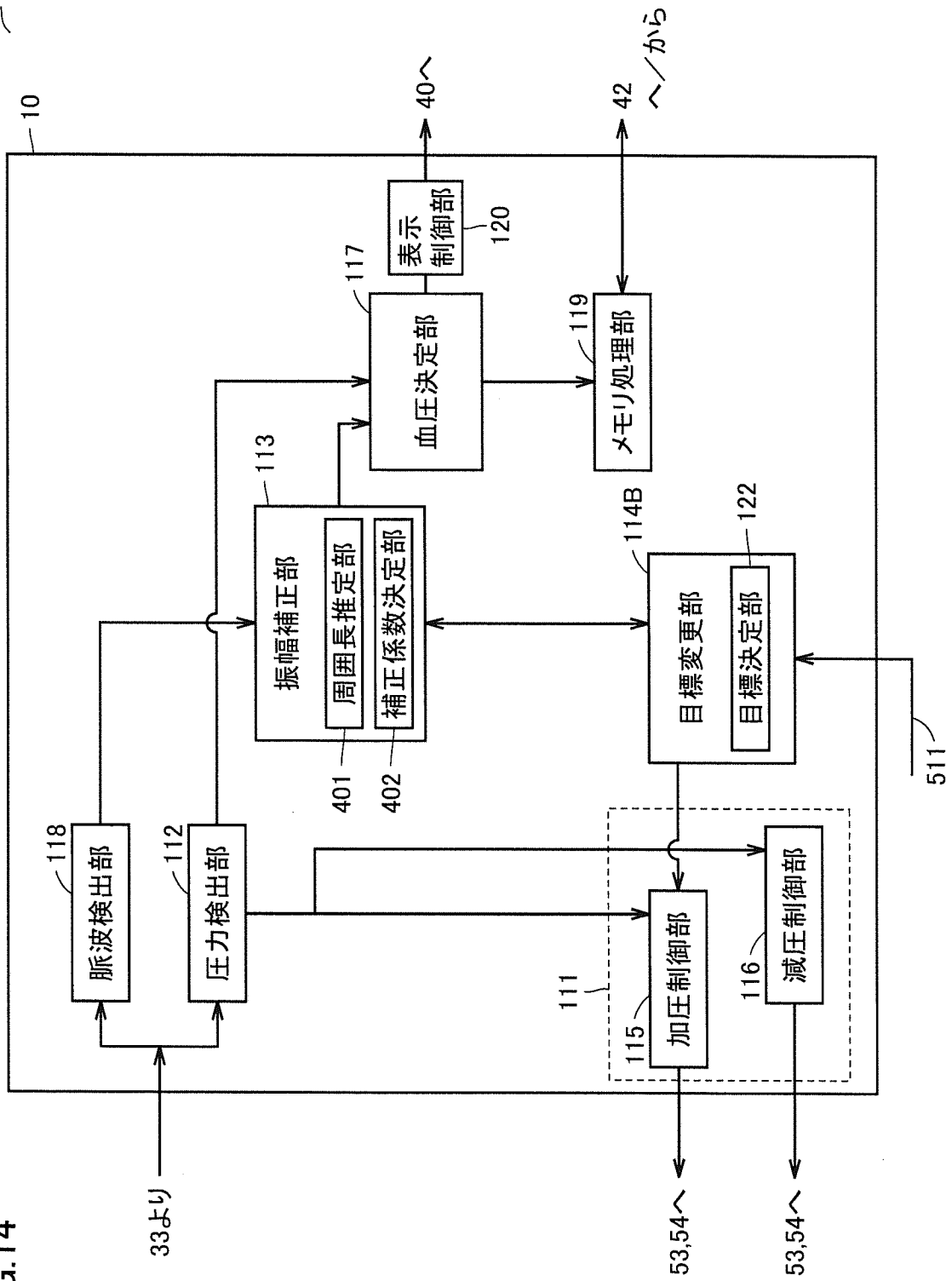
FIG.13



[図14]

—100B

FIG.14



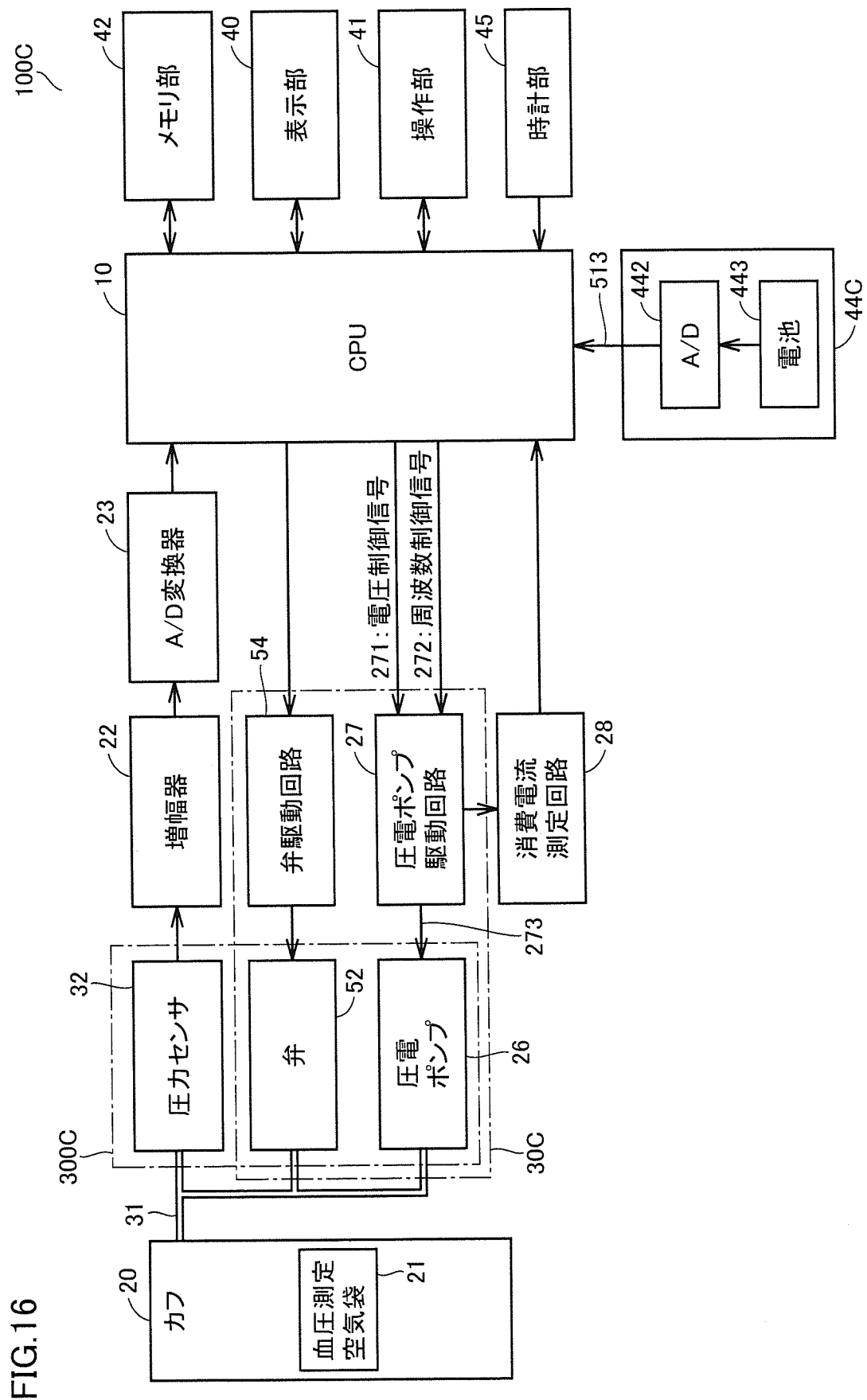
[図15]

FIG.15

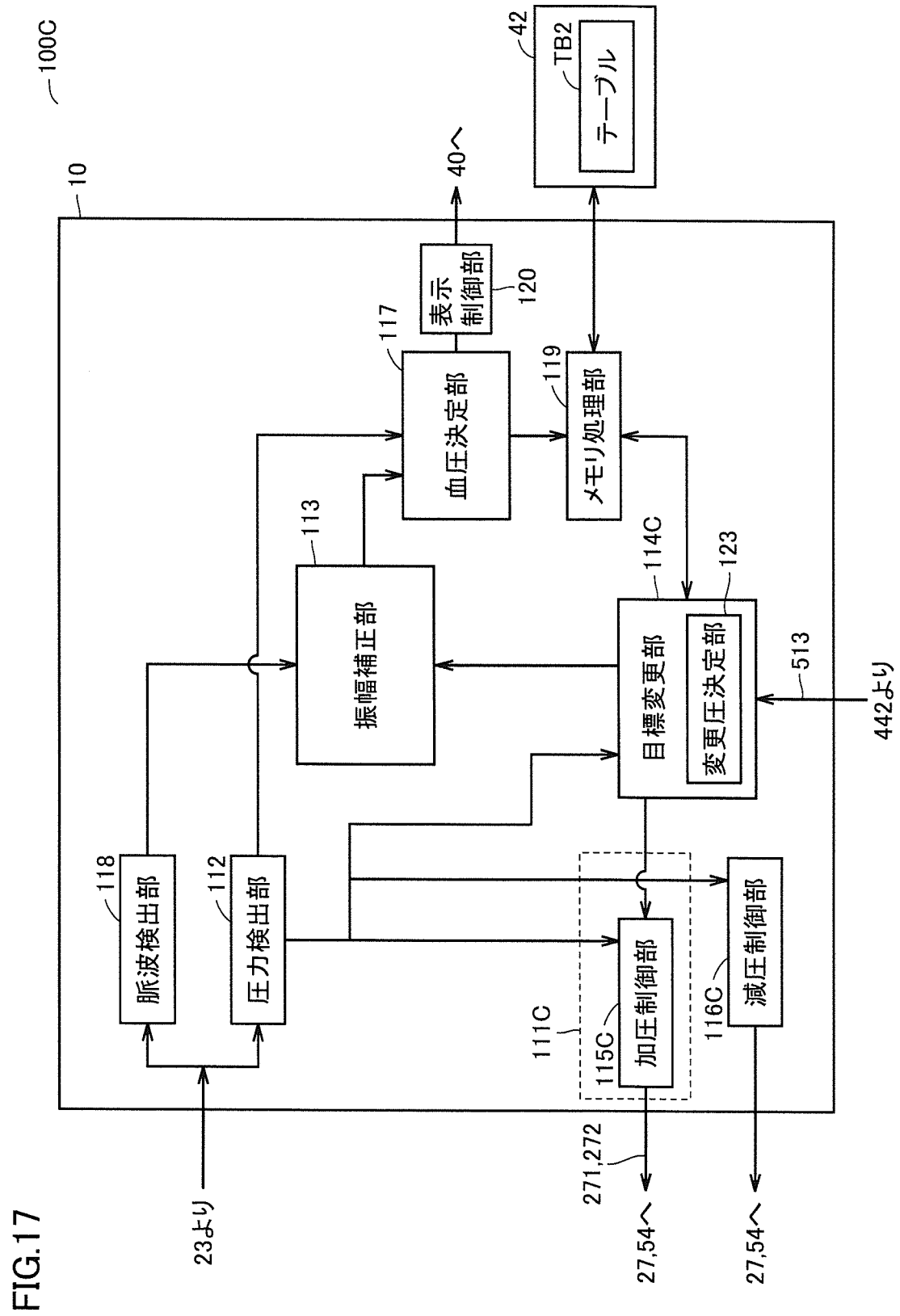
TB1

		加圧速度目標 [mmHg/s]
測定部位 周囲長 L [cm]	L(1)~L(2)	v1
	L(3)~L(4)	v2
	L(5)~L(6)	v3
	:	:
	L(7)~L(8)	v6
	L(9)~L(10)	v7

[図16]

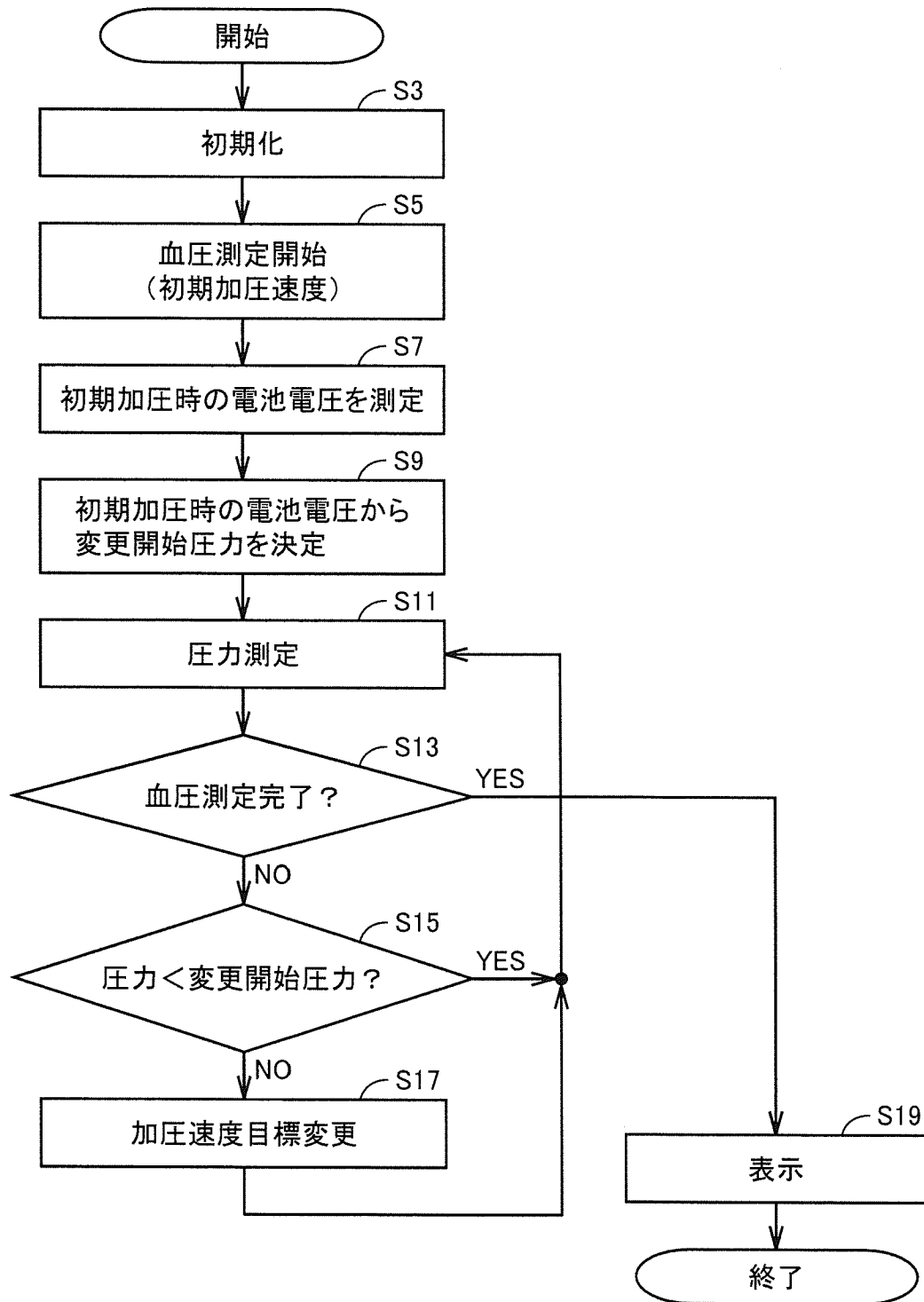


[図17]



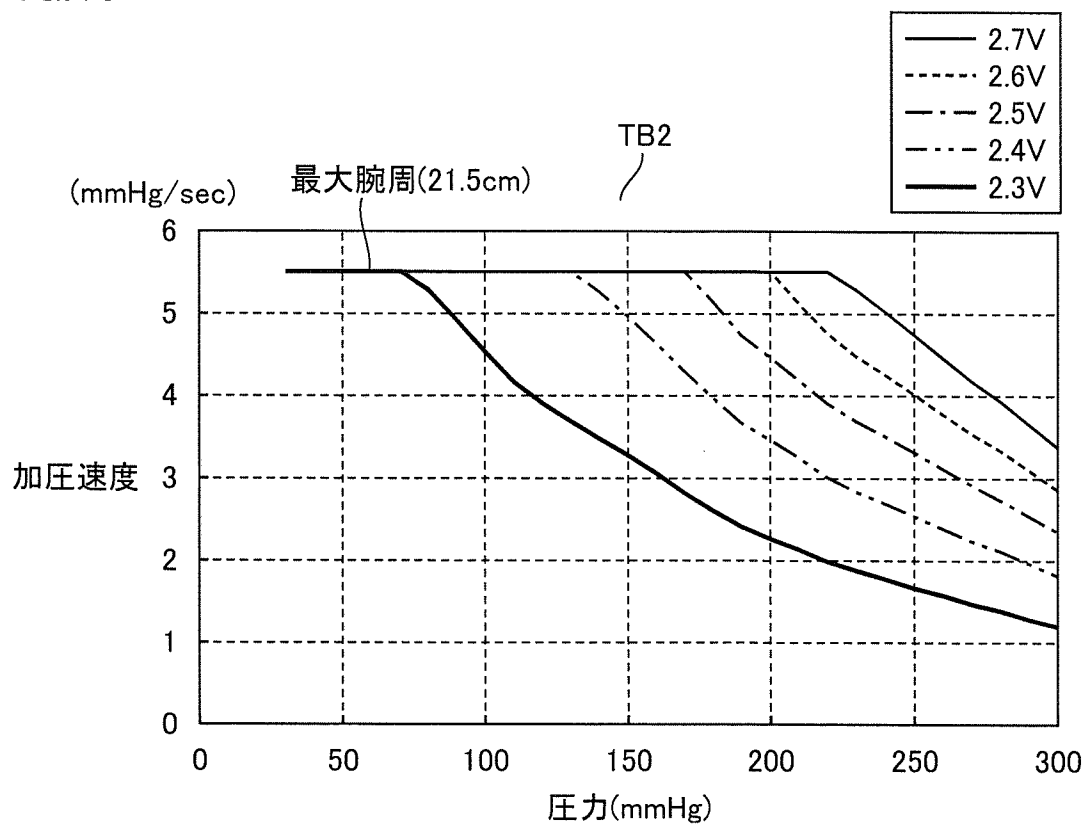
[図18]

FIG.18



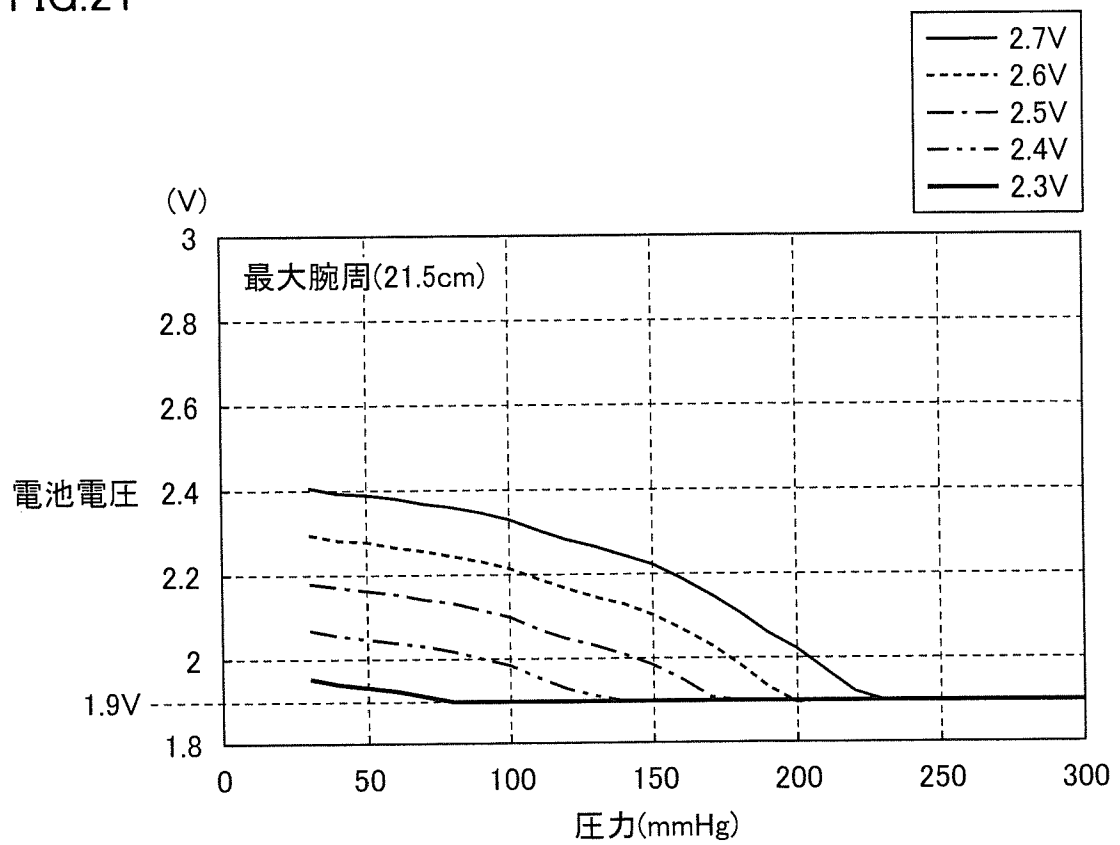
[図19]

FIG.19



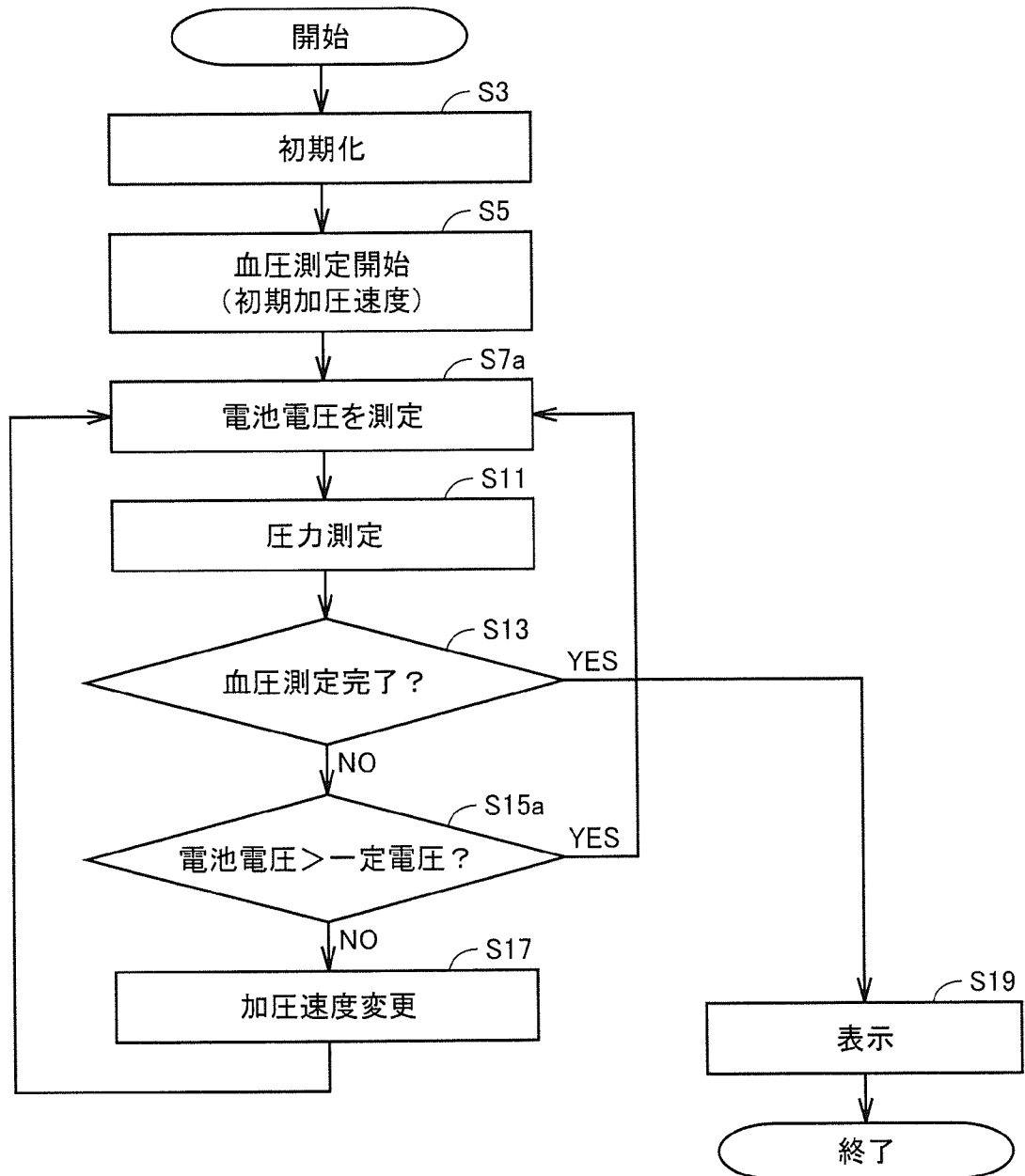
[図21]

FIG.21

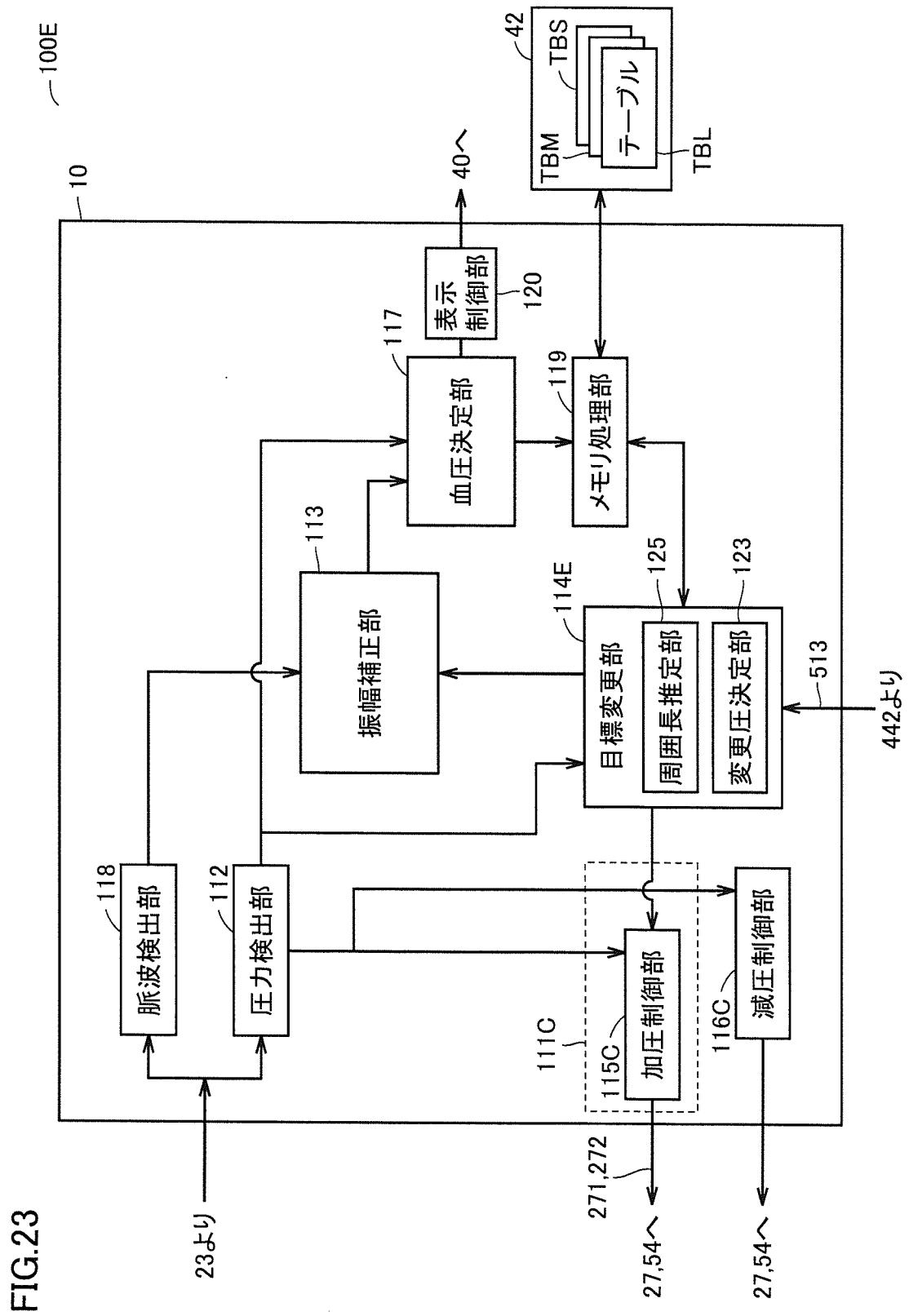


[図22]

FIG.22

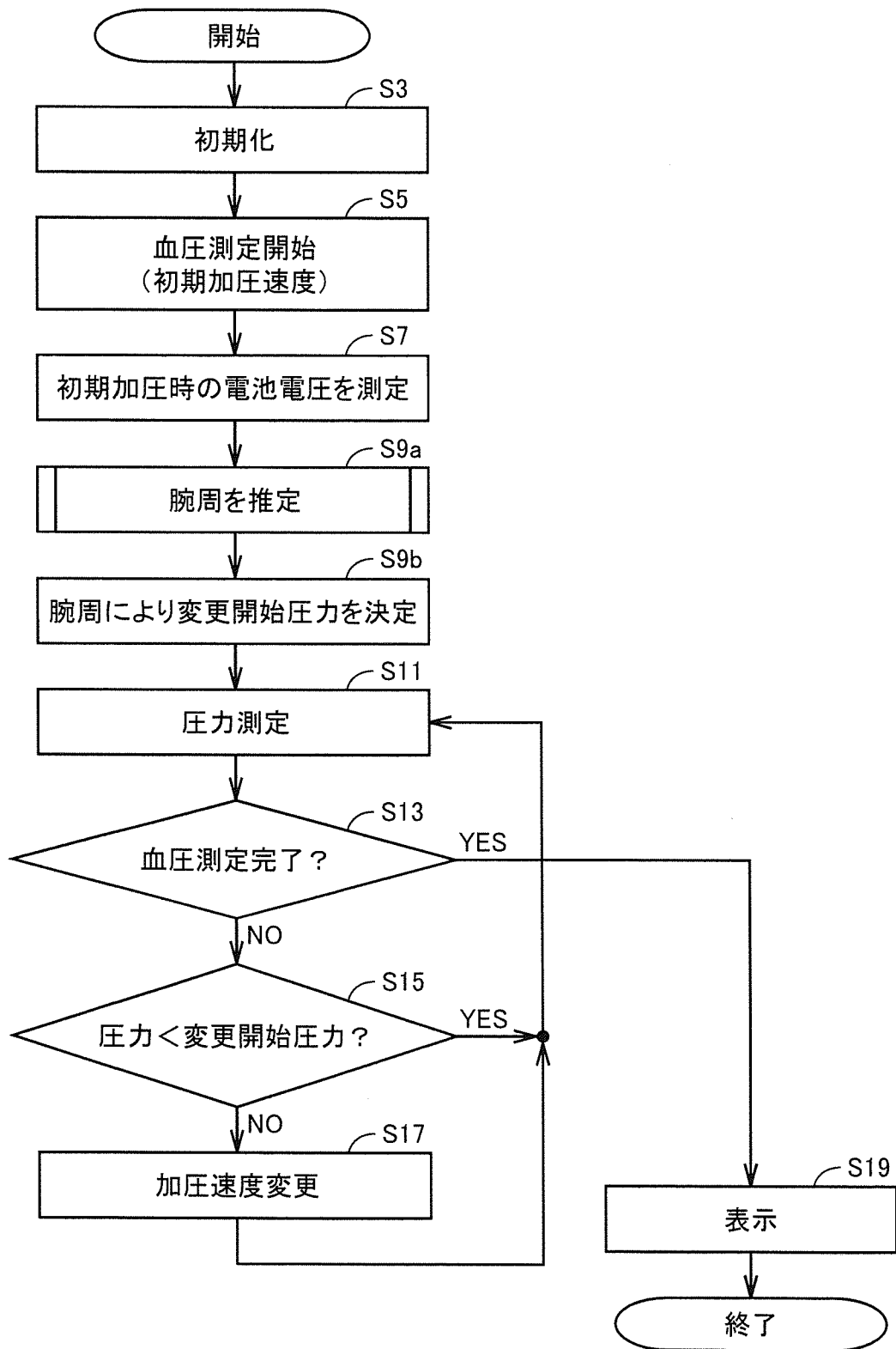


[図23]



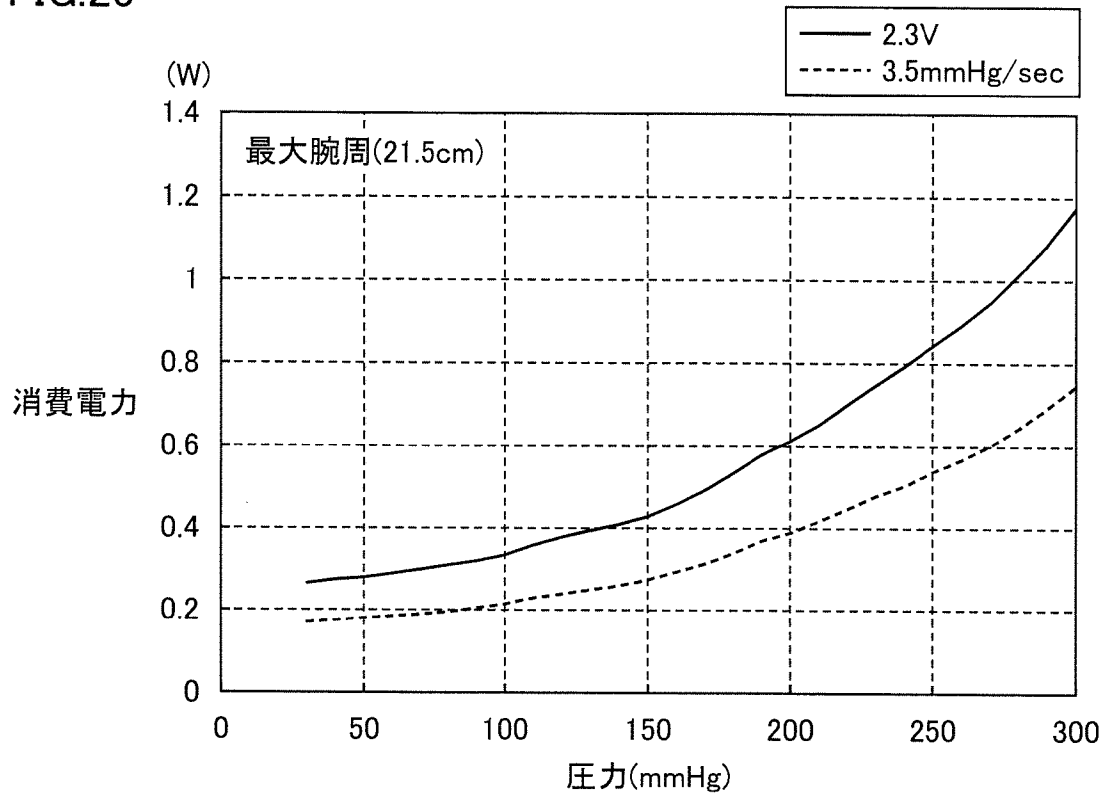
[図24]

FIG.24



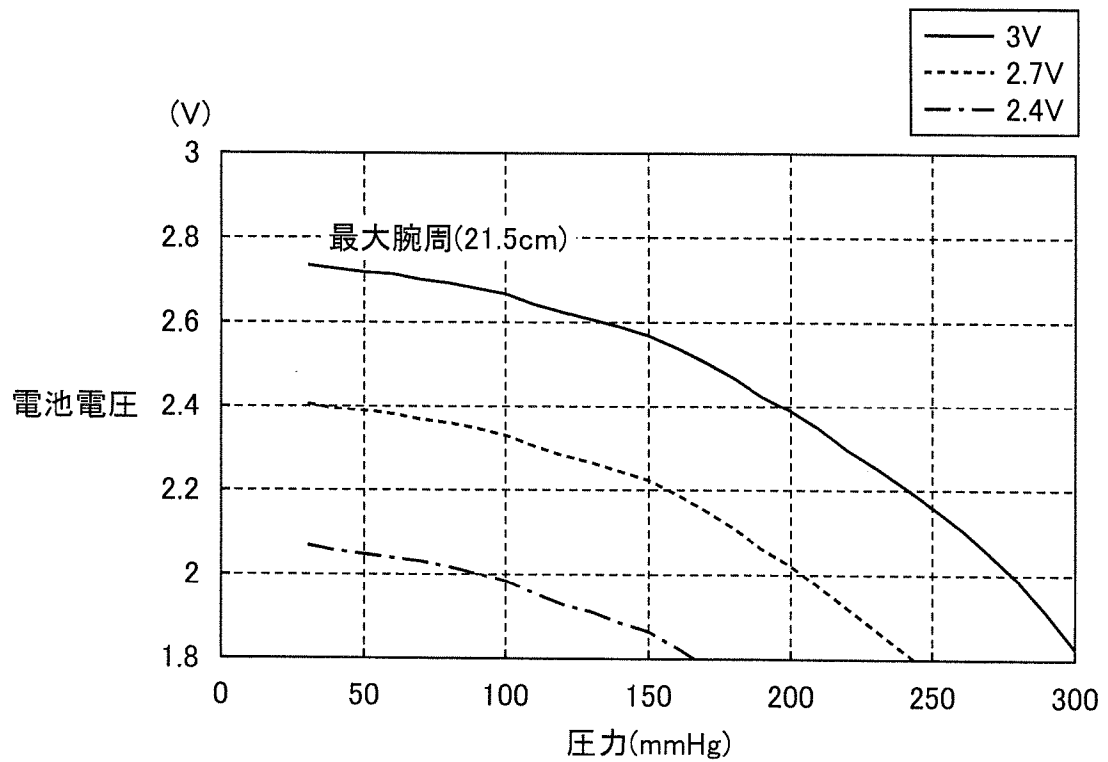
[図25]

FIG.25

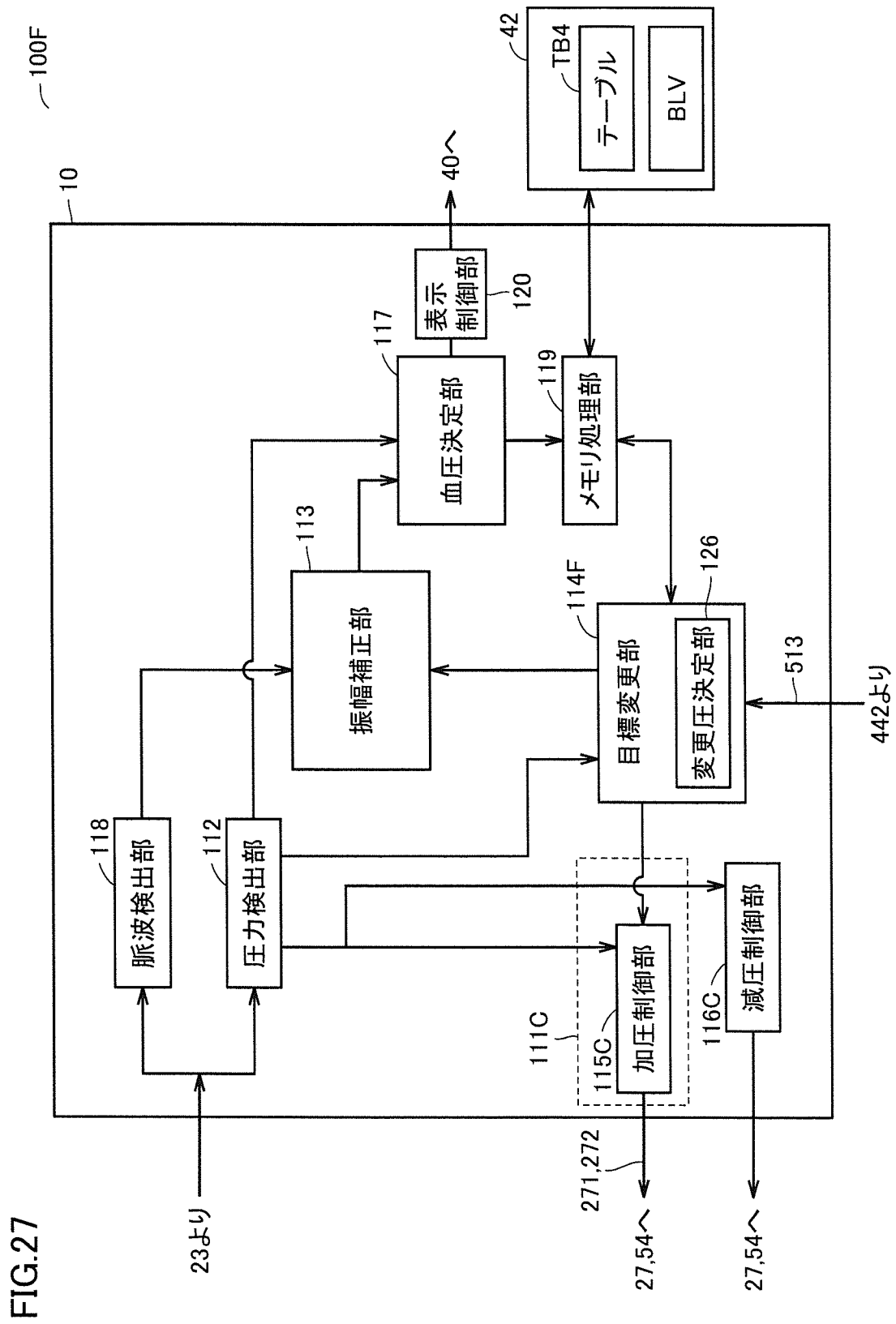


[図26]

FIG.26

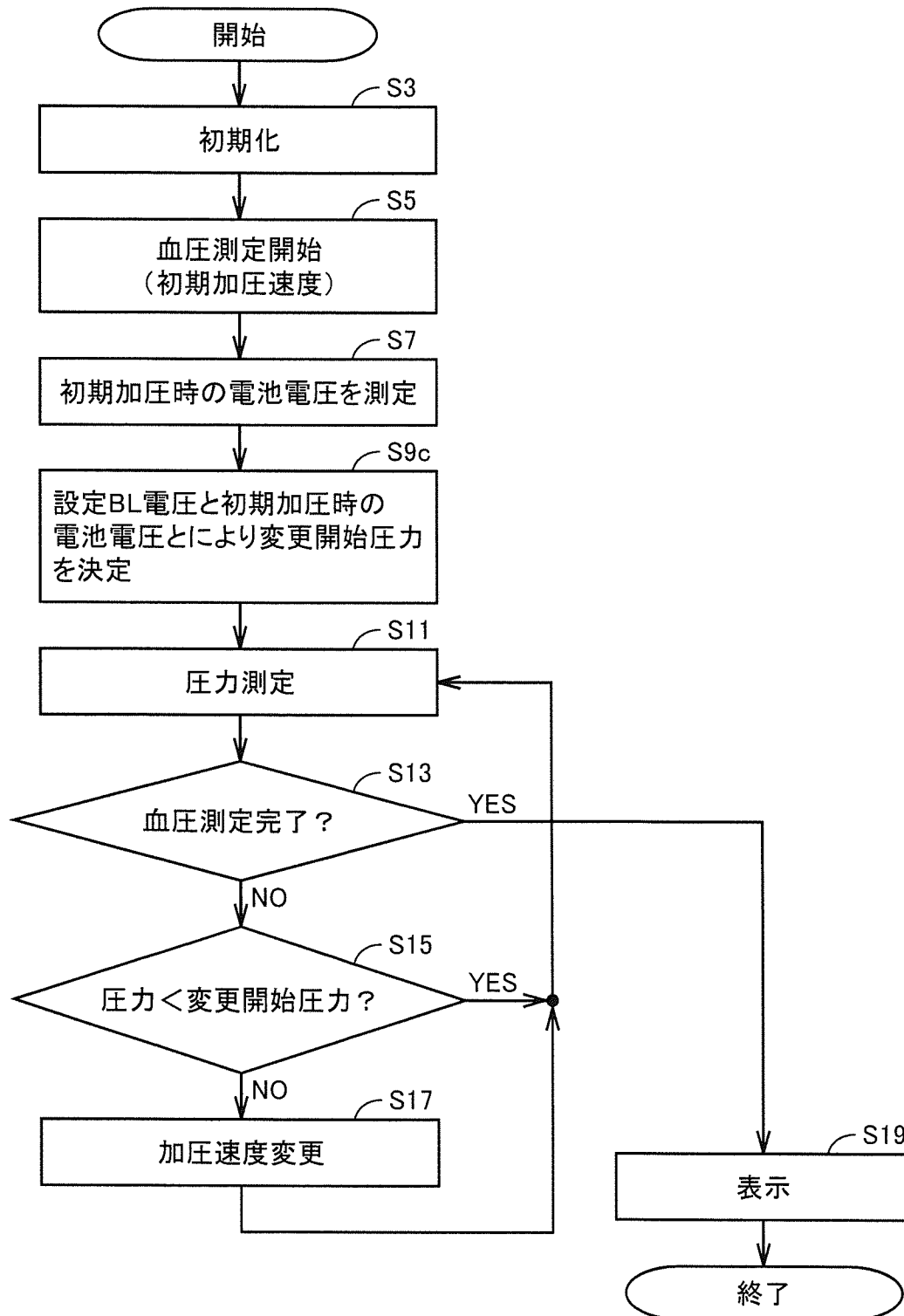


[図27]



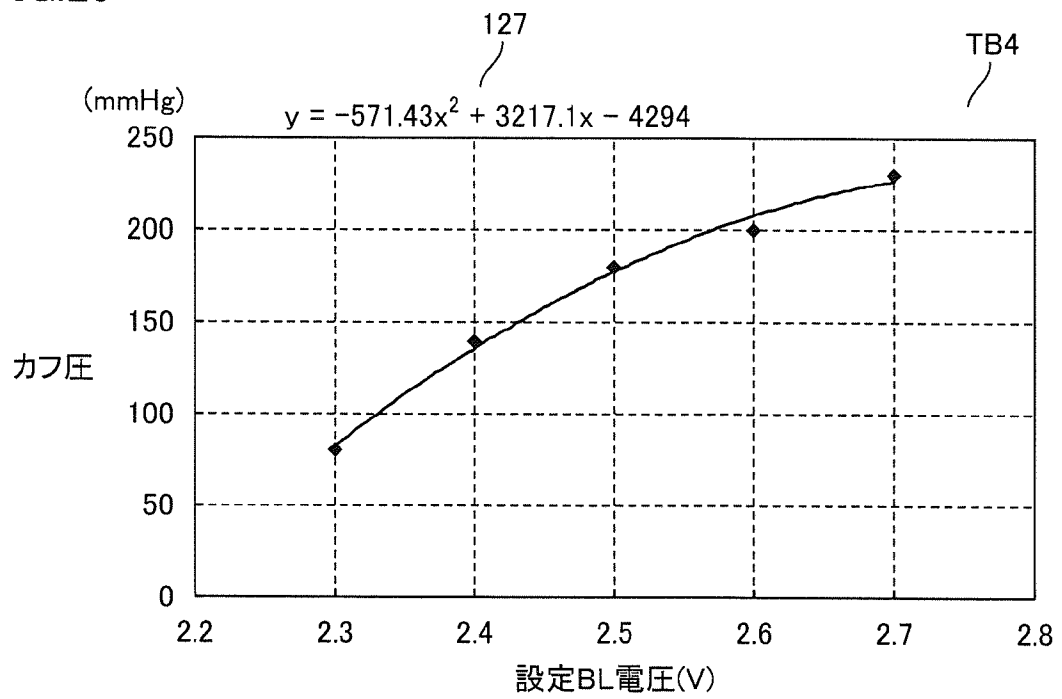
[図28]

FIG.28

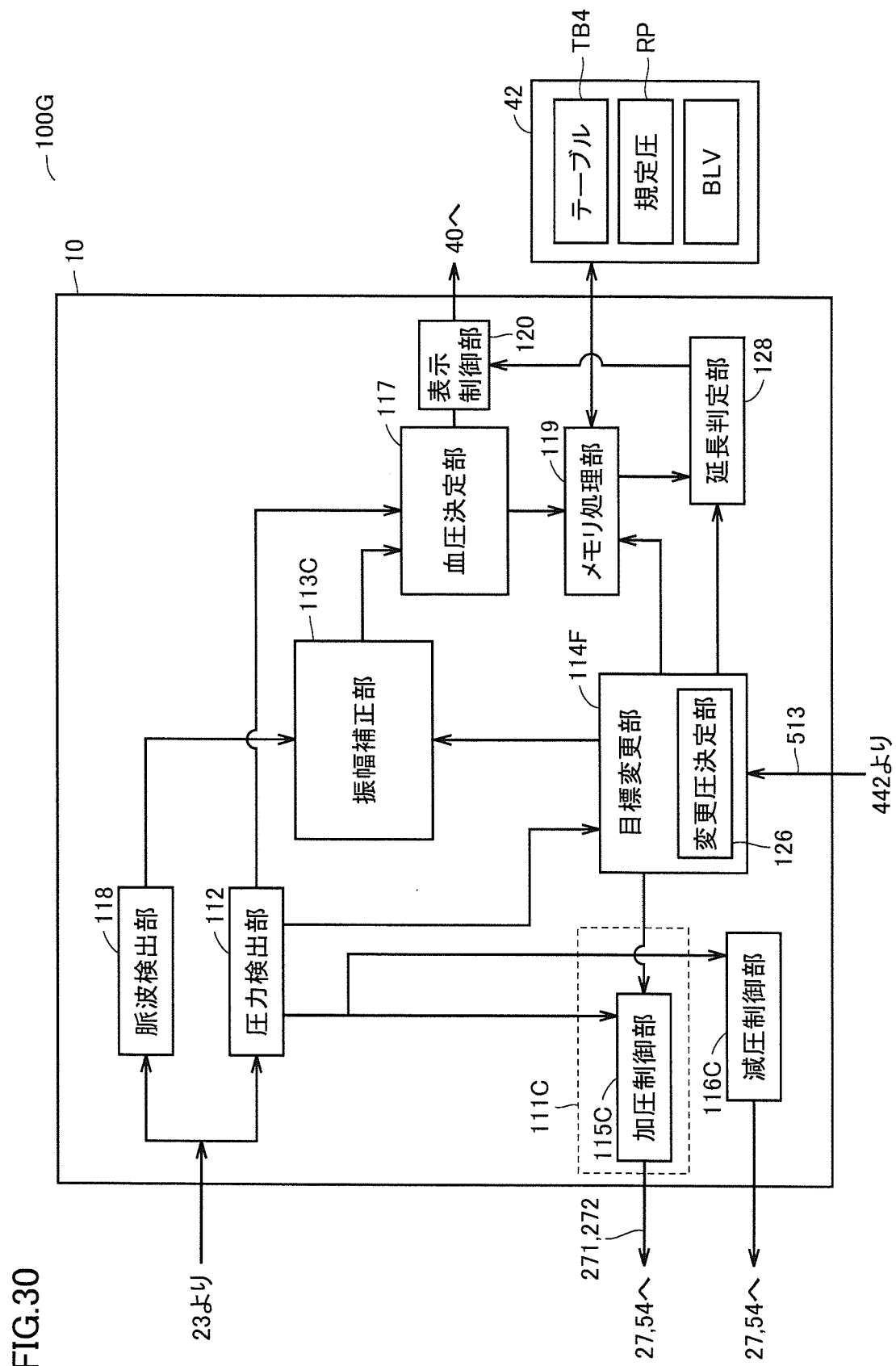


[図29]

FIG.29

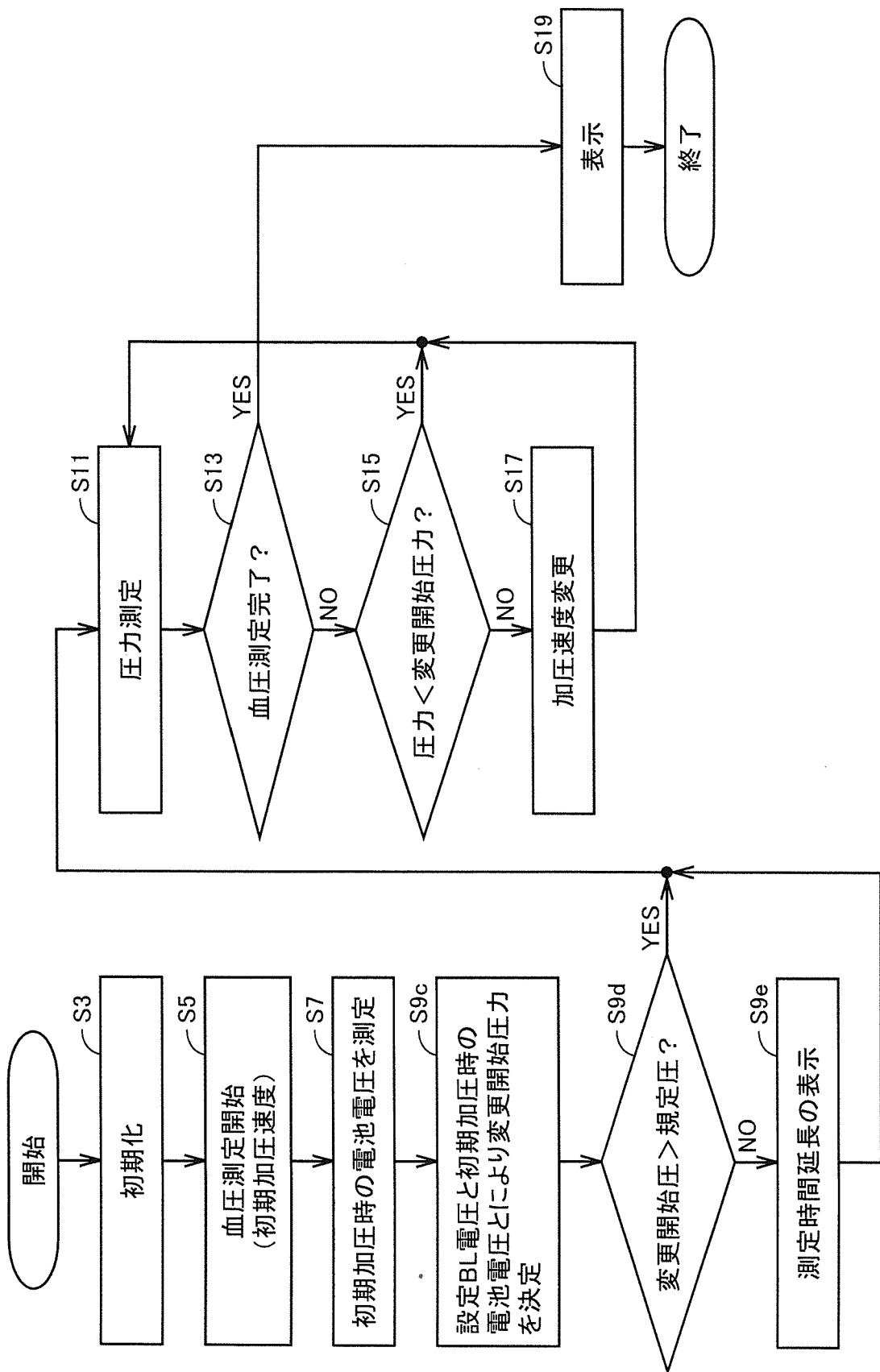


[図30]



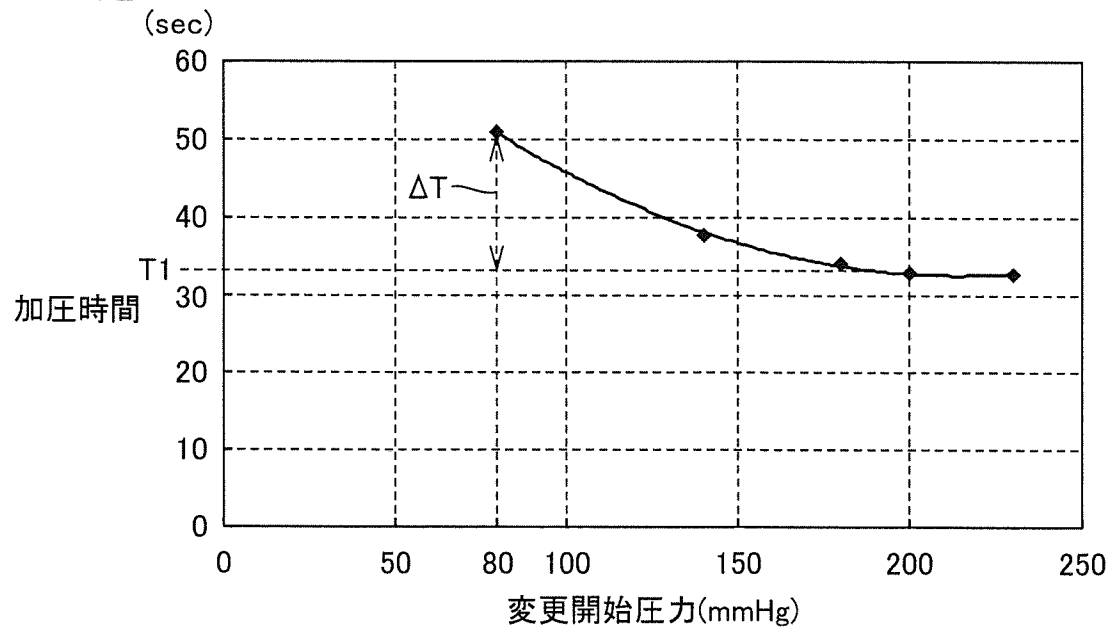
[図31]

FIG.31



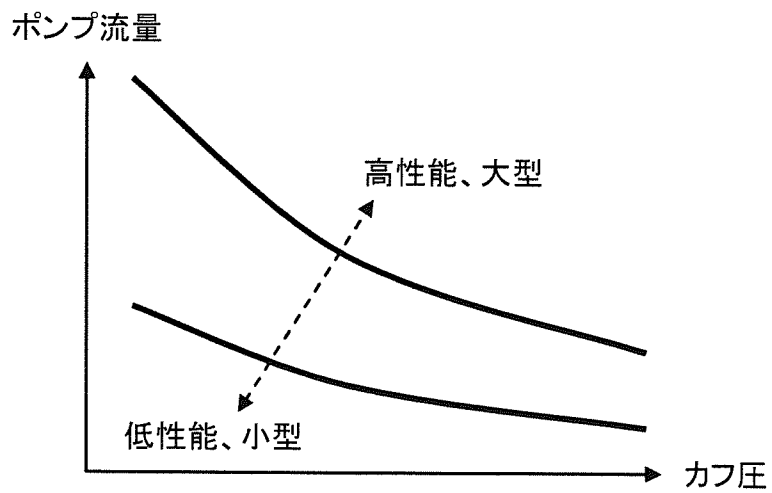
[図32]

FIG.32



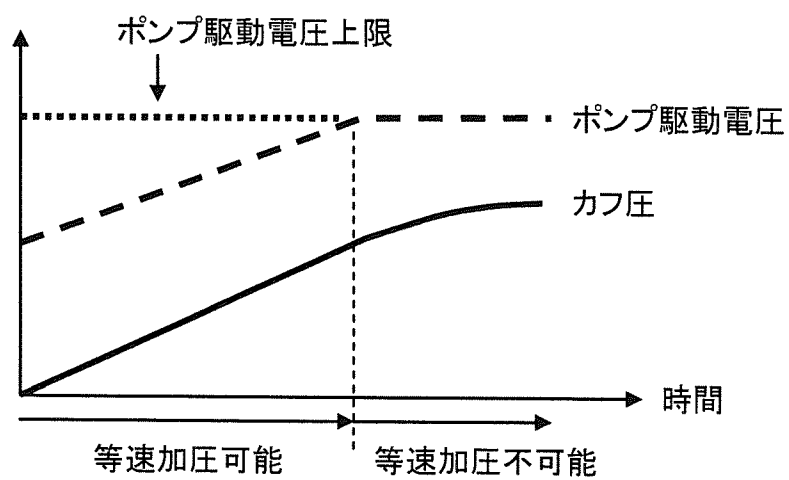
[図33]

FIG.33



[図34]

FIG.34



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/076231

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0225(2006.01) i, A61B5/0245(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)

A61B5/02-5/03

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 1996-2012

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII), WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 10-314128 A (Omron Corp.), 02 December 1998 (02.12.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	WO 2009/142266 A1 (Omron Healthcare Co., Ltd.), 26 November 2009 (26.11.2009), entire text; all drawings & JP 2009-279196 A & US 2011/0125035 A1 & DE 112009001212 T & CN 102036604 A	1-14
A	JP 2001-333889 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 04 December 2001 (04.12.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-14



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

26 November, 2012 (26.11.12)

Date of mailing of the international search report

04 December, 2012 (04.12.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/076231

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-188197 A (Citizen Holdings Co., Ltd.), 21 August 2008 (21.08.2008), entire text; all drawings & WO 2008/096741 A1 & CN 101578066 A	1-14
A	JP 2010-68922 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 02 April 2010 (02.04.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 9-253059 A (Colin Corp.), 30 September 1997 (30.09.1997), entire text; all drawings (Family: none)	10-13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））
Int.Cl. A61B5/0225(2006.01)i, A61B5/0245(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. A61B5/02 - 5/03

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)
WPI

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 10-314128 A（オムロン株式会社）1998.12.02, 全文全図 （ファミリーなし）	1-14
A	WO 2009/142266 A1（オムロンヘルスケア株式会社）2009.11.26, 全文全図 & JP 2009-279196 A & US 2011/0125035 A1 & DE 112009001212 T & CN 102036604 A	1-14
A	JP 2001-333889 A（松下電工株式会社）2001.12.04, 全文全図 （ファミリーなし）	1-14

☒ 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

2 6 . 1 1 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

0 4 . 1 2 . 2 0 1 2

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 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

渡▲辺▼ 純也

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

3 6 0 6

C (続き) . 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 2008-188197 A (シチズンホールディングス株式会社) 2008.08.21, 全文全図 & WO 2008/096741 A1 & CN 101578066 A	1-14
A	JP 2010-68922 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2010.04.02, 全文全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 9-253059 A (日本コーリン株式会社) 1997.09.30, 全文全図 (ファミリーなし)	10-13