

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) **公開特許公報(A)**

(11) 特許出願公開番号

特開2010-142370

(P2010-142370A)

(43) 公開日 平成22年7月1日(2010.7.1)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A61B 5/0225 (2006.01)

A61B 5/02 336F

4C017

A 6 1 B 5/022 (2006.01)

A61B 5/02 337E

A 6 1 B 5/02 3 3 8 M

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-321470 (P2008-321470)

(22) 出願日 平成20年12月17日 (2008.12.17)

(71) 出願人 503246015

オムロンヘルスケア株式会社

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地

(74) 代理人 100064746

弁理士 深見 久郎

(74) 代理人 100085132

弁理士 森田 俊雄

(74) 代理人 100083703

弁理士 仲村 義平

(74) 代理人 100096781

弁理士 堀井 豊

(74) 代理人 100098316

弁理士 野田 久登

[最終頁に続く](#)

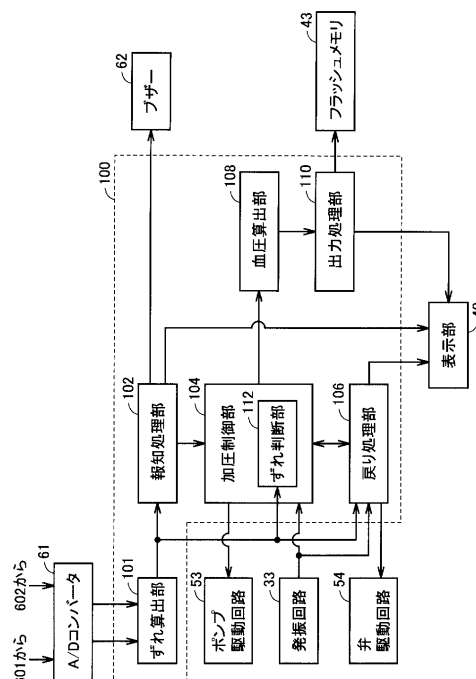
(54) 【発明の名称】 電子血圧計

(57) 【要約】

【課題】測定途中で測定部位の位置（高さ）と心臓の位置（高さ）とがずれたとしても測定を続けることができ、かつ、測定精度を保つことのできる電子血圧計を提供すること。

【解決手段】カフ内の圧力の加圧制御（特定方向への圧力制御）を行ない、かつ、加圧制御の際にカフ圧信号を取得することにより圧脈波を測定するための加圧制御部 104 と、加圧制御が実行されている際に、角度センサからの出力に基づいて、カフの位置と仮想的な心臓位置との位置ずれが発生したか否かを判断するためのずれ判断部 112 と、位置ずれが発生したと判断された場合に、加圧制御を停止し、カフ内の圧力の減圧制御を行なうことにより、カフ内の圧力を、位置ずれが発生する前の圧力値を表わす特定圧力値まで戻すための戻り処理部 106 とを備え、加圧制御部 104 は、戻り処理部 106 による処理の後に、加圧制御を再開する。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被測定者の所定の測定部位に巻き付けるためのカフと、
所定の基準方向に対する前記カフの角度を検出するための角度検出手段と、
前記カフ内の圧力を表わすカフ圧信号を検出するための圧力検出手段と、
前記カフ内の圧力を特定方向に変化させるための第 1 の圧力制御を行ない、かつ、前記第 1 の圧力制御の際に前記カフ圧信号を取得することにより圧脈波を測定するための圧力制御手段と、

前記第 1 の圧力制御が実行されている際に、前記角度検出手段からの出力に基づいて、前記カフの位置と仮想的な心臓位置との位置ずれが発生したか否かを判断するための判断手段と、

前記判断手段により位置ずれが発生したと判断された場合に、前記第 1 の圧力制御を停止し、前記特定方向とは逆方向に前記カフ内の圧力を変化させるための第 2 の圧力制御を行なうことにより、前記カフ内の圧力を、位置ずれが発生する前の圧力値を表わす特定圧力値まで戻すための戻り処理手段とを備え、

前記圧力制御手段は、前記戻り処理手段による処理の後に、前記第 1 の圧力制御を再開する、電子血圧計。

【請求項 2】

位置ずれが発生する前に測定された圧脈波の振幅と、前記圧力制御が再開された後の圧脈波の振幅とに基づいて、血圧値を算出するための算出手段をさらに備える、請求項 1 に記載の電子血圧計。

【請求項 3】

前記戻り処理手段は、前記角度検出手段からの出力に基づいて、前記被測定者に対し、前記カフの位置を補正するためのガイドを行なう、請求項 1 または 2 に記載の電子血圧計。

【請求項 4】

表示手段をさらに備え、

前記戻り処理手段は、前記角度検出手段からの出力に基づいて、前記カフの位置と前記心臓位置との位置関係を示す情報を前記表示手段に表示するための処理を行なう、請求項 3 に記載の電子血圧計。

【請求項 5】

前記圧力制御手段は、前記戻り処理手段による処理の結果、前記カフの位置と前記心臓位置とが所定範囲内に収まったことを検知した場合に、前記第 1 の圧力制御を再開する、請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項 6】

前記圧力制御手段は、前記戻り処理手段による処理の結果、前記カフの位置と前記心臓位置とが所定範囲内に収まったことを検知し、かつ、波形が安定したことを検知した場合に、前記第 1 の圧力制御を再開する、請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項 7】

測定開始前に、前記角度検出手段からの出力に基づいて、前記カフの位置と前記心臓位置との関係を報知するための報知処理手段をさらに備え、

前記圧力制御手段は、前記カフの位置と前記心臓位置とが所定範囲内に収まったことを検知した場合に、前記第 1 の圧力制御を開始する、請求項 5 または 6 に記載の電子血圧計。

【請求項 8】

前記特定圧力値は、前記第 1 の圧力制御を停止した時点の圧力値から所定値差し引いた値である、請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項 9】

前記特定圧力値は、前記位置ずれが発生した時点の圧力値から所定値差し引いた値である、請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の電子血圧計。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子血圧計に関し、特に、角度センサを備えた電子血圧計に関する。

【背景技術】

【0002】

上腕、手首、指の動脈圧情報により血圧を測定する電子血圧計が普及している。測定部位の高さが心臓位置より高ければ血圧値は低く、心臓位置より低ければ血圧値は高い傾向に判定される。そのため、測定部位の高さと心臓の高さとを一致させて血圧を測定する必要がある。測定部位の高さと心臓の高さとの不一致は、毎日の血圧値変化を管理する上で大きな変動要因であった。

10

【0003】

そのため、従来より、測定部位の高さと心臓の高さとを一致させて血圧を測定するための提案がなされている（特許文献1～3）。たとえば特許文献1には、測定部位が手首の電子血圧計において、前腕の角度検出手段に加えて上腕に角度検出手段を設け、前腕と上腕の検出角度に基づいてカフの位置と心臓の位置との高低差が算出されることが開示されている。また、2軸の角度検出手段により前腕のピッチ方向およびロール方向の角度が検出され、これらの検出値に基づいてカフの位置と心臓の位置との高低差が算出されることも開示されている。

【特許文献1】特開2007-054648号公報

20

【特許文献2】特開2003-102693号公報

【特許文献3】特開平8-580号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記のような従来技術では、カフの位置と心臓の位置との高低差を算出することで正しい測定姿勢に導くことは可能である。しかし、血圧測定中に姿勢がくずれた（両者の高低差が所定範囲を超えた）場合には、圧脈波が乱れることにより、測定精度を保ちながら継続して測定を続けることはできない。したがって、そのような場合には、測定精度を保つために、測定を始めからやり直さなければならなかった。

30

【0005】

本発明は、上記のような問題を解決するためになされたものであって、その目的は、測定途中に測定部位の位置（高さ）と心臓の位置（高さ）とがずれたとしても測定を続けることができ、かつ、測定精度を保つことの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】

【0006】

この発明のある局面に従う電子血圧計は、被測定者の所定の測定部位に巻き付けるためのカフと、所定の基準方向に対するカフの角度を検出するための角度検出手段と、カフ内の圧力を表わすカフ圧信号を検出するための圧力検出手段と、カフ内の圧力を特定方向に変化させるための第1の圧力制御を行ない、かつ、第1の圧力制御の際にカフ圧信号を取得することにより圧脈波を測定するための圧力制御手段と、第1の圧力制御が実行されている際に、角度検出手段からの出力に基づいて、カフの位置と仮想的な心臓位置との位置ずれが発生したか否かを判断するための判断手段と、判断手段により位置ずれが発生したと判断された場合に、第1の圧力制御を停止し、特定方向とは逆方向にカフ内の圧力を変化させるための第2の圧力制御を行なうことにより、カフ内の圧力を、位置ずれが発生する前の圧力値を表わす特定圧力値まで戻すための戻り処理手段とを備え、圧力制御手段は、戻り処理手段による処理の後に、第1の圧力制御を再開する。

40

【0007】

好ましくは、位置ずれが発生する前に測定された圧脈波の振幅と、圧力制御が再開された後の圧脈波の振幅とに基づいて、血圧値を算出するための算出手段をさらに備える。

50

【 0 0 0 8 】

好ましくは、戻り処理手段は、角度検出手段からの出力に基づいて、被測定者に対し、カフの位置を補正するためのガイドを行なう。

【 0 0 0 9 】

好ましくは、表示手段をさらに備え、戻り処理手段は、角度検出手段からの出力に基づいて、カフの位置と心臓位置との位置関係を示す情報を表示手段に表示するための処理を行なう。

【 0 0 1 0 】

好ましくは、圧力制御手段は、戻り処理手段による処理の結果、カフの位置と心臓位置とが所定範囲内に収まったことを検知した場合に、第 1 の圧力制御を再開する。

10

【 0 0 1 1 】

好ましくは、圧力制御手段は、戻り処理手段による処理の結果、カフの位置と心臓位置とが所定範囲内に収まったことを検知し、かつ、波形が安定したことを検知した場合に、第 1 の圧力制御を再開する。

【 0 0 1 2 】

好ましくは、測定開始前に、角度検出手段からの出力に基づいて、カフの位置と心臓位置との関係を報知するための報知処理手段をさらに備え、圧力制御手段は、カフの位置と心臓位置とが所定範囲内に収まったことを検知した場合に、第 1 の圧力制御を開始する。

【 0 0 1 3 】

好ましくは、特定圧力値は、第 1 の圧力制御を停止した時点の圧力値から所定値差し引いた値である。

20

【 0 0 1 4 】

好ましくは、特定圧力値は、位置ずれが発生した時点の圧力値から所定値差し引いた値である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によると、測定途中にカフの位置と心臓位置とがずれたとしても測定を続けることができる。また、位置ずれが発生する前の圧力値までカフ内の圧力を戻してから第 1 の圧力制御を再開するので、測定精度を高く維持することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

30

【 0 0 1 6 】

本発明の実施の形態について図面を参照しながら詳細に説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰返さない。

【 0 0 1 7 】

< 外観および構成について >

はじめに、本発明の実施の形態に係る電子血圧計（以下「血圧計」という）1 の外観および構成について説明する。

【 0 0 1 8 】

（外観について）

図 1 は、本発明の実施の形態に係る血圧計 1 の外観斜視図である。

40

【 0 0 1 9 】

図 1 を参照して、血圧計 1 は、本体部 1 0 と、被測定者の手首に巻き付け可能なカフ 2 0 とを備える。本体部 1 0 はカフ 2 0 に取り付けられている。本体部 1 0 の表面には、たとえば液晶等により構成される表示部 4 0 と、ユーザ（代表的に被測定者）からの指示を受付けるための操作部 4 1 とが配置されている。操作部 4 1 は、たとえば複数のスイッチを含む。

【 0 0 2 0 】

（ハードウェア構成について）

図 2 は、本発明の実施の形態に係る血圧計 1 のハードウェア構成を表わすブロック図である。

50

【 0 0 2 1 】

図 2 を参照して、血圧計 1 のカフ 2 0 は、空気袋 2 1 を含む。空気袋 2 1 は、エアチューブ 3 1 を介して、エア系 3 0 に接続される。

【 0 0 2 2 】

本体部 1 0 は、上述の表示部 4 0 および操作部 4 1 に加え、エア系 3 0 と、各部を集中的に制御し、各種演算処理を行なうための C P U (Central Processing Unit) 1 0 0 と、C P U 1 0 0 に所定の動作をさせるプログラムや各種データを記憶するためのメモリ部 4 2 と、測定された血圧値を記憶するための不揮発性メモリ (たとえばフラッシュメモリ) 4 3 と、C P U 1 0 0 に電力を供給するための電源 4 4 と、計時動作を行なう計時部 4 5 と、外部よりデータの入力を受付けるためのデータ入出力部 4 6 と、所定の基準方向に 10
対する、(カフ 2 0 に取り付けられた) 本体部 1 0 の角度を検出するための角度センサ 6 0 と、角度センサ 6 0 からのアナログ信号をデジタル信号に変換するための A / D (analog to digital) コンバータ 6 1 と、警告音等を発するのためのブザー 6 2 とを含む。

【 0 0 2 3 】

操作部 4 1 は、電源を O N または O F F するための指示の入力を受付ける電源スイッチ 4 1 A と、測定開始の指示を受付けるための測定スイッチ 4 1 B と、測定停止の指示を受付けるための停止スイッチ 4 1 C と、フラッシュメモリ 4 3 に記録された血圧などの情報を読み出す指示を受付けるためのメモリスイッチ 4 1 D とを有する。なお、操作部 4 1 は、被測定者を識別するための I D (Identification) 情報を入力するために操作される I D スイッチ (図示せず) をさらに有してもよい。これにより、被測定者ごとに測定データの記録および読出しをすることができる。 20

【 0 0 2 4 】

エア系 3 0 は、空気袋 2 1 内の圧力 (カフ圧) を検出するための圧力センサ 3 2 と、カフ圧を加圧するために、空気袋 2 1 に空気を供給するためのポンプ 5 1 と、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弁 5 2 とを含む。

【 0 0 2 5 】

本体部 1 0 は、上記エア系 3 0 に関連して、発振回路 3 3 と、ポンプ駆動回路 5 3 と、弁駆動回路 5 4 とをさらに含む。

【 0 0 2 6 】

圧力センサ 3 2 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。 30
なお、圧力センサ 3 2 は、静電容量式に限定されず、たとえば圧電抵抗式であってもよい。発振回路 3 3 は、圧力センサ 3 2 の容量値に応じた発振周波数の信号を C P U 1 0 0 に出力する。C P U 1 0 0 は、発振回路 3 3 から得られる信号を圧力に変換し圧力を検知する。ポンプ駆動回路 5 3 は、ポンプ 5 1 の駆動を C P U 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 C P U 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいて行なう。

【 0 0 2 7 】

ポンプ 5 1、弁 5 2、ポンプ駆動回路 5 3 および弁駆動回路 5 4 は、カフ圧を調整するための調整機構 5 0 を構成する。なお、カフ圧を調整するためのデバイスは、これらに限定されるものではない。 40

【 0 0 2 8 】

データ入出力部 4 6 は、たとえば、着脱可能な記録媒体 1 3 2 からプログラムやデータの読み出しおよび書き込みをする。また / あるいは、データ入出力部 4 6 は、外部の図示しないコンピュータから通信回線を介してプログラムやデータの送受信ができてよい。

【 0 0 2 9 】

角度センサ 6 0 は、たとえば 2 軸の角度センサであり、ピッチ方向の重力加速度センサ 6 0 1 と、ロール方向の重力加速度センサ 6 0 2 とを含む。この場合、角度検出の基準となる「基準方向」は、たとえば鉛直方向である。

【 0 0 3 0 】

A / D コンバータ 6 1 は、2 つの重力加速度センサ 6 0 1、6 0 2 より信号を入力し、 50

それぞれの信号をデジタル信号に変換する。そして、変換したデジタル信号を、独立にCPU100に与える。これにより、CPU100は、測定部位である手首と仮想的な心臓位置とのずれ幅（代表的に高低差）を算出することができる。

【0031】

なお、角度センサ60は、手首に巻き付けられたカフ20の角度を検出することができれば、このような2軸の角度センサでなくてもよく、1軸の角度センサであってもよい。または、特許文献1に記載のように、本体部10だけでなく、別途上腕にも角度センサを設けてもよい。

【0032】

また、本実施の形態における血圧計1は、図1に示されるように、本体部10がカフ20に取り付けられた形態であることとするが、上腕式の血圧計で採用されているような、本体部10とカフ20とがエアチューブ（図2においてエアチューブ31）によって接続される形態のものであってもよい。その場合、本体部10ではなくカフ20に、角度センサ60が設置されればよい。

【0033】

なお、カフ20には空気袋21が含まれることとしたが、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、たと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。

【0034】

また、本実施の形態では、所定の測定部位が手首であることとするが、限定的ではなく、上腕など他の部位であってもよい。

【0035】

（機能構成について）

図3は、本発明の実施の形態に係る血圧計1の機能構成を示す機能ブロック図である。なお、図3には、加圧測定方式すなわち、加圧の際に得られた圧力値に基づいて、血圧値を算出する方式の機能構成が示されている。

【0036】

図3を参照して、CPU100は、その機能として、ずれ算出部101と、報知処理部102と、加圧制御部104と、戻り処理部106と、血圧算出部108と、出力処理部110とを含む。加圧制御部104は、ずれ判断部112を有する。なお、図3には、説明を簡単にするために、CPU100の有する各機能部との間で直接的に信号を授受する周辺のハードウェアのみ示されている。

【0037】

ずれ算出部101は、A/Dコンバータ61より入力された、2つの重力加速度センサ601、602の検出信号に基づいて、手首の高さと仮想的な心臓の高さとの相対的なずれ幅を算出する。具体的には、まず、A/Dコンバータ61より入力される2つの検出信号に基づいて手首のピッチ方向の角度およびロール方向の角度を算出する。そして、算出された角度から心臓と血圧計1の所定の基準位置との高低差（すなわちずれ幅）を算出する。本実施の形態では、特許文献1に記載された手法でずれ幅を算出することとしたが、このような手法に限定されず、公知の手法で実現可能である。ずれ算出部101は、算出したずれ幅の情報を、報知処理部102、加圧制御部104のずれ判断部112、および戻り処理部106に出力する。

【0038】

報知処理部102は、測定開始前に、被測定者の測定姿勢を正しい姿勢に導くために、入力されたずれ幅の情報に基づいて、手首の位置と心臓の位置との関係を報知する処理を行なう。具体的には、たとえば、入力されたずれ幅の情報を表示部40に表示したり、ブザー62にて警告音を発生させる。

【0039】

加圧制御部104は、カフ20内の圧力を特定方向すなわち上昇方向に変化させるための制御を行なう。つまり、ポンプ51を駆動させることでカフ20の加圧制御を行なう。

また、加圧制御部 104 は、加圧制御の際に、発振回路 33 からの信号を入力し、圧脈波を測定する。本実施の形態では、加圧制御部 104 は、加圧制御の際に圧脈波の振幅も算出する。

【0040】

加圧制御部 104 の処理と並行して、判断部 112 は、ずれ算出部 101 より入力されるずれ幅の情報に基づいて、手首の高さと心臓の高さとが所定値以上ずれたか否か、つまり、手首の位置と心臓位置との位置ずれが発生したか否かを判断する。

【0041】

戻り処理部 106 は、ずれ判断部 112 により位置ずれが発生したと判断された場合に、加圧制御を停止し、位置ずれが発生する前の特定圧力値まで減圧する処理を行なう。「特定圧力値」は、たとえば、加圧制御が停止された時点の圧力値から所定値（たとえば 8 mmHg）差し引いた値、または、位置ずれが発生した時点の圧力値から所定値（たとえば 5 mmHg）差し引いた値である。上記 2 つの所定値は、いずれも、位置ずれが発生した時点から 1 ~ 3 拍の時間（成人の標準的な時間）に相当する分、戻るような値であることが好ましい。このような所定値は、たとえば出荷時に、加圧制御の速度に依存して定められてよい。なお、加圧速度が状況や条件等によって変更可能であるような場合には、所定値に限定されず、位置ずれが発生した時点から 1 ~ 3 拍の時間（成人の標準的な時間）に相当する分、戻すための圧力値を算出してもよい。

【0042】

戻り処理部 106 により一部の圧力区間逆方向の圧力制御が行なわれると、再び加圧制御部 104 による加圧制御が実行される。

【0043】

血圧算出部 108 は、加圧制御部 104 により加圧制御中に算出された圧脈波の振幅に基づいて、血圧値、たとえば最高血圧および最低血圧を算出する。測定期間中、戻り処理部 106 による処理が実行されると、血圧算出部 108 は、位置ずれが発生する前に測定された圧脈波の振幅と、加圧制御が再開された後の圧脈波の振幅とに基づいて、血圧値を算出する。算出した血圧値の情報は、出力処理部 110 に出力される。

【0044】

出力処理部 110 は、入力した血圧値の情報を出力する処理を行なう。具体的には、たとえば、表示部 40 に血圧値を表示する。また、フラッシュメモリ 43 に測定の際の日時と対応付けて血圧値を記憶してもよい。

【0045】

なお、上述の各機能ブロックの動作は、メモリ部 42 中に格納されたソフトウェアを実行することで実現されてもよいし、これらの機能ブロックのうち少なくとも 1 つについては、ハードウェアで実現されてもよい。

【0046】

<動作について>

図 4 は、本発明の実施の形態における血圧計 1 が実行する血圧測定処理を示すフローチャートである。図 4 のフローチャートに示す処理は、予めプログラムとしてメモリ部 42 に格納されており、CPU 100 がこのプログラムを読み出して実行することにより、血圧測定処理の機能が実現される。

【0047】

なお、この処理は、電源がオンされた後、測定スイッチ 41B が押下された場合に開始されてよい。測定スイッチ 41B が押下されると、ずれ算出部 101 によるずれ幅の算出処理が別ルーチンで実行されており、算出されたずれ幅の情報が、たとえばメモリ部 42 の所定の領域に上書き記録されていると仮定する。

【0048】

図 4 を参照して、はじめに、CPU 100 は、ゼロセッティングすなわち初期リセットを完了する（ステップ S2）。具体的には、メモリ部 42 の所定の領域を初期化し、空気袋 21 の空気を排気し、圧力センサ 32 の 0 mmHg 補正を行なう。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

次に、報知処理部 1 0 2 が、ずれ算出部 1 0 1 が算出したずれ幅が所定範囲内か否かを判断する（ステップ S 4）。つまり、手首の位置と心臓の位置との高低差が、所定値以上であるか否かが判断される。ずれ幅が所定範囲内でなければ（ステップ S 4 において N O）、ずれ幅が所定範囲内になるように報知し（ステップ S 6）、ステップ S 4 に戻る。ステップ S 6 では、たとえば、表示部 4 0 に、高低差すなわち、手首の高さと心臓の高さとの位置関係を示す情報を表示してもよいし、手首の高さが規定の位置であるか否かを示す情報を表示してもよい。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 6 での報知画面の一例を図 5（a）、（b）、（c）に示す。

図 5（a）を参照して、手首の高さと心臓の高さとがほぼ一致しており、両者のずれ幅が所定範囲内である状態 5 0 1 の場合、たとえば画面 4 0 1 に示されるような 1 つのマーク 4 1 0 が表示される。マーク 4 1 0 は、ハートマークに 1 拍分の脈波が重畳したような形状である。図 5（b）を参照して、手首の位置が心臓の位置よりも所定範囲を越えて下方向にずれている状態 5 0 2 の場合、たとえば画面 4 0 2 に示されるようにハートマーク 4 1 1 の下に、上向きの三角マーク 4 1 2 が表示される。図 5（c）を参照して、手首の位置が心臓の位置よりも所定範囲を越えて上方向にずれている状態 5 0 3 の場合、たとえば画面 4 0 3 に示されるようにハートマーク 4 1 1 の上に、下向きの三角マーク 4 1 3 が表示される。

【 0 0 5 1 】

なお、図 5（b）、（c）に示すような状態 5 0 2、5 0 3 の場合、ブザー 6 2 にて警告音を発生させてもよい。

【 0 0 5 2 】

このように、三角マーク 4 1 3 の位置をずれた方向に一致させ、かつ、三角マーク 4 1 3 の向きにより矢印の機能も果たしている。さらに、ハートマーク 4 1 1 を基準として、三角マーク 4 1 3 の位置を、手首の高さに応じて変えている。したがって、被測定者は、カフ 2 0 を巻き付けた手首を、どちらの方向にどれ位、動かすべきか直感的に把握することができる。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 6 での報知画面の他の例を図 6（a）、（b）に示す。

図 6（a）を参照して、手首の高さと心臓の高さとがほぼ一致した状態（図 5（a）の状態 5 0 1）の場合、画面 4 0 4 に示されるように「高さ O K」というメッセージが表示される。その後、両者のずれ幅が所定範囲を越えた場合、図 6（b）の画面 4 0 5 に示されるように、「高さ O K」というメッセージが非表示とされる。図 6（b）の画面 4 0 5 とともにブザー 6 2 により警告音が発生されてもよい。

【 0 0 5 4 】

なお、特に図 6 に示したような報知形態の場合、報知処理部 1 0 2 は、ずれ幅の大きさに応じて、警告音のパターンを変えてもよい。

【 0 0 5 5 】

再び図 4 を参照して、ずれ幅が所定範囲内になったと判断されると（ステップ S 4 において Y E S）、血圧測定が開始される（ステップ S 8）。

【 0 0 5 6 】

はじめに、加圧制御部 1 0 4 は、カフ 2 0 の加圧を開始する（ステップ S 1 0）。血圧計 1 は加圧測定方式であるため、血圧算出が可能となるように、単位時間当りの圧力増加量が一定となるように、徐々にカフ 2 0 を加圧する制御を行なう。加圧制御部 1 0 4 は、加圧期間中、発振回路 3 3 からの出力に基づいて、圧脈波を取得し、圧脈波の 1 拍ごとに脈波振幅を算出する（ステップ S 1 1）。算出された脈波振幅のデータは、カフ圧データと関連付けられて時系列にメモリ部 4 2 内に記録される。このようなメモリ部 4 2 内の脈波関連情報のデータ構造例については後述する。

【 0 0 5 7 】

加圧期間中、ずれ判断部 112 は、ずれ算出部 101 が算出したずれ幅が所定範囲内か否かを判断する（ステップ S12）。加圧期間中、ずれ幅が所定範囲内であれば（ステップ S12 において YES）、ステップ S14 に進む。一方、加圧制御中、ずれ幅が所定範囲外となると、「戻り処理」が実行される（ステップ S30）。戻り処理については、図 7 および図 8 を参照して後に詳細に説明する。

【0058】

ステップ S14 において、加圧制御部 104 は、所定値（たとえば 200 mmHg）まで加圧されたか否かを判断する。カフ圧が所定値に達していないと判断された場合（ステップ S14 において NO）、ステップ S11 に戻り、上記処理（ステップ S11、S12）を繰り返す。

10

【0059】

カフ圧が所定値に達すると（ステップ S14 において YES）、加圧は停止され（ステップ S16）、カフ 20 内の空気が排気される（ステップ S18）。同時に、血压算出部 108 は、たとえばオシロメトリック法に従い、ステップ S11 で算出された脈波振幅とそのときのカフ圧とに基づいて、血压値（最高血压および最低血压）を算出する（ステップ S20）。なお、測定途中に戻り処理が実行された場合の具体的な血压算出方法については後述する。

【0060】

最後に、出力処理部 110 は、測定結果すなわち算出された最高血压および最低血压を表示および記録する（ステップ S22）。

20

【0061】

なお、本実施の形態では、所定値に達するまで加圧制御を続けることとしたが、リアルタイムで血压値を算出する場合には、最高血压が算出された時点で加圧を終了してもよい。

【0062】

（戻り処理）

ここで、本実施の形態における戻り処理について説明する。

【0063】

図 7 は、本発明の実施の形態の血压測定処理における戻り処理を示すフローチャートである。

30

【0064】

図 7 を参照して、戻り処理部 106 は、まず、カフ 20 の加圧を停止する（ステップ S102）。つまり、ポンプ 51 の駆動を停止する。

【0065】

次に、戻り処理部 106 は、閉じていた弁 52 を徐々に開いていき、測定停止時の圧力値から所定圧分減圧する（ステップ S104）。

【0066】

戻り処理部 106 は、所定圧だけカフ圧を減圧させると、弁 52 を封鎖することにより減圧を停止し、圧力を保持する（ステップ S106）。

【0067】

このようにして位置ずれが発生した時点よりも前の圧力値までカフ圧が戻されると、戻り処理部 106 は、ずれ算出部 101 が算出したずれ幅が所定範囲内になるまで姿勢のガイドを行なうとともに（ステップ S108）、圧脈波が安定したか否かを判断する（ステップ S110）。姿勢のガイドとしては、たとえば、上述のステップ S6 の報知処理と同様の処理を行なうこととしてよい。つまり、手首の高さと心臓の高さとの位置関係を示す情報を表示する処理が行なわれる。これにより、被測定者は、測定姿勢が正常になるように、すなわち手首の高さと心臓の高さとの高低差が所定値内に収まるように、カフ 20 を巻き付けた手首の位置を補正することができる。

40

【0068】

そして、圧脈波が安定すると（ステップ S110 において YES）、メインルーチンに

50

戻る。圧脈波が安定したか否かは、たとえば、圧脈波の振幅値がほぼ一定になったか否か、すなわち前後の振幅値の差が、所定数連続して所定値以下となったか否かで検出可能である。このように、圧脈波が安定したことを検出してから再加圧することで、血圧値の精度をより向上させることができる。

【 0 0 6 9 】

従来は、測定中に姿勢がくずれると、測定精度が保てないためエラー表示をして測定を終了していたが、本実施の形態によると、測定中に姿勢がくずれたとしても、被測定者に手首の位置の補正を導いて測定中止を回避することができる。したがって、被測定者は、始めから測定をやり直す必要がないため、トータルの測定時間を短縮することができる。

【 0 0 7 0 】

10

以上説明したような戻り処理を図 8 を用いてより具体的に説明する。

図 8 は、本発明の実施の形態における血圧測定処理にて実行される戻り処理について説明するための図である。図 8 (a) には、測定期間中に、発振回路 3 3 からの信号に基づいて得られる圧力値が、計時部 4 5 が計時する時間軸に沿って示される。図 8 (b) には、図 8 (a) における 2 つの特徴点 P 1 , P 2 それぞれにおける圧脈波のイメージが示される。

【 0 0 7 1 】

図 8 (a) を参照して、加圧制御が開始され (開始時点を時間 t_0 で表わしている) 、時間 t_1 において異常 (位置ずれ) が検出されたとする (ステップ S 1 2) 。時間 t_1 において、測定された圧脈波は、図 8 (b) に示されるように、それまでの正常な波形とは異なり乱れた波形となっている。

20

【 0 0 7 2 】

位置ずれが発生すると、カフ 2 0 の加圧制御は停止される (ステップ S 1 0 2) 。異常が検出されてから完全に加圧を停止するまでに多少のタイムラグがあるため、時間 t_2 にて加圧が停止されたとする。その時点の圧力値を “ P C a ” と表わす。

【 0 0 7 3 】

圧力値 P C a から減圧する所定の圧力値を “ $\Delta T H p$ ” で表わすと、圧力値は、停止時の圧力値 P C a から所定圧 $\Delta T H p$ を差し引いた圧力値 “ P C b ” まで徐々に減圧される (ステップ S 1 0 4) 。圧力値 P C b まで減圧された時点が時間 t_3 で表わされているとする。所定圧 $\Delta T H p$ は、タイムラグを加味して、位置ずれが発生した特徴点 P 1 の圧力値よりも一定量低くなるような値であるため、圧力値 “ P C b ” は、特徴点 P 1 の圧力値よりも一定量低い値ともいえる。

30

【 0 0 7 4 】

圧力値 P C b まで一旦減圧されると、圧脈波が安定するまでその圧力値 P C b が維持される (ステップ S 1 0 6) 。時間 $t_3 \sim t_4$ の間で圧脈波の安定が検出されると、再び加圧が開始される (ステップ S 1 1 0 で Y E S , ステップ S 1 0) 。加圧が再開されてからの、位置ずれが発生した特徴点 P 1 と同じ圧力レベルの特徴点 P 2 (時間 t_5) においては、図 8 (b) に示されるように、測定された圧脈波は本来の正常な波形となる。

【 0 0 7 5 】

図 8 に示したような戻り処理が測定途中に挿入された場合、異常検出前の加圧制御において圧力値 P C b であった時点を時間 t_a と表わすと、血圧算出部 1 0 8 は、時間 $t_0 \sim t_a$ までに検出された圧脈波情報に基づく振幅値と、時間 $t_4 \sim t_6$ までに検出された圧脈波情報に基づく振幅値とに基づいて、最高血圧 (図中 “ S Y S ”) および最低血圧 (図中 “ D I A ”) を算出することができる。

40

【 0 0 7 6 】

ここで、測定途中に戻り処理が実行された場合の、血圧算出部 1 0 8 による血圧算出方法について、図 9 を参照しながら説明する。

【 0 0 7 7 】

図 9 は、測定期間中にメモリ部 4 2 に記憶される圧脈波関連情報のデータ構造の一例を示す図である。

50

【 0 0 7 8 】

図 9 を参照して、圧脈波関連情報には、4 つの項目、すなわち、時間データを示す項目 9 1 と、カフ圧データを示す項目 9 2 と、算出された脈波振幅データを示す項目 9 3 と、中断フラグの項目 9 4 とが含まれる。カフ圧データは、制御値としてのカフ圧であり、脈波振幅データは、ステップ S 1 1 で算出された脈波振幅の値を表わす。時間データとカフ圧データと脈波振幅データとが、対応付けられて記憶されている。なお、脈波振幅データは、カフ圧データと関連付けられていればよい。なお、脈波振幅データには、「 0 」も含む数値が記録されるものとする。

【 0 0 7 9 】

中断フラグ (1 または 0) は、対応する脈波振幅を血圧算出に用いるか否かを識別するためのフラグである。中断フラグ、たとえば時間データ (またはカフ圧データ) に対応付けられて記憶されればよく、初期値として “ 0 ” が記憶される。

10

【 0 0 8 0 】

図 9 (a) に、測定 (加圧) 開始から再加圧開始まで ($t_0 \sim t_4$) の圧脈波関連情報が示され、図 9 (b) に、再加圧開始から測定終了まで ($t_4 \sim t_6$) の圧脈波関連情報が示されているとする。なお、図 9 (b) において、再加圧が開始されたときの時間データを例として “ 1 0 1 ” としている。

【 0 0 8 1 】

図 9 (a) を参照して、時間データ “ 1 0 ” の時点で加圧が停止されたと仮定する。この場合、時間データ “ 1 0 ” に対応するカフ圧データ $PC(10)$ が、図 8 (a) の圧力値 PCa に相当する。

20

【 0 0 8 2 】

仮に、カフ圧データ $PC(10)$ から、所定圧 ΔTHp 差し引いた圧力値が、たとえばカフ圧データ $PC(6)$ の値であるとする。そうすると、 $PC(6)$ 以降、再加圧がされるまでの間、つまり、時間データ “ 6 ” から “ 1 0 0 ” までの中断フラグを “ 1 ” にセットする。

【 0 0 8 3 】

このような場合、図 9 (a) のデータのうち、中断フラグが “ 1 ” である時間データ “ 6 ” 以降のデータ群 9 7 は血圧算出に用いられない。血圧算出部 1 0 8 は、中断フラグが “ 0 ” である時間データを用いて血圧値を算出する。つまり、図 9 (a) の時間データ “ 1 ” ~ “ 5 ” までのデータ群 9 6 と図 9 (b) の全データとをつなぎ合わせることで、血圧値が算出される。より具体的には、図 9 (a) の振幅データ $AM(1) \sim AM(5)$ 、および、図 9 (b) の振幅データ $AM(101)$ 以降の値に基づいて、最高血圧および最低血圧を算出する。

30

【 0 0 8 4 】

このように、本実施の形態によると、測定の途中で姿勢がくずれたとしても、正しい姿勢の際の振幅データのみが血圧算出に用いられるため、測定精度を良好に保つことができる。

【 0 0 8 5 】

なお、本実施の形態では、加圧制御中に算出された脈波振幅を用いて血圧値を算出することとしたが、加圧制御中はカフ圧データ (圧脈波データ) のみを記録し、測定終了後につなぎ合わせたカフ圧データより脈波振幅を算出することで、血圧値を算出してもよい。

40

【 0 0 8 6 】

なお、本実施の形態では、停止位置の圧力値から所定値 (たとえば 8 mmHg) 減圧したが、位置ずれ発生時の圧力値から所定値 (たとえば 5 mmHg) 減圧することとしてもよい。

【 0 0 8 7 】

または、本実施の形態では、停止位置の圧力値から所定値だけ減圧することとしたが、たとえば 3 拍分前の時点の圧力値を推定し、推定した圧力値まで減圧することとしてもよい。被測定者の 1 拍当りの時間から、3 拍分前の時点の圧力値を推定することが可能であ

50

る。この場合、位置ずれが発生した時点よりも所定拍分前の圧力値が、上記特定圧力値に対応する。

【0088】

または、減圧の際に圧脈波の振幅を算出し、位置ずれ発生直前の圧脈波の振幅値と算出した振幅値との差が所定値以内になった時点で減圧を停止してもよい。この場合、位置ずれが発生直前の振幅値との差が所定値以内である圧力値が、上記特定圧力値に対応する。

【0089】

上記実施の形態では、加圧測定方式を例に説明したが、減圧測定方式にも適用することができる。つまり、異常が発生して減圧を停止すると、停止時の圧力値から所定圧分加圧して、手首の高さの補正がされてから減圧を再開することとしてよい。

10

【0090】

また、上記実施の形態では、位置ずれ発生時の圧力値にかかわらず、戻り処理をすることとしたが、高い圧力値で加圧を中断すると、被測定者が苦痛を感じる恐れも考えられる。したがって、所定値（たとえば130mmHg）より高い圧力値で位置ずれが発生した場合には、エラー表示とし、測定のやり直しを促してもよい。

【0091】

または、測定精度をより向上させるために、血圧算出に用いられることが推定される圧力区間（たとえば60～150mmHg）において位置ずれが発生した場合には、エラー表示とし、測定のやり直しを促してもよい。

【0092】

20

または、異常を検出して加圧（減圧）を停止してから、再加圧（減圧）するまでに特定時間を超えると、排気して測定中止としてもよい。また、当該特定時間は、異常検出時の圧力値に応じて変更できてもよい。具体的には、たとえば、異常検出時の圧力値と、時間とを対応付けたデータテーブルをメモリ部42に予め格納しておけば、実現可能である。

【0093】

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特許請求の範囲によって示され、特許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。

【図面の簡単な説明】

30

【0094】

【図1】本発明の実施の形態に係る血圧計の外観斜視図である。

【図2】本発明の実施の形態に係る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3】本発明の実施の形態に係る血圧計の機能構成を示す機能ブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態における血圧計が実行する血圧測定処理を示すフローチャートである。

【図5】測定部位と心臓との位置関係を報知する画面の一例を示す図である。

【図6】測定部位と心臓との位置関係を報知する画面の他の例を示す図である。

【図7】本発明の実施の形態の血圧測定処理における戻り処理を示すフローチャートである。

40

【図8】本発明の実施の形態における血圧測定処理にて実行される戻り処理について説明するための図である。

【図9】測定期間中にメモリ部に記憶される圧脈波関連情報のデータ構造の一例を示す図である。

【符号の説明】

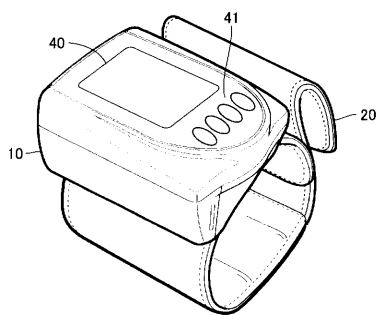
【0095】

1 電子血圧計、10 本体部、20 カフ、21 空気袋、30 エア系、31 エアチューブ、32 圧力センサ、33 発振回路、40 表示部、41 操作部、41A 電源スイッチ、41B 測定スイッチ、41C 停止スイッチ、41D メモリスイッ

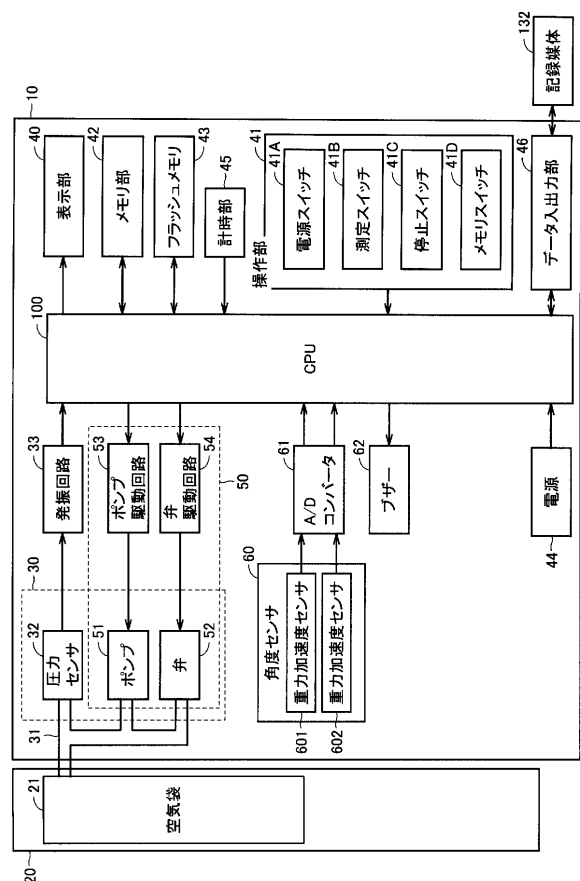
50

チ、４２ メモリ部、４３ フラッシュメモリ、４４ 電源、４５ 計時部、４６ データ入出力部、５０ 調整機構、５１ ポンプ、５２ 弁、５３ ポンプ駆動回路、５４ 弁駆動回路、６０ 角度センサ、６１ Ａ／Ｄコンバータ、６２ ブザー、１００ ＣＰＵ、１０１ ずれ算出部、１０２ 報知処理部、１０４ 加圧制御部、１０６ 戻り処理部、１０８ 血圧算出部、１１０ 出力処理部、１１２ ずれ判断部、１３２ 記録媒体、６０１、６０２ 重力加速度センサ。

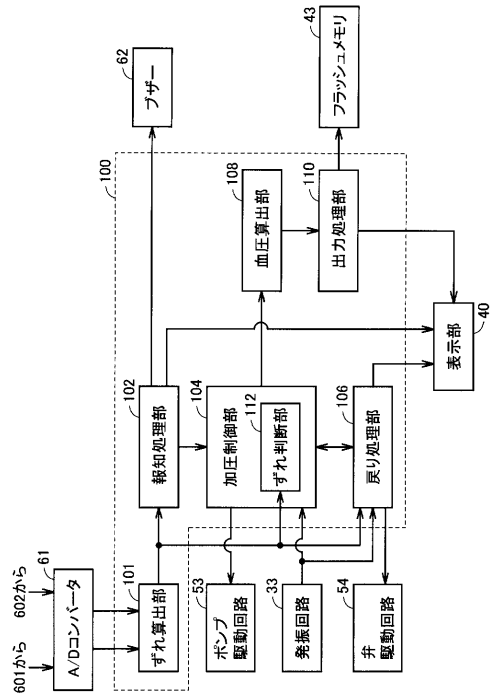
【 図 1 】



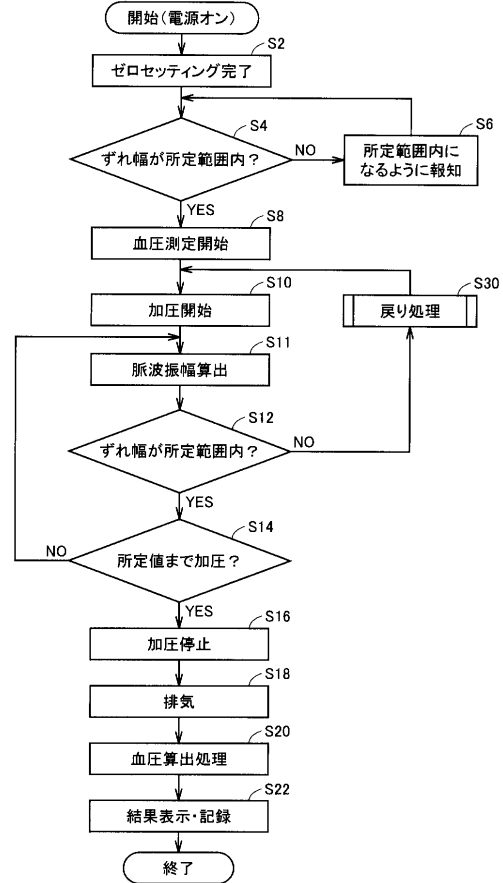
【 図 2 】



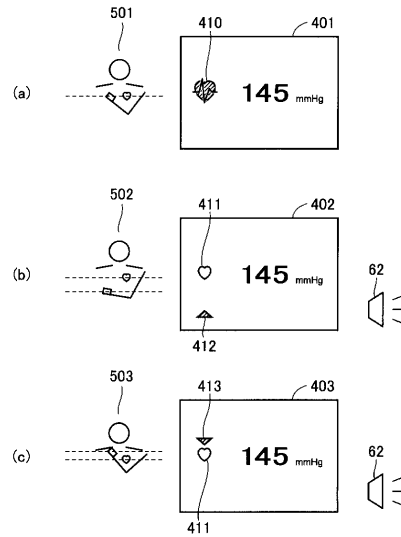
【図 3】



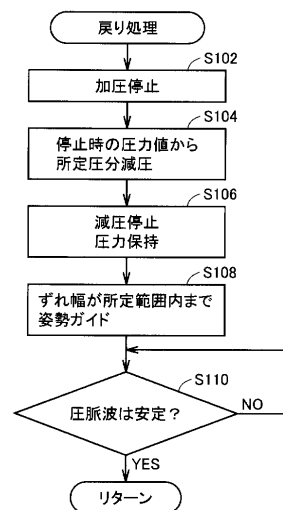
【図 4】



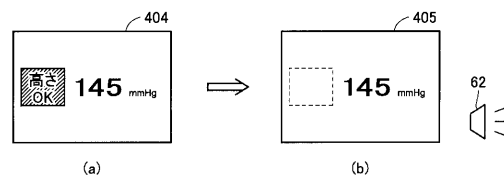
【図 5】



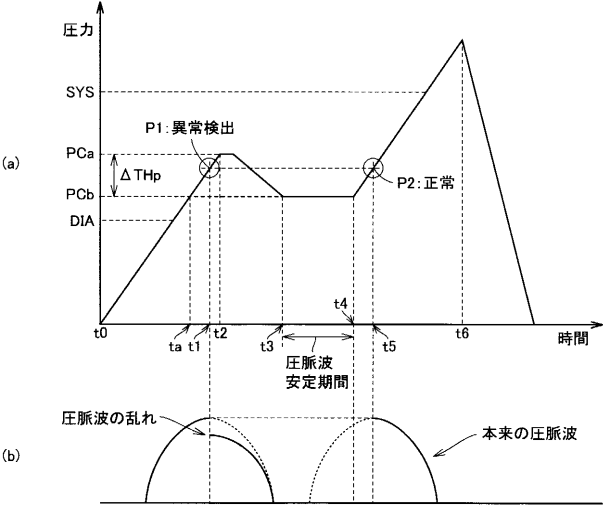
【図 7】



【図 6】



【 図 8 】



【 図 9 】

94	中断 フラグ	0	0	0	0	...	0
93	振幅データ	AM(1)	AM(2)	AM(3)	AM(4)	...	AM(n)
92	カフ圧データ	PC(101) = PCb	PC(102)	PC(103)	PC(104)	...	PC(n)
91	時間データ	101	102	103	104	...	n

(b)

94	中断 フラグ	0	0	0	0	0	1	1	1	1	...	
93	振幅データ	AM(1)	AM(2)	AM(3)	AM(4)	AM(5)	AM(6)	AM(7)	AM(8)	AM(9)	AM(10)	...
92	カフ圧データ	PC(1)	PC(2)	PC(3)	PC(4)	PC(5)	PC(6) = PCb	PC(7)	PC(8)	PC(9)	PC(10) = PCa	...
91	時間データ	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	...

(a)

96 { 1, 2, 3, 4, 5 }

97 { 6, 7, 8, 9, 10 }

フロントページの続き

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 將行

(74)代理人 100111246

弁理士 荒川 伸夫

(72)発明者 河野 篤志

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内

(72)発明者 澤野井 幸哉

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

F ターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AC03 AD01 AD09 AD14 BD05 BD08 DE01 FF08