

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5092885号
(P5092885)

(45) 発行日 平成24年12月5日 (2012. 12. 5)

(24) 登録日 平成24年9月28日 (2012. 9. 28)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/0225 (2006. 01)

A 6 1 B 5/022 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 3 6 F

A 6 1 B 5/02 3 3 7 B

A 6 1 B 5/02 3 3 8 B

A 6 1 B 5/02 3 3 7 E

請求項の数 12 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2008-128698 (P2008-128698)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成20年5月15日 (2008. 5. 15)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2009-273716 (P2009-273716A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地
(43) 公開日	平成21年11月26日 (2009. 11. 26)	(74) 代理人	100064746
審査請求日	平成23年4月22日 (2011. 4. 22)		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
		(74) 代理人	100109162
			弁理士 酒井 将行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子血圧計

(57) 【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、
 前記カフ内の圧力を加圧および減圧により調整するための調整手段と、
 前記カフ内の圧力を検出するための圧力検出手段と、
 制御手段とを備え、
 前記制御手段は、
 前記調整手段を制御して、特定の圧力値まで前記カフ内の圧力を加圧するための制御を行なう加圧制御手段と、

前記カフ内の圧力が前記特定の圧力値に達した場合に、前記調整手段を制御して、前記カフ内の圧力を減圧するための制御を行なう減圧制御手段とを含み、

前記減圧制御手段は、前記被測定者の最高血圧相当値を含む第1の圧力区間、および、最低血圧相当値を含む第2の圧力区間のうち少なくとも一方を、単位時間当たり第1の圧力変化量で減圧し、第3の圧力区間を、前記第1の圧力変化量よりも大きい第2の圧力変化量で減圧し、

前記減圧制御手段は、

脈拍数相当値および所定の第1の計算式に基づいて、前記第1の圧力変化量を算出する手段と、

前記脈拍数相当値、前記最高血圧相当値、前記最低血圧相当値および所定の第2の計算式に基づいて、前記第2の圧力変化量を算出する手段と、を有し、

10

20

前記制御手段は、

前記減圧制御手段による減圧中に、前記圧力検出手段からの出力に基づいて、前記被測定者の血圧値を算出するための算出手段をさらに含む、電子血圧計。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記第 1 および第 2 の圧力区間を決定するための決定手段をさらに含む、

前記決定手段は、前記最高血圧相当値の前後所定の圧力幅を、前記第 1 の圧力区間とし、前記最低血圧相当値の前後前記所定の圧力幅を、前記第 2 の圧力区間として決定する、請求項 1 に記載の電子血圧計。

【請求項 3】

前記第 3 の圧力区間は、前記特定の圧力値を始点とする減圧制御区間のうち、前記第 1 および／または第 2 の圧力区間を除いた区間を表わす、請求項 1 または 2 に記載の電子血圧計。

【請求項 4】

前記減圧制御手段は、さらに、平均血圧相当値を含む第 4 の圧力区間を前記第 1 の圧力変化量で減圧し、

前記第 3 の圧力区間は、前記特定の圧力値を始点とする減圧制御区間のうち、前記第 1、第 2 および／または第 4 の圧力区間を除いた区間を表わす、請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記加圧制御手段による加圧中に、前記圧力検出手段からの出力に基づいて、前記最高血圧相当値および前記最低血圧相当値を推定するための推定手段をさらに含む、請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項 6】

前記推定手段は、前記脈拍数相当値および平均血圧相当値のうち少なくとも一方をさらに推定する、請求項 5 に記載の電子血圧計。

【請求項 7】

前記カフにより圧迫された前記測定部位の動脈から発するコロトコフ音を検出するための音検出手段をさらに備え、

前記算出手段は、前記圧力検出手段および前記音検出手段からの出力に基づいて、前記被測定者の血圧値を算出する、請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項 8】

被測定者の所定の測定部位に巻き付けるためのカフと、

前記カフ内の圧力を加圧および減圧により調整するための調整手段と、

前記カフ内の圧力を表わす圧力信号を検出するための圧力検出手段と、

制御手段とを備え、

前記制御手段は、前記調整手段を制御して、特定の圧力値まで前記カフ内の圧力を加圧するための加圧制御手段を含み、

前記加圧制御手段は、前記被測定者の最高血圧相当値を含む第 1 の圧力区間、および、最低血圧相当値を含む第 2 の圧力区間のうち少なくとも一方を、単位時間当り第 1 の圧力変化量で加圧し、第 3 の圧力区間を、前記第 1 の圧力変化量よりも大きい第 2 の圧力変化量で加圧し、

前記加圧制御手段は、

脈拍数相当値および所定の第 1 の計算式に基づいて、前記第 1 の圧力変化量を算出する手段と、

前記脈拍数相当値、前記最高血圧相当値、前記最低血圧相当値および所定の第 2 の計算式に基づいて、前記第 2 の圧力変化量を算出する手段と、を有し、

前記制御手段は、

前記加圧制御手段による加圧中に、前記圧力検出手段からの出力に基づいて、前記被測定者の血圧値を算出するための算出手段をさらに含む、

10

20

30

40

50

前記算出手段により算出された血压値を測定データとして記憶するための記憶手段を、さらに備え、

前記最高血压相当値、前記最低血压相当値および前記脈拍数相当値は、前記記憶手段に記憶された前記測定データに基づく値、または外部入力により受付けた値である、電子血压計。

【請求項 9】

前記算出手段により算出された血压値を測定データとして記憶するための記憶手段を備え、

前記最高血压相当値、前記最低血压相当値および前記脈拍数相当値は、前記記憶手段に記憶された前記測定データに基づく値である、請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の電子血压計。

10

【請求項 10】

前記算出手段により算出された血压値を測定データとして記憶するための記憶手段を備え、

前記平均血压相当値は、前記記憶手段に記憶された前記測定データに基づく値である、請求項 4 に記載の電子血压計。

【請求項 11】

外部より前記最高血压相当値、前記最低血压相当値および前記脈拍数相当値の入力を受付ける、請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の電子血压計。

【請求項 12】

外部より前記平均血压相当値の入力を受付ける、請求項 4 に記載の電子血压計。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子血压計に関し、特に、オシロメトリック法またはマイクロホン法に従い血压を測定する電子血压計に関する。

【背景技術】

【0002】

血压は循環器疾患を解析する指標の一つであり、血压に基づいてリスク解析を行うことは、たとえば脳卒中、心不全および心筋梗塞などの心血管系の疾患の予防に有効である。特に、家庭などの院外での血压測定は、毎日同じ時間に、安定した環境で、長期間にわたり実行することが可能であることから、心血管系疾患の予測能力が高いことが判明している。したがって、医療の現場でも家庭血压を重要視する傾向にある。

30

【0003】

従来の電子血压計は、測定部位に巻かれたカフ内の圧力を最高血压より高く加圧する。その後、カフ内の圧力を徐々に減圧していく過程において、動脈で発生する脈動をカフを介して圧力センサで検出する。そして、カフ内の圧力（カフ圧）とその時の脈動の大きさ（脈波振幅）とに所定のアルゴリズムを適用して、最高血压と最低血压とを決定している（オシロメトリック法）。オシロメトリック法に従う血压算出方法は、脈波振幅が、カフ圧が最高血压付近で急激に増加し、最低血压付近で急激に減少する特徴を利用している（たとえば特許文献 1）。

40

【0004】

また、カフ内の圧力の加減圧中の血流の変化に依存して発生および消失する血流音（コロトコフ音）を、マイクロホン等のコロトコフ音検出器で検出することにより、最高血压と最低血压とを決定するものもある（マイクロホン法）。マイクロホン法に従う血压算出方法は、コロトコフ音が最高血压で発生し、最低血压付近で消失（もしくは微弱）する特徴を利用している（たとえば特許文献 2）。

【0005】

これら従来の電子血压計での減圧の方法は、次の 2 通りがある。一つ目は、一定速度で減圧（等速減圧）する方法である（たとえば特許文献 1，3）。二つ目は、一定間隔の圧

50

力で段階的に減圧（ステップ減圧）する方法である（たとえば特許文献4）。

【0006】

オシロメトリック法に従う電子血圧計は、前述のとおり加減圧中に出現する脈波振幅の変化に基づいて血圧を決定している。したがって、加減圧中に取得する脈波振幅の数が多いほど測定精度が向上する。特許文献3には、最高血圧と最低血圧との間、すなわち脈圧間に、5個以上の脈波振幅の情報があれば良いとし、そのような規定に基づいて減圧速度を設定することが開示されている。

【0007】

しかしながら、実際の測定においては、被測定者が体を動かしてしまったり、不規則な脈波などによって、脈波振幅の情報が使用不可能となることがある。また、脈波振幅にノイズが混入したり、脈波振幅が欠落したりすることがある。このような場合、他の脈波振幅の情報より所定の演算（例：スプライン関数補間など）で補正を行なった上で、血圧を算出する必要がある。たとえば特許文献5では、対象となる脈波振幅に対応するカフ圧と、周辺脈波振幅に対応するカフ圧との圧力距離から重み係数を求め、周辺脈波振幅に重み係数を乗じて補正している。そして、対象の脈波振幅と重み付けされた周辺振幅とを用いて移動平均計算することで、血圧算出に用いられる脈波振幅列の包絡線を平滑化している。

10

【特許文献1】特公平3-81375号公報

【特許文献2】特公平2-39249号公報

【特許文献3】特許第3149873号公報

20

【特許文献4】特公平5-54782号公報

【特許文献5】特公平5-317274号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献5のように脈波振幅を補正する場合、数少ない情報をもとに補正するため、測定（算出）される血圧値には誤差が生じる恐れがある。従って、測定精度を向上するためには、補正をしなくてもいいよう、できるだけ遅い速度で減圧（または加圧）する必要がある。

【0009】

30

マイクロホン法に従い血圧を測定する場合も同様で、コロトコフ音は脈動によって発生するため、全てのコロトコフ音を検出するためには、減圧速度を1拍あたり2～3mmHgとする必要がある。

【0010】

上記は、等速減圧について述べたが、ステップ減圧の場合も同じである。すなわち、測定精度を向上させるためには、減圧する圧力間隔を可能なかぎり小さく（具体的には2～3mmHg）とする必要がある。

【0011】

しかしながら、いずれの方法を用いたとしても、単位時間当りの圧力変化量を小さくすると（減圧または加圧速度を遅くすると）、測定部位を圧迫する時間が長くなってしまう。そうすると、被測定者は不快感や痛みを感じることになる。

40

【0012】

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、オシロメトリック法またはマイクロホン法により、短時間で、かつ、高精度に血圧を測定する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】

【0013】

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、カフ内の圧力を加圧および減圧により調整するための調整手段と、カフ内の圧力を検出するための圧力検出手段と、制御手段とを備え、制御手段は、調整手段を制御し

50

て、特定の圧力値までカフ内の圧力を加圧するための制御を行なう加圧制御手段と、カフ内の圧力が特定の圧力値に達した場合に、調整手段を制御して、カフ内の圧力を減圧するための制御を行なう減圧制御手段とを含み、減圧制御手段は、被測定者の最高血圧相当値を含む第1の圧力区間、および、最低血圧相当値を含む第2の圧力区間のうち少なくとも一方を、単位時間当たり第1の圧力変化量で減圧し、第3の圧力区間を、第1の圧力変化量よりも大きい第2の圧力変化量で減圧し、制御手段は、減圧制御手段による減圧中に、圧力検出手段からの出力に基づいて、被測定者の血圧値を算出するための算出手段をさらに含む。

【0014】

好ましくは、制御手段は、第1および第2の圧力区間を決定するための決定手段をさらに含み、決定手段は、最高血圧相当値の前後所定の圧力幅を、第1の圧力区間とし、最低血圧相当値の前後所定の圧力幅を、第2の圧力区間として決定する。

10

【0015】

好ましくは、第3の圧力区間は、特定の圧力値を始点とする減圧制御区間のうち、第1および／または第2の圧力区間を除いた区間を表わす。

【0016】

好ましくは、減圧制御手段は、脈拍数相当値および所定の第1の計算式に基づいて、第1の圧力変化量を算出する手段を有する。

【0017】

好ましくは、減圧制御手段は、脈拍数相当値、最高血圧相当値、最低血圧相当値および所定の第2の計算式に基づいて、第2の圧力変化量を算出する手段を有する。

20

【0018】

好ましくは、減圧制御手段は、さらに、平均血圧相当値を含む第4の圧力区間を第1の圧力変化量で減圧し、第3の圧力区間は、特定の圧力値を始点とする減圧制御区間のうち、第1、第2および／または第4の圧力区間を除いた区間を表わす。

【0019】

好ましくは、制御手段は、加圧制御手段による加圧中に、圧力検出手段からの出力に基づいて、最高血圧相当値および最低血圧相当値を推定するための推定手段をさらに含む。

【0020】

好ましくは、推定手段は、脈拍数相当値および平均血圧相当値のうち少なくとも一方をさらに推定する。

30

【0021】

好ましくは、カフにより圧迫された測定部位の動脈から発するコロトコフ音を検出するための音検出手段をさらに備え、算出手段は、圧力検出手段および音検出手段からの出力に基づいて、被測定者の血圧値を算出する。

【0022】

この発明の他の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、カフ内の圧力を加圧および減圧により調整するための調整手段と、カフ内の圧力を表わす圧力信号を検出するための圧力検出手段と、制御手段とを備え、制御手段は、調整手段を制御して、特定の圧力値までカフ内の圧力を加圧するための加圧制御手段を含み、加圧制御手段は、被測定者の最高血圧相当値を含む第1の圧力区間、および、最低血圧相当値を含む第2の圧力区間のうち少なくとも一方を、単位時間当たり第1の圧力変化量で加圧し、第3の圧力区間を、第1の圧力変化量よりも大きい第2の圧力変化量で加圧し、制御手段は、加圧制御手段による加圧中に、圧力検出手段からの出力に基づいて、被測定者の血圧値を算出するための算出手段をさらに含む。

40

【0023】

好ましくは、算出手段により算出された血圧値を測定データとして記憶するための記憶手段をさらに備え、最高血圧相当値、最低血圧相当値、脈拍数相当値および平均血圧相当値は、記憶手段に記憶された測定データに基づく値である。

【0024】

50

好ましくは、外部より最高血圧相当値、最低血圧相当値、脈拍数相当値および平均血圧相当値の入力を受付けるための入力手段をさらに備える。

【発明の効果】

【0025】

本発明によると、短時間で、かつ、高精度に血圧を測定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

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。

【0027】

10

本実施の形態における電子血圧計（以下「血圧計」という）は、オシロメトリック法により血圧を測定する。はじめに、図15を用いてオシロメトリック法による一般的な血圧測定方法を説明する。

【0028】

図15（A）には、従来の血圧測定方法において、徐々に加圧および減圧されるカフ圧（単位：mmHg）が時間軸に沿って示され、（B）には、同一の時間軸に沿って、カフ圧に重畳する脈波振幅（単位：mmHg）が部分的に示されている。

【0029】

図15を参照して、従来の一般的な血圧計では、被測定者の最高血圧（最高血圧相当値）以上（図中「PC1」）までカフ圧を加圧した後で、一定の速度で減圧する。そして、徐々に減圧する段階で、検出されるカフ圧に重畳する脈波振幅に所定のアルゴリズムを適用して最高血圧および最低血圧を算出する。オシロメトリック法では、カフ圧の減圧（または加圧）中に脈波振幅が最大となった点MAXに対応するカフ圧が平均血圧（図中「MAP」）であることが判明している。脈波振幅最大点が検出されると、最大点MAXに所定の定数（たとえば0.5）を乗じた値を閾値TH_{SYS}とし、最大点MAXに所定の定数（たとえば0.7）を乗じた値を閾値TH_{DIA}とする。脈波振幅の包絡線600と閾値TH_{SYS}とが交わる点に対応する、平均血圧（MAP）よりも高いカフ圧を最高血圧（図中「SYS」）と決定する。脈波振幅の包絡線600と閾値TH_{DIA}とが交わる点に対応する、平均血圧（MAP）よりも低いカフ圧を最低血圧（図中「DIA」）と決定する。

20

30

【0030】

減圧速度（単位時間当りの圧力変化量）を一定にすると、脈波振幅の検出間隔も一定となる。血圧の測定精度を上げるには、単位時間当りの脈波振幅の数を多くするために減圧速度を遅くする必要がある。しかしながら、長時間の測定部位の圧迫による被測定者の不快感を排除するためには、上述のように、減圧速度を速くすることが望ましい。

【0031】

そこで、本実施の形態における血圧計は、単位時間当りの圧力変化量を、最高血圧相当値および最低血圧相当値付近とそれ以外とで変えることで、短期間でかつ高精度に血圧を測定する。本実施の形態では、等速減圧における減圧速度を変えて血圧を測定する。なお、ステップ減圧における圧力間隔を変えて血圧を測定するものであってもよい。

40

【0032】

本実施の形態において、「最高血圧相当値」および「最低血圧相当値」とは、各々、血圧値測定（算出）の前に取得され得る値であり、本実施の形態では、加圧時に推定された血圧値を表わすものとする。

【0033】

以下、本実施の形態における血圧計について、詳細に説明する。なお、本実施の形態における血圧計は、マイクロホン法により血圧を測定するものであってもよい。

【0034】

<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血圧計1の外観および構成について説明する。

50

【0035】

(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。

【0036】

図1を参照して、血圧計1は、本体部10と、被測定者の手首に巻き付け可能なカフ20とを備える。本体部10はカフ20に取り付けられている。本体部10の表面には、たとえば液晶等により構成される表示部40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41とが配置されている。操作部41は、たとえば複数のスイッチを含む。

【0037】

なお、本実施の形態において、カフ20は、被測定者の手首に装着されるものとして説明する。しかしながら、カフ20が装着される部位（測定部位）は、手首に限定されるものではなく、たとえば、上腕であってもよい。

【0038】

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を例に説明する。しかしながら、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。

【0039】

(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。

【0040】

図2を参照して、血圧計1のカフ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30に接続される。

【0041】

本体部10は、上述の表示部40および操作部41に加え、エア系30と、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）100と、CPU100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42と、測定された血圧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）43と、CPU100に電力を供給するための電源44と、計時動作を行なう計時部45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46とを含む。

【0042】

操作部41は、電源をONまたはOFFするための指示の入力を受付ける電源スイッチ41Aと、測定開始の指示を受付けるための測定スイッチ41Bと、測定停止の指示を受付けるための停止スイッチ41Cと、フラッシュメモリ43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41Dとを有する。なお、操作部41は、被測定者を識別するためのID（Identification）情報を入力するために操作されるID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。

【0043】

エア系30は、空気袋21内の圧力（カフ圧）を検出するための圧力センサ32と、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と、空気袋21の空気を排出または封入するために開閉される弁52とを含む。

【0044】

本体部10は、上記エア系30に関連して、発振回路33と、ポンプ駆動回路53と、弁駆動回路54とをさらに含む。

【0045】

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をCPU100に出

10

20

30

40

50

力する。CPU100は、発振回路33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53は、ポンプ51の駆動をCPU100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54は弁52の開閉制御をCPU100から与えられる制御信号に基づいて行なう。

【0046】

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機構50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。

【0047】

データ入出力部46は、たとえば、着脱可能な記録媒体132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46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。

【0048】

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。

【0049】

血圧計1がマイクロホン法にて血圧を測定する場合、血圧計1は、マイクロホン等の音センサ72と、音センサ72からの信号を受信し、コロトコフ音を検出するためのコロトコフ音検出回路74とをさらに備えればよい。音センサ72は、カフ20に内蔵され、コロトコフ音検出回路74は、本体部10に内蔵される。コロトコフ音検出回路74が検出したコロトコフ音は、CPU100に出力される。

【0050】

なお、本実施の形態では、オシロメトリック法により血圧を算出するため、図2中、音センサ72とコロトコフ音検出回路74とを含むマイクロホン法用の測定デバイス70は、血圧計1には備えられないものとする。

【0051】

(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。

【0052】

図3を参照して、CPU100は、加圧制御部102と、血圧推定部104と、区間決定部106と、減圧制御部108と、血圧算出部110とを含む。なお、図3には、説明を簡単にするために、これらの機能ブロックとの間で直接的に信号やデータが授受される周辺のハードウェアのみ示されている。

【0053】

加圧制御部102は、ポンプ駆動回路53および弁駆動回路54を制御して、特定の圧力値までカフ20内の圧力の加圧制御を行なう。

【0054】

「特定の圧力値」とは、所定値（たとえば200mmHg）であってもよいし、後述する血圧推定部104により推定された最高血圧（最高血圧相当値）よりも所定値（たとえば40mmHg）だけ高い値であってもよい。あるいは、ユーザ（被測定者）が測定スイッチ41Bを押し続けている間、加圧を続けるとしてもよく、その場合、特定の圧力値は、測定スイッチ41Bの押下が解除された時点のカフ圧であってもよい。本実施の形態において特定の圧力値は、所定値“PC1”であるものとする。

【0055】

加圧制御部102は、所定の速度すなわち一定の速度で加圧する。加圧時の単位時間当りの圧力変化量は、減圧時の単位時間当りの圧力変化量よりも大きい。これは、一回の血圧測定時間を短くして、測定部位圧迫による被測定者の不快感を低減するためである。

【0056】

血圧推定部104は、加圧中に、所定のアルゴリズムを適用して、最高血圧、最低血圧

10

20

30

40

50

および脈拍数を推定（算出）する。加圧中の血圧および脈拍数の推定は、従来からも行なわれており、その手法は、特に限定されるものでない。本実施の形態において、血圧の推定方法は、図 15 を参照して説明した上述の血圧算出方法と同様であってよい。

【0057】

加圧時に最高血圧および最低血圧を「推定する」とするのは次の理由による。減圧測定方式においては、カフ圧はできるだけ速く最高血圧以上に加圧する必要がある。そのため、加圧中に得られる脈波振幅の数は非常に少なく、2～3 個程度しか得られないため、正確な血圧測定が不可能なためである。

【0058】

このように、血圧推定部 104 により推定された最高血圧、最低血圧および脈拍数は、それぞれ、最高血圧相当値、最低血圧相当値および脈拍数相当値という。

10

【0059】

区間決定部 106 は、血圧推定部 104 により推定された最高血圧相当値および最低血圧相当値に基づいて、低速で減圧する圧力区間（以下「低速減圧区間」という）を決定する。より具体的には、最高血圧相当値の前後所定間隔（たとえば 5 mmHg）と、最低血圧相当値の前後所定間隔（たとえば 5 mmHg）とを、低速減圧区間として決定する。

【0060】

減圧制御部 108 は、カフ圧が特定の圧力値に達すると、弁駆動回路 54 を制御して、カフ圧の減圧制御を行なう。減圧制御部 108 は、区間決定部 106 により決定された低速減圧区間を、第 1 の速度で減速し、減圧制御区間のうち低速減圧区間以外の圧力区間を、第 1 の速度よりも速い第 2 の速度で減圧する。

20

【0061】

ここで「減圧制御区間」とは、上記特定の圧力値を始点とし、最低血圧以下を終点とする区間を表わす。減圧制御区間の終点は、所定値（たとえば 0 mmHg）であってもよいし、最低血圧が決定された時点であってもよい。

【0062】

第 1 の速度および第 2 の速度は、各々、固定的な値（たとえば、第 1 の速度：3 mmHg/sec、第 2 の速度：11 mmHg/sec）であってもよいし、血圧推定部 104 での推定結果に基づいて計算されてもよい。

【0063】

30

血圧算出部 110 は、減圧制御部 108 による減圧制御と並行して、図 15 を参照して説明した血圧算出方法により、最高血圧および最低血圧を算出する。血圧算出部 110 は、さらに、公知の手法により脈拍数を算出してもよい。算出された各値は、表示部 40 に表示され、また、フラッシュメモリ 43 の測定結果記憶領域 431 に測定データとして記憶される。測定結果記憶領域 431 のデータ構造例を、図 4 に示す。

【0064】

図 4 を参照して、測定値と測定日時とが対応付けられたレコードが、測定データ M1～Mm（ただし、m=1, 2, 3, …）として格納される。各測定データには、最高血圧を示す最高血圧データ SBP、平均血圧を示す平均血圧データ MAP、最低血圧を示す最低血圧データ DBP、脈拍数を示す脈拍数データ PLS、および、測定日時データ T が含まれる。測定日時データ T は、脈波情報が検出された期間を特定するためのデータであり、たとえば、測定スイッチ 41B が押下された時点の現在日時（計時部 45 からの出力データ）であるものとする。

40

【0065】

なお、測定値と測定日時とは、対応付けされて格納されればよく、レコードを用いた格納形式に限定されるものではない。また、本実施の形態では、平均血圧データ MAP は、測定値として記録されなくてよい。

【0066】

なお、CPU 100 に含まれる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

50

とも1つについては、ハードウェアで実現されてもよい。

【0067】

＜動作について＞

図5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5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、CPU100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。

【0068】

図5を参照して、初めに、CPU100は、電源スイッチ41Aが押下されたか否かを判断する（ステップS102）。CPU100は、電源スイッチ41Aが押下されるまで待機する（ステップS102においてNO）。CPU100は、電源スイッチ41Aが押下されたと判断した場合（ステップS102においてYES）、ステップS104に進む。

10

【0069】

ステップS104において、CPU100は、初期化処理を行なう。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の補正を行なう。

【0070】

測定スイッチ41Bが押下されると、加圧制御部102は、カフ圧を加圧する（ステップS106）。具体的には、加圧制御部102は、弁52を閉鎖し、ポンプ51によりカフ圧を所定値まで徐々に加圧する制御を行なう。

20

【0071】

加圧制御部102による加圧制御と並行して、血圧推定部104は、血圧推定済みか否かを判断する（ステップS108）。つまり、最高血圧（最高血圧相当値）、最低血圧（最低血圧相当値）および脈拍数（脈拍数相当値）の全てが推定済みか否かを判断する。血圧推定済みでないと判断した場合（ステップS108においてNO）、血圧推定部104は、血圧および脈拍数を推定する（ステップS110）。ステップS110における血圧推定処理については、図7および図8を参照して後に詳述する。

【0072】

血圧推定処理が終わると、ステップS114に進む。

30

上記ステップS108で血圧推定済みと判断された場合（ステップS108でYES）、区間決定部106は、血圧推定結果に基づいて、低速減圧区間を決定する（ステップS112）。具体的には、「最高血圧相当値＋所定圧」から「最高血圧相当値－所定圧」までを第1の低速減圧区間とする。「最低血圧相当値＋所定圧」から「最低血圧相当値－所定圧」までを第2の低速減圧区間とする。

【0073】

これにより、他の区間、すなわち、i) 特定の圧力値から「最高血圧相当値＋所定圧」まで、ii) 「最高血圧相当値－所定圧」から「最低血圧相当値＋所定圧」まで、および、iii) 「最低血圧相当値－所定圧」から所定値（たとえば0mmHg）は、低速減圧区間よりも高速でカフ圧を減圧する圧力区間（以下「高速減圧区間」という）として決定される。本実施の形態において、「所定圧」は、いずれもたとえば5mmHgである。

40

【0074】

なお、区間決定部106は、血圧推定の際の脈圧値（最高血圧相当値－最低血圧相当値）に応じて、各血圧相当値を基準とした圧力幅を算出することとしてもよい。この場合、たとえば、メモリ部42に予め、脈圧と圧力幅とを対応付けたデータテーブルが記憶されている。そして、区間決定部106は、血圧推定部104により推定された最高血圧相当値と最低血圧相当値との差分値（すなわち脈圧）に対応付けられた圧力幅を讀出すことで、各圧力区間を決定することができる。

【0075】

低速減圧区間が決定されると、ステップS114に進む。

50

ステップ S 1 1 4 において、カフ圧が P C 1 以上であるか否かが判断される。カフ圧が P C 1 に達するまで、ステップ S 1 0 6 から S 1 1 2 の処理が繰返される。なお、低速減圧区間の決定処理 (S 1 1 2) は、一度行なわれると、次回以降は実行されなくてよい。

【 0 0 7 6 】

ステップ S 1 1 4 において、カフ圧が P C 1 以上であると判断された場合 (ステップ S 1 1 4 にて「 $\geq$ 所定圧」) 、ステップ S 1 1 5 に進む。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 1 1 5 において、減圧制御部 1 0 8 は、各圧力区間における減圧速度を算出する。具体的には、たとえば次式 (1) により減圧速度を算出する。

【 0 0 7 8 】

【数 1】

$$V = \frac{Pc[mmHg] \times \frac{E_PLS}{60[sec]}}{n[拍]} \quad \dots (1)$$

【 0 0 7 9 】

ただし、Pc：速度を算出する区間の圧力差、E_PLS：加圧中に推定した脈拍数、n：減圧中に確保したい脈波数。

【 0 0 8 0 】

減圧中に確保したい脈波数 (n) を調整することにより、減圧速度を変えることができる。本実施の形態において、各低速減圧区間の圧力差は 1 0 mmHg である。ここでは低速減圧区間にたとえば 5 拍の脈波を確保する。これに対し、上記 i i) の高速減圧区間には、たとえば 3 拍の脈波を確保する。その場合、低速減圧区間の速度 V a および高速減圧区間の速度 V b は、それぞれ、次式 (2) , (3) により算出されることになる。

【 0 0 8 1 】

【数 2】

$$V_a = \frac{10[mmHg] \times \frac{E_PLS}{60[sec]}}{5[拍]} \quad \dots (2)$$

【 0 0 8 2 】

【数 3】

$$V_b = \frac{\{(E_SBP - 5) - (E_DBP + 5)\}[mmHg] \times \frac{E_PLS}{60[sec]}}{3[拍]} \quad \dots (3)$$

【 0 0 8 3 】

他の i) および i i i) の高速減圧区間の速度も、式 (3) で算出された速度であってよい。なお、高速減圧区間において確保すべき脈波数は、脈圧 (最高血圧相当値 - 最低血圧相当値) の大きさに応じて算出されてもよい。

【 0 0 8 4 】

従来は、脈圧 (通常、3 0 ~ 8 0 mmHg 程度) 間に 5 拍の脈波があればよいとされていたのに対し、本実施の形態では、圧力差 1 0 mmHg の区間 (低速減圧区間) に、各々、5 拍の脈波が確保されるため、血圧算出精度を上げることができる。また、i i) の高速減圧区間 (通常、圧力差 2 0 ~ 7 0 mmHg 程度) 間には 3 拍の脈波を確保すれば十分とする。したがって、高速減圧区間は、従来における一定の減圧速度よりも速い速度で減圧する。このように、十分な脈波数の必要な区間のみ低速にすることで、結果的に、従来の測定時間 (減圧に要する時間) よりも短くすることが可能となる。

【 0 0 8 5 】

なお、図 5 では、加圧処理が終わった後に減圧速度を算出することとしたが、加圧中に

10

20

30

40

50

(たとえばステップS 1 1 2の区間決定の後に)、減圧速度を算出してもよい。

【0086】

ステップS 1 1 5の処理が終わると、減圧制御部108は、ポンプ51を停止し、弁52の開放量を制御して、カフ圧を徐々に減圧していく(ステップS 1 1 6)。本実施の形態におけるカフ圧の減圧制御については、後に図9および図10を用いて詳細に説明する。

【0087】

カフ圧の減圧制御と並行して、血圧算出部110は、血圧算出処理を実行する(ステップS 1 1 8)。本実施の形態では、たとえば、図15を用いて説明した血圧算出方法により、最高血圧および最低血圧を算出する。また、血圧算出部110は、脈拍数を算出する。これらの詳細な算出方法については後述する。

10

【0088】

次に、血圧(最高血圧および最低血圧)が決定したか否かが判断される(ステップS 1 2 0)。血圧が決定されるまで(ステップS 1 2 0でNO)、カフ圧の減圧制御と血圧算出処理とが繰返される。

【0089】

血圧が決定されると(ステップS 1 2 0でYES)、減圧制御部108は、弁駆動回路54を制御して弁52を完全に開放し、空気を排気する(ステップS 1 2 2)。

【0090】

CPU100は、決定された血圧値(最高血圧および最低血圧)および脈拍数を、表示部40に表示する(ステップS 1 2 4)。ステップS 1 2 4で表示される画面の一例を図6に示す。

20

【0091】

図6を参照して、表示部40の領域401には、測定日時が表示される。領域402、403および404には、それぞれ、血圧算出処理(ステップS 1 1 8)で算出された最高血圧、最低血圧および脈拍数が表示される。

【0092】

また、CPU100は、決定された血圧値および脈拍数と日時とを関連付けて、フラッシュメモリ43の測定結果記憶領域431に記録する(ステップS 1 2 6)。

【0093】

以上で、血圧測定処理は終了する。

30

なお、本実施の形態では、リアルタイムで血圧算出処理を実行することとしたが、カフ圧を所定値(たとえば0mmHg)まで減圧した後で、内部メモリに記録しておいた脈波情報に基づいて、血圧を算出してもよい。

【0094】

次に、本実施の形態における血圧推定処理(ステップS 1 1 0)、減圧制御(ステップS 1 1 6)および血圧算出処理(ステップS 1 1 8)について、詳細に説明する。

【0095】

(血圧推定処理)

血圧推定処理については、図7および図8を参照して説明する。

40

【0096】

図7は、本発明の実施の形態における血圧推定処理を示すフローチャートである。図8は、血圧推定処理を説明するための図である。図8(A)には、徐々に加圧されるカフ圧(単位:mmHg)が時間軸に沿って示され、図8(B)は、同一の時間軸に沿った、カフ圧に重畳する脈波振幅(単位:mmHg)が部分的に示されている。

【0097】

図7を参照して、血圧推定部104は、発振回路33からの出力に基づき、カフ圧に重畳する脈波振幅を抽出する(ステップS 2 0 2)。続いて、血圧推定部104は、脈波振幅の最大値が検出されたか否かを判断する(ステップS 2 0 4)。脈波振幅の最大値が検出されていないと判断した場合(ステップS 2 0 4にてNO)、メインルーチンに戻る。

50

【0098】

脈波振幅の最大値が検出されたと判断した場合（ステップS204にてYES）、脈波振幅の最大値（図8中「E__AMAX」）に対応するカフ圧を、平均血圧相当値（図8中「E__MAP」）として特定する（ステップS206）。

【0099】

また、血圧推定部104は、閾値ETH__DIAおよびETH__SYSを算出する（ステップS208）。具体的には、最大点E__AMAXに所定の定数（たとえば0.5）を乗じた値を閾値ETH__SYSとし、最大点E__AMAXに所定の定数（たとえば0.7）を乗じた値を閾値ETH__DIAとする。

【0100】

次に、血圧推定部104は、脈波振幅の包絡線610と閾値ETH__DIAとが交わる点に対応する、平均血圧相当値（E__MAP）よりも低いカフ圧を最低血圧相当値（図中8「E__DIA」）と決定する（ステップS210）。決定した最低血圧相当値は、たとえばCPU100の内部メモリに記録される。

【0101】

また、血圧推定部104は、カフ圧が平均血圧相当値（E__MAP）よりも高く増大していく過程で、脈波振幅の包絡線610と閾値ETH__SYSとが交わる点が抽出されると、その点に対応するカフ圧を最高血圧相当値（図8中「E__SYS」）と決定する（ステップS212）。決定した最高血圧相当値は、たとえばCPU100の内部メモリに記録される。

【0102】

さらに、血圧推定部104は、公知の手法により脈拍数相当値を算出する（ステップS214）。この処理が終わると、メインルーチンに戻る。

【0103】

なお、図7では、説明の簡単のために、脈波振幅の最大値が検出されると、最低血圧相当値および最高血圧相当値の両方が決定できるような処理手順としているが、はじめに脈波振幅の最大値が検出された時点では最高血圧相当値を決定することができない。ステップS204以降の処理を2回目以降に実行する場合には、ステップS204～S210の処理はスキップしてよいものとする。

【0104】

また、加圧時の血圧推定処理では、検出される脈波数が少ないため、脈波振幅（包絡線610）の補正をした上で、最高血圧相当値および最低血圧相当値を算出してもよい。

【0105】

（減圧制御）

本実施の形態におけるカフ圧の減圧制御を、図9および図10を参照して詳細に説明する。

【0106】

図9は、本発明の実施の形態における減圧制御を示すフローチャートである。

図9を参照して、減圧制御部108は、カフ圧が高速減圧区間および低速減圧区間のいずれであるかを判断する（ステップS302）。カフ圧が高速減圧区間であると判断した場合（ステップS302で「高速減圧区間」）、減圧速度を高速に設定する（ステップS304）。一方、カフ圧が低速減圧区間であると判断した場合（ステップS302で「低速減圧区間」）、減圧速度を低速に設定する（ステップS306）。

【0107】

次に、減圧制御部108は、設定された速度に従いカフ圧を減圧する（ステップS308）。つまり、減圧制御部108は、低速減圧区間にステップS115で算出した速度Vaでカフ圧の減圧制御を行ない、高速減圧区間にステップS115で算出した速度Vbでカフ圧の減圧制御を行なう。

【0108】

ステップS308の処理が終わると、メインルーチンに戻る。

図10は、本発明の実施の形態における減圧制御を説明するための図である。図10(A)には、徐々に加圧および減圧されるカフ圧(単位:mmHg)が時間軸に沿って示され、図10(B)には、同一の時間軸に沿った、カフ圧に重畳する脈波振幅(単位:mmHg)が部分的に示されている。

【0109】

図10(A)を参照して、本実施の形態では、最高血圧付近の低速減圧区間502および最低血圧付近の低速減圧区間504が、上記i)~iii)の高速減圧区間501, 503, 505よりも低速で減圧される。その結果、図10(B)に示されるように、カフ圧が区間502および504にあるとき(時間T2~T3, T4~T5)に抽出される脈波振幅の数は、それ以外の区間にあるとき(時間T1~T2, T3~T4, T5~T6)よりも多くなる。

10

【0110】

(血圧算出処理)

本実施の形態における血圧算出処理を、図11および上記図10を参照して説明する。

【0111】

図11は、本発明の実施の形態における血圧算出処理を示すフローチャートである。

図11を参照して、血圧算出部110は、発振回路33からの出力に基づき、カフ圧に重畳する脈波振幅を抽出する(ステップS402)。続いて、血圧算出部110は、脈波振幅の最大値が検出されたか否かを判断する(ステップS404)。脈波振幅の最大値が検出されていないと判断した場合(ステップS404にてNO)、メインルーチンに戻る。

20

【0112】

脈波振幅の最大値が検出されたと判断した場合(ステップS404にてYES)、脈波振幅の最大値に対応するカフ圧を、平均血圧として特定する(ステップS406)。

【0113】

また、血圧算出部110は、閾値TH_DIAおよびTH_SYSを算出する(ステップS408)。具体的には、ステップS404で検出された最大点に所定の定数(たとえば0.5)を乗じた値を閾値TH_SYSとし、当該最大点に所定の定数(たとえば0.7)を乗じた値を閾値ETH_DIAとする。

【0114】

次に、血圧算出部110は、平均血圧よりも高いカフ圧であって、脈波振幅の包絡線620と閾値TH_SYSとが交わる点に対応するカフ圧を最高血圧と決定する(ステップS410)。決定した最高血圧は、たとえばCPU100の内部メモリに記録される。

30

【0115】

また、血圧算出部110は、平均血圧よりも低いカフ圧であって、脈波振幅の包絡線620と閾値TH_DIAとが交わる点に対応するカフ圧を最低血圧と決定する(ステップS412)。決定した最低血圧は、たとえばCPU100の内部メモリに記録される。

【0116】

さらに、血圧算出部110は、公知の手法により脈拍数を算出する(ステップS414)。この処理が終わると、メインルーチンに戻る。

40

【0117】

このように、最高血圧相当値および最低血圧相当値の付近のカフ圧を低速に減圧することで、各相当値付近すなわち、閾値TH_SYS, TH_DIA付近の脈波振幅情報を密に取得可能となる。これにより、脈波振幅の包絡線620のうち、血圧決定に用いられる部分621, 622の信頼度が高められる。したがって、従来のように、脈波振幅情報(包絡線)の補正をする必要がなくなる。また、その結果、補正による誤差が生じないため、血圧算出の精度を向上させることができる。さらに、他の圧力区間(高速減圧区間)を従来の一定の減圧速度よりも速く設定することで、全体としての測定時間を従来よりも短くすることが可能となる。つまり、図15における時間T0~TEよりも、図10における時間T0~T6を短くすることができる。

50

【0118】

その結果、本実施の形態によると、短時間で、かつ、精度良く最高血圧および最低血圧を測定することができる。

【0119】

なお、本実施の形態では、最高血圧および最低血圧の両方の付近を低速で減圧することとしたが、少なくとも一方の血圧値付近を低速で減圧するものであってもよい。この場合、血圧推定部104は、最高血圧および最低血圧のうちいずれか一方を推定すればよく、区間決定部106は、推定された一方の血圧値付近の圧力区間のみを、低速減速区間として決定すればよい。

【0120】

10

<変形例1>

上記実施の形態では、加圧時に最高血圧および最低血圧を推定し、それらの圧力値の付近を低速減圧区間とした。上述のように、オシロメトリック法によると、平均血圧に対応する脈波振幅の最大値を検出し、検出された最大値を基準に、最高血圧および最低血圧を算出および推定する。したがって、脈波振幅の最大値の検出も正確に行なうことが重要である。そのため、平均血圧付近の脈波振幅の数も多いことが好ましい。

【0121】

本実施の形態の変形例1では、加圧時に平均血圧も推定し、平均血圧相当値付近も低速減圧区間とする。なお、本変形例における血圧計の構成および基本的な動作は、上記実施の形態と同様であるので、ここでも図1～4の符号を用いて説明する。

20

【0122】

以下に、上記実施の形態と異なる点のみ説明する。

本変形例では、血圧推定処理（図5のステップS110、図7）において平均血圧相当値を推定する。図7のステップS206における平均血圧相当値の特定が、平均血圧相当値の推定に該当する。

【0123】

図5のステップS112において、区間決定部106は、さらに、「平均血圧相当値＋所定圧」から「平均血圧相当値－所定圧」までの区間も、第3の低速減圧区間として決定する。この所定圧も、たとえば5mmHgであってよい。そうすると、上記実施の形態ではi i)の高速減圧区間であった圧力区間（「最高血圧相当値－所定圧」から「最低血圧相当値＋所定圧」まで）の一部が、低速減圧区間となる。

30

【0124】

減圧制御部108は、区間決定部106による決定結果に応じて、カフ圧の減圧制御を行なう。本変形例における減圧制御（図5のステップS116、図9）は、図12のようになる。

【0125】

図12は、本発明の実施の形態の変形例1における減圧制御を説明するための図である。図12（A）には、徐々に加圧および減圧されるカフ圧（単位：mmHg）が時間軸に沿って示され、図12（B）には、同一の時間軸に沿った、カフ圧に重畳する脈波振幅（単位：mmHg）が部分的に示されている。

40

【0126】

図12（A）を参照して、本実施の形態では、最高血圧付近の低速減圧区間502、平均血圧付近の低速減圧区間503bおよび最低血圧付近の低速減圧区間504が、他の区間よりも低速で減圧される。つまり、上記i)の圧力区間501、上記i i i)の圧力区間505、「最高血圧相当値－所定圧」から「平均血圧相当値＋所定圧」までの区間503a、「平均血圧相当値－所定圧」から「最低血圧相当値＋所定圧」までの区間503cが高速減圧区間となる。

【0127】

そうすると、図12（B）に示されるように、カフ圧が圧力区間502、503bおよび504にあるとき（時間T2～T3、T4a～T5a、T6a～T7a）に抽出される

50

脈波振幅の数は、それ以外の区間にあるとき（時間 T 1 ～ T 2，T 3 ～ T 4 a，T 5 a ～ T 6 a，T 7 a ～ T 8 a）よりも多くなる。

【0128】

その結果、血压算出処理（図5のステップS118，図11）において、脈波振幅の最大値の検出精度を上げることが可能となる（図11のステップS404）。これに伴ない、脈波振幅の最大値を基準として算出される最高血压および最低血压の信頼性を、上記実施の形態よりも高めることができる。

【0129】

<変形例2>

上記実施の形態および変形例1では、低速減圧区間を決定するための基準値となる各血压相当値は、加圧中に推定された。本実施の形態の変形例2では、各血压相当値は、過去の測定データに基づく値である。

【0130】

なお、本変形例における血压計の構成および基本的な動作も、上記実施の形態と同様であるので、ここでも図1～4の符号を用いて説明する。

【0131】

以下に、実施の形態と異なる点のみ説明する。

図13は、本発明の実施の形態の変形例2における血压計1の機能ブロック図である。

【0132】

図13を参照して、CPU100は、図3に示した血压推定部104を含まない。区間決定部106aは、フラッシュメモリ43の測定結果記憶領域431（図4）に記憶された測定データに基づいて、低速減圧区間を決定する。具体的には、たとえば、被測定者の直近の測定データの最高血压データSBPおよび最低血压データDBPが、それぞれ、最高血压相当値および最低血压相当値となる。あるいは、区間決定部106aは、被測定者の直近の複数回（たとえば5回）の最高血压データSBPおよび最低血压データDBPそれぞれの平均値を、最高血压相当値および最低血压相当値としてもよい。後者の場合、区間決定部106aは、被測定者の直近の複数回（たとえば5回）の最高血压データSBPおよび最低血压データDBPを読み出し、種類（最高、最低）ごとに、平均値を算出するものとする。

【0133】

本変形例における血压測定処理では、血压推定に関する処理（図5のステップS108およびS110）が不要となり、区間決定処理（図5のステップS112）が異なる以外は、上記実施の形態と同様である。

【0134】

このように、一連の血压測定処理において推定された血压値によらなくても、被測定者の過去の測定データを利用することで、低速減圧区間を適切に定めることができる。

【0135】

なお、減圧制御区間の2つの速度を、脈拍数相当値も用いて算出する場合には、脈拍数相当値も、測定データに含まれる脈拍数データPLSに基づく値であってよい。

【0136】

本変形例のように、過去の記憶値を利用する場合、カフ圧の加圧過程で血压を算出してもよい。すなわち、低速で加圧する圧力区間と高速で加圧する圧力区間とを決定し、決定した圧力区間に基づいて、加圧制御が行なわれてもよい。

【0137】

または、本変形例と先の変形例1とを組合わせてもよい。この場合、平均血压相当値も、測定データに含まれる平均血压データMAPに基づく値であってよい。

【0138】

<変形例3>

上記変形例2では、内部に記憶された測定データに基づいて、低速減圧区間が決定されたが、外部からの入力に基づいて決定されてもよい。変形例3では、外部より最高血压相

10

20

30

40

50

当値および最低血圧相当値の入力を受付ける。

【0139】

なお、本変形例における血圧計の構成および基本的な動作も、上記実施の形態と同様であるので、ここでも図1～4の符号を用いて説明する。

【0140】

本変形例における血圧計1の動作は、上記変形例2と近いので、以下に、実施の形態の変形例2と異なる点のみ説明する。

【0141】

図14は、本発明の実施の形態の変形例3における血圧計1の機能ブロック図である。

本変形例において、区間決定部106bは、操作部41を介してユーザ（代表的には被測定者）より入力された最高血圧および最低血圧（さらに平均血圧、脈拍数）に基づいて、低速減圧区間を決定する。つまり、本変形例において、各種血圧相当値および脈拍数相当値は、たとえば、ユーザより入力された値である。

【0142】

または、区間決定部106bは、データ入出力部46より得られるデータに基づいて、低速減圧区間を決定してもよい。たとえば、データ入出力部46は、着脱可能な記録媒体132に記録された最高血圧データおよび最低血圧データ（さらに平均血圧データ、脈拍数データ）を読み出し、区間決定部106bに出力する。この場合、各種血圧相当値および脈拍数相当値は、記録媒体132から読み出された値となる。なお、記録媒体132に記録された各データは、被測定者の過去の測定データであるものとする。

【0143】

あるいは、データ入出力部46は、外部のコンピュータ（図示せず）から通信回線（図示せず）を介して最高血圧データおよび最低血圧データ（さらに平均血圧データ、脈拍数データ）を受信し、区間決定部106bに出力する。この場合、各種血圧相当値および脈拍数相当値は、外部のコンピュータより受信した値となる。なお、外部のコンピュータに保存されていた各データは、被測定者の過去の測定データであるものとする。

【0144】

このように、外部からの入力値に基づいても、低速減圧区間を適切に定めることができる。

【0145】

<変形例4>

上記実施の形態および各変形例では、オシロメトリック法に従う血圧算出について説明したが、本発明では、マイクロホン法に従い血圧算出する場合にも適用することができる。

【0146】

本変形例における血圧計の構成および基本的な動作も、上記実施の形態と同様であるので、ここでも図1～4の符号を用いて説明する。以下に、上記実施の形態と異なる点のみ説明する。

【0147】

マイクロホン法に従い血圧を算出する場合、血圧算出部110は、コロトコフ音検出回路74からの出力に基づいて、最高血圧および最低血圧を決定する。具体的には、コロトコフ音が発生しはじめた時点のカフ圧を最高血圧、コロトコフ音が消失（もしくは微弱）する時点のカフ圧を最低血圧として決定する。

【0148】

この場合も、最高血圧および最低血圧が検出されることが予想される圧力区間を他の圧力区間よりも低速で減圧するため、精度良く最高血圧および最低血圧を決定することができる。

【0149】

なお、カフ圧の加圧時にはポンプ51の駆動音が発生するため、加圧時にマイクロホン法で血圧を推定することは困難である。したがって、マイクロホン法にて血圧を算出（決

10

20

30

40

50

定) する場合には、変形例 2 または変形例 3 と組み合わせることが好ましい。または、血圧推定の際のみオシロメトリック法を用いることとしてもよい。

【0150】

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】

【0151】

【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。

10

【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】 測定結果記憶領域のデータ構造例を示す図である。

【図 5】 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 6】 図 5 のステップ S 1 2 4 で表示される画面の一例を示す図である。

【図 7】 本発明の実施の形態における血圧推定処理を示すフローチャートである。

【図 8】 本発明の実施の形態における血圧推定処理を説明するための図である。

【図 9】 本発明の実施の形態における減圧制御を示すフローチャートである。

20

【図 10】 本発明の実施の形態における減圧制御を説明するための図である。

【図 11】 本発明の実施の形態における血圧算出処理を示すフローチャートである。

【図 12】 本発明の実施の形態の変形例 1 における減圧制御を説明するための図である。

【図 13】 本発明の実施の形態の変形例 2 における血圧計の機能ブロック図である。

【図 14】 本発明の実施の形態の変形例 3 における血圧計の機能ブロック図である。

【図 15】 オシロメトリック法による一般的な血圧測定方法を説明するための図である。

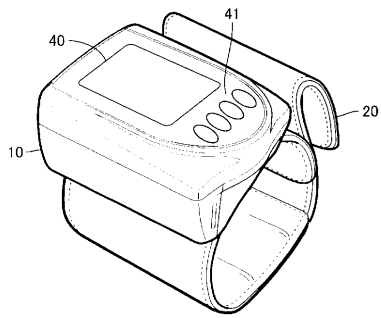
【符号の説明】

【0152】

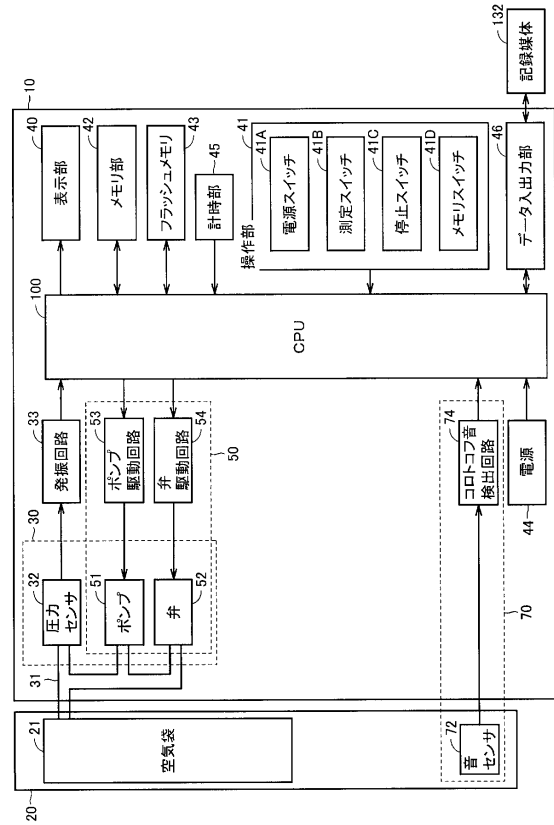
1 血圧計、10 本体部、20 カフ、21 空気袋、30 エア系、31 エアチューブ、32 圧力センサ、33 発振回路、40 表示部、41 操作部、41A 電源スイッチ、41B 測定スイッチ、41C 停止スイッチ、41D メモリスイッチ、42 メモリ部、43 フラッシュメモリ、44 電源、45 計時部、46 データ入出力部、50 調整機構、51 ポンプ、52 弁、53 ポンプ駆動回路、54 弁駆動回路、72 音センサ、74 コロトコフ音検出回路、100 CPU、102 加圧制御部、104 血圧推定部、106, 106a, 106b 区間決定部、108 減圧制御部、110 血圧算出部、132 記録媒体、431 測定結果記憶領域、600, 610, 620 包絡線。

30

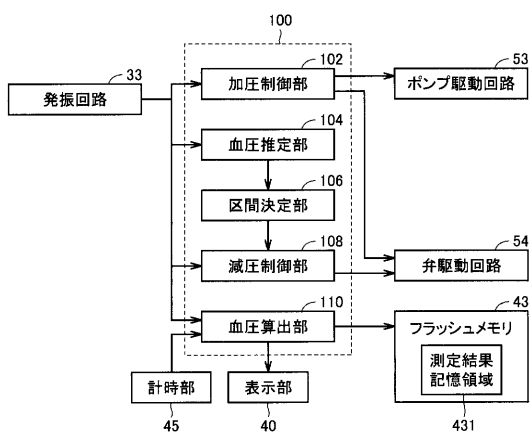
【図 1】



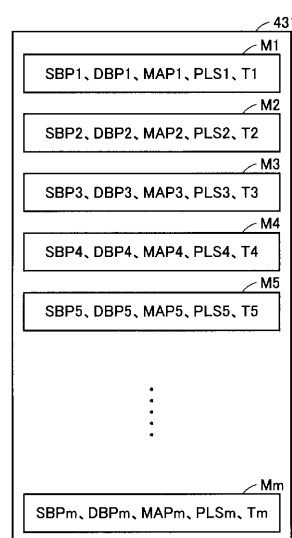
【図 2】



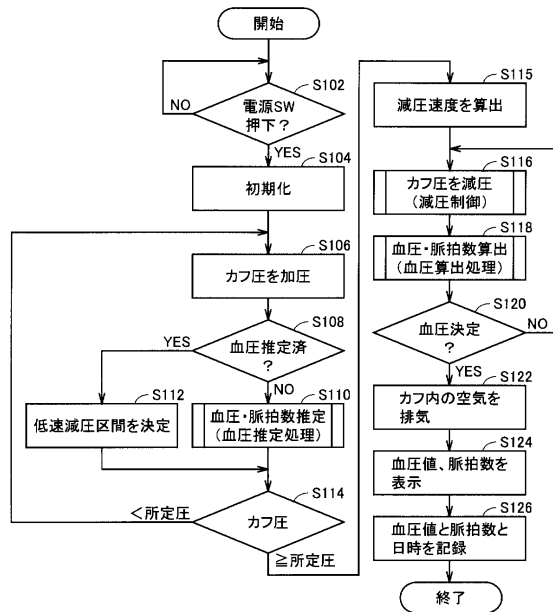
【図 3】



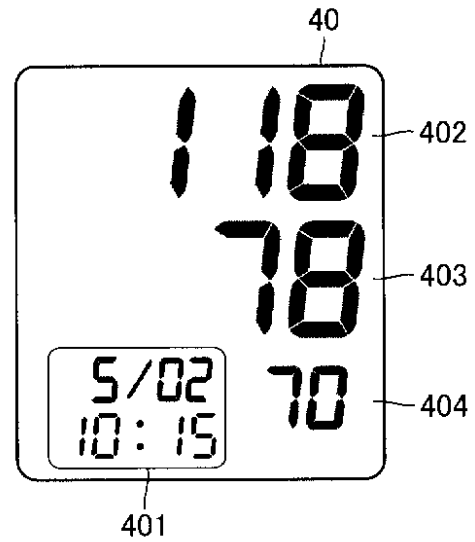
【図 4】



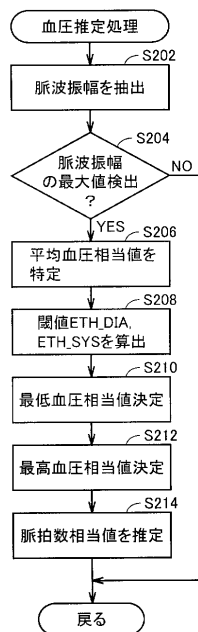
【図 5】



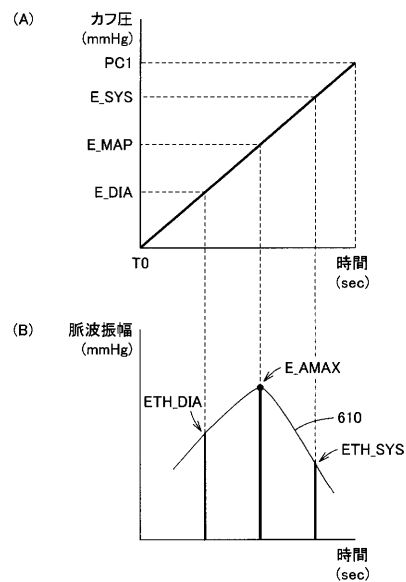
【図 6】



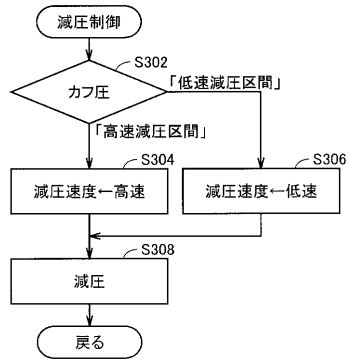
【図 7】



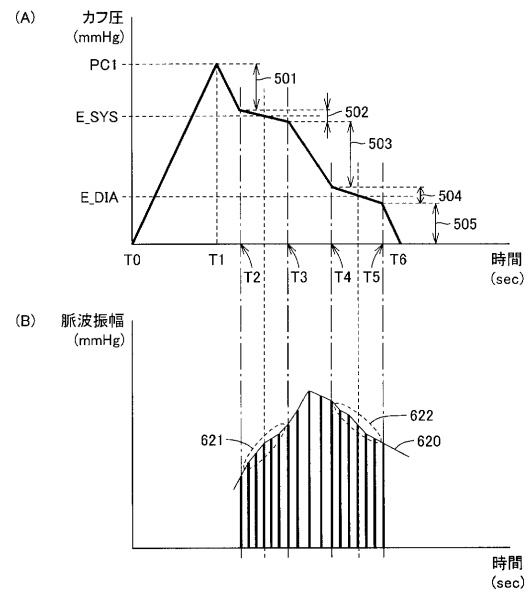
【図 8】



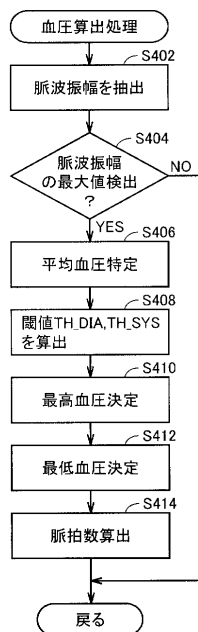
【図 9】



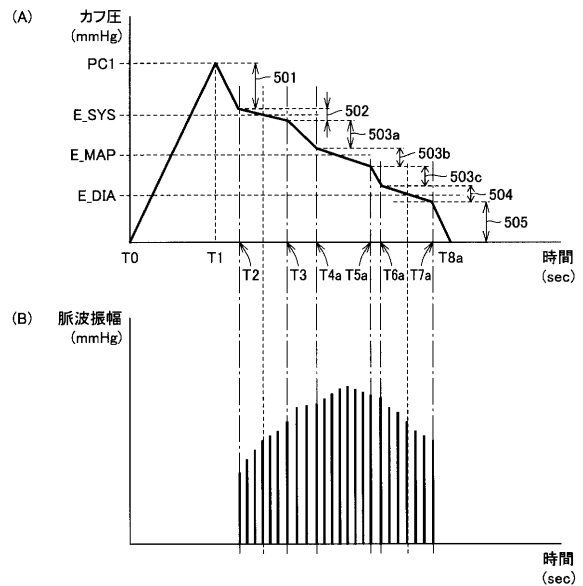
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(74)代理人 100111246

弁理士 荒川 伸夫

(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24番地 オムロンヘルスケア株式会社内

審査官 福田 裕司

(56)参考文献 特開平04-152933 (JP, A)

特開平05-146414 (JP, A)

特開2005-185681 (JP, A)

特開2006-247216 (JP, A)

実開昭61-121804 (JP, U)

特開2002-034938 (JP, A)

特開昭63-130043 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0225

A61B 5/022