

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5568151号
(P5568151)

(45) 発行日 平成26年8月6日(2014.8.6)

(24) 登録日 平成26年6月27日(2014.6.27)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 A
A 6 1 B 5/0225 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 6 F
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 5 A
A 6 1 B 5/0205 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 D

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2013-46506 (P2013-46506)	(73) 特許権者	000112602 フクダ電子株式会社 東京都文京区本郷3-39-4
(22) 出願日	平成25年3月8日(2013.3.8)	(74) 代理人	100105050 弁理士 鷺田 公一
(62) 分割の表示	特願2008-81218 (P2008-81218) の分割	(72) 発明者	山本 智幸 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フク ダ電子株式会社内
原出願日	平成20年3月26日(2008.3.26)	審査官	伊藤 幸仙
(65) 公開番号	特開2013-144124 (P2013-144124A)		
(43) 公開日	平成25年7月25日(2013.7.25)		
審査請求日	平成25年4月5日(2013.4.5)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧脈波検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者の複数部位に巻回可能な複数のカフと、
前記複数のカフを用いて被検者の脈波を計測する計測部と、被検者の脈波を計測する
とき、前記複数のカフの各々についてカフ圧の制御を行う圧力制御部と、を含む血圧脈波計
測部と、

計測した脈波の特徴部を検出し、検出した特徴部に基づいて被検者の動脈硬化度を導出
する導出部と、

を有し、

前記血圧脈波計測部は、前記少なくとも一のカフを非加圧状態のカフ圧から加圧し、そ
の加圧中に前記少なくとも一のカフを用いて被検者の血圧を計測し、計測した被検者の収
縮期血圧に応じて決まる当該収縮期血圧以上のカフ圧にてその加圧を停止し、その停止時
のカフ圧が保持された状態で前記少なくとも一のカフを用いて被検者の脈波を計測する、
ことを特徴とする血圧脈波検査装置。

【請求項2】

前記血圧脈波計測部は、前記少なくとも一のカフ圧を非加圧状態のカフ圧から加圧して
被検者の収縮期血圧以上のカフ圧でその加圧を停止する間に、前記複数のカフのうち前記
少なくとも一のカフと異なる他のカフを非加圧状態のカフ圧から加圧して被検者の拡張期
血圧未満のカフ圧又は被検者の血管を圧迫しないカフ圧でその加圧を停止し、その停止時
のカフ圧が保持された状態で、前記少なくとも一のカフ圧を用いて被検者の脈波を計測す

10

20

ると同時に前記他のカフを用いて被検者の脈波を計測する、
ことを特徴とする請求項 1 記載の血圧脈波検査装置。

【請求項 3】

前記少なくとも一のカフは、被検者の右上腕及び左上腕の少なくとも一方に巻回した上
腕用カフを含む、

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 記載の血圧脈波検査装置。

【請求項 4】

前記少なくとも一のカフは、被検者の右上腕及び左上腕の一方のみに巻回した一の上腕
用カフであり、前記他のカフは、前記複数のカフのうち前記一の上腕用カフ以外のカフ全
てである、

ことを特徴とする請求項 2 記載の血圧脈波検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば血圧や脈波等の生体情報を活用して動脈硬化の検査に使用する指標（
以下「動脈硬化度」という）を導出する血圧脈波検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

動脈硬化の検査には、例えば、下肢血管の血流障害の検査と、動脈伸展性の検査とがあ
る。これらの検査に用いられる血圧脈波検査装置は、血圧や脈波といった生体情報を計測
して、動脈硬化度を導出することができる。以下、動脈硬化度について幾つかの例を挙げ
て説明する。なお、各指標の計測手法はここで説明するものだけに限定されず、様々な手
法で計測することができる。

【0003】

下肢血管の血流障害の検査には、例えば A B I (Ankle Brachial Index) が用いられる
。

【0004】

A B I は、足首の収縮期血圧の値を上腕の収縮期血圧の値で除算して得られる値であり
、A P I 又は A B P I と呼ばれることもある。A B I に類似した指標として、T B I (To
e Pressure Index) と呼ばれるものもある。T B I は、足趾（足の指）の収縮期血圧の値
を上腕に収縮期血圧の値で除算して得られる値であり、T P I 又は T B P I と呼ばれるこ
ともある。

【0005】

動脈伸展性の検査には、例えば、大動脈 P W V (Pulse Wave Velocity) (例えば、非
特許文献 1 参照) や b a P W V (brachial-ankle Pulse Wave Velocity: 上腕 - 足首間 P
W V) (例えば、非特許文献 2 参照)、C A V I (Cardio-Ankle Vascular Index) (例
えば、非特許文献 3 参照) 等が用いられる。

【0006】

P W V とは、脈波伝播速度であり、血管上の異なる 2 点間の距離の値を 2 点での脈波の
時間差の値で除算して得られる、速度の単位を持つ値である。脈波の計測には、例えば、
空気伝導式、光電式、空気袋式、アモルファス式、トノメトリ式等、各種方式の脈波セン
サが用いられ得る。また、P W V 計測の対象部位としては、弾性動脈である大動脈が採用
されることがあり、大動脈で計測された P W V を大動脈 P W V という。大動脈 P W V の計
測方法としては、主に 2 つのものがある。

【0007】

一方の大動脈 P W V 計測方法では、例えば次の式 (1) により大動脈 P W V を求める。

$$P W V = (b + c - a) / T \cdot \cdot \cdot (1)$$

ここで、T は、頸動脈部での脈波立ち上がり部と大腿動脈部での脈波立ち上がり部と
の時間差であり、a は、胸骨上窩から頸動脈部までの距離であり、b は、胸骨上窩から臍
部までの距離であり、c は、臍部から大腿動脈部までの距離である。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

他方の大動脈PWV計測方法では、例えば次の式(2)により大動脈PWVを求める。

$$PWV = D \times 1.3 / (T + T_c) \dots (2)$$

ここで、Tは、頸動脈部での脈波立ち上がり部と大腿動脈部での脈波立ち上がり部との時間差であり、T_cは、心II音(大動脈弁閉鎖の際に生じる心音)の開始から頸動脈部での脈波の切痕部(ディクロティックノッチ)までの時間であり、Dは、心II音を計測する心音マイクが置かれた第II肋間胸骨右縁から大腿動脈部までの直線距離であり、1.3は解剖学的補正值である。

【 0 0 0 9 】

b a PWVは、例えば次の式(3)により求められる。

$$b a PWV = (L_a - L_b) / T_{b a} \dots (3)$$

ここで、T_{b a}は、カフを用いてそれぞれ計測される、上腕での脈波立ち上がり部と足首での脈波立ち上がり部との時間差であり、L_aは、大動脈弁口部から足首までの距離であり、L_bは、大動脈弁口部から上腕までの距離である。

【 0 0 1 0 】

また、CAVIの計測では、上腕と足首(又は膝窩)とにカフを装着して血圧及び脈波の計測をすると共に、胸骨に心音マイクを装着して心音を計測する。CAVIは、例えば次の式(4)により求められる。

【数1】

$$CAVI = \frac{2 \cdot \rho}{\Delta P} \cdot \left(\ln \frac{P_s}{P_d} \right) \cdot PWV^2 \dots (4)$$

ここで、P_sは、上腕の収縮期血圧であり、P_dは、上腕の拡張期血圧であり、ρは血液密度であり、ΔPは、P_s - P_dである。また、PWVは、脈波伝播速度であり、例えば次の式(5)により求められる。

【数2】

$$PWV = \frac{D \times 1.3 + L_2 + L_3}{T_b + T_{b a}} \dots (5)$$

ここで、T_bは、心II音の開始から上腕での脈波の切痕部までの時間であり、T_{b a}は、上腕での脈波立ち上がり部と足首での脈波立ち上がり部との時間差であり、Dは、心II音を計測する心音マイクが置かれた胸骨右縁第II肋間から大腿動脈部までの直線距離であり、1.3は解剖学的補正值であり、L₂は、大腿動脈部から膝関節中央部までの直線距離であり、L₃は、膝関節中央部から足首カフ装着中央部までの直線距離である。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【 0 0 1 1 】

【非特許文献1】増田善昭、金井寛著、「動脈脈波の基礎と臨床」、共立出版、15~19ページ、2000年

【非特許文献2】小澤利男、増田善昭著、「脈波速度」、メジカルビュー社、28~29ページ

【非特許文献3】Kohji Shirai, Junji Utino, Kuniaki Ohtsuka, Masanobu Takada, "A Novel Blood Pressure-independent Arterial Wall Stiffness Parameter; Cardio-Ankle Vascular Index (CAVI)", Journal of Atherosclerosis and Thrombosis, Vol.13, No.2

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

以上の説明から分かるように、動脈伸展性検査に関連する動脈硬化度の算出には、脈波立ち上がり部や切痕部といった特徴点の検出が必要である。また、ここで説明していない他の動脈硬化度導出手法においても何らかの特徴点の検出が必要である。よって、特徴点

10

20

30

40

50

の検出精度は、導出される動脈硬化度の信頼性に大きな影響を与える。

【 0 0 1 3 】

しかしながら、脈波は変動し易く正確な検出が容易でない。特に空気袋式、つまりカフを測定対象部位に巻回し内部の空気袋の圧力変動により脈波を測定する方式の場合は、比較的簡便に測定可能である反面、外的要因の影響を受け易い。したがって、動脈硬化度の信頼性に一定の限界があった。

【 0 0 1 4 】

本発明は、かかる点に鑑みてなされたもので、脈波の検出結果から求められる動脈硬化度の信頼性を向上させることができる血圧脈波検査装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

本発明の血圧脈波検査装置は、被検者の複数部位に巻回可能な複数のカフと、前記複数のカフを用いて被検者の脈波を計測する計測部と、被検者の脈波を計測するとき、前記複数のカフの各々についてカフ圧の制御を行う圧力制御部と、を含む血圧脈波計測部と、計測した脈波の特徴部を検出し、検出した特徴部に基づいて被検者の動脈硬化度を導出する導出部と、を有し、前記血圧脈波計測部は、前記少なくとも一のカフを非加圧状態のカフ圧から加圧し、その加圧中に前記少なくとも一のカフを用いて被検者の血圧を計測し、計測した被検者の収縮期血圧に応じて決まる当該収縮期血圧以上のカフ圧にてその加圧を停止し、その停止時のカフ圧が保持された状態で前記少なくとも一のカフを用いて被検者の脈波を計測する、構成を採る。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、脈波の検出結果から求められる動脈硬化度の信頼性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る血圧脈波検査装置の構成を示す図

【図 2】本発明の一実施の形態に係る動脈硬化度算出処理を説明するためのフロー図

【図 3】本発明の一実施の形態に係る脈波計測処理を説明するためのフロー図

【図 4】本発明の一実施の形態に係る波形分析結果を説明するための図

【図 5】本発明の一実施の形態に係る脈波計測処理の第 1 の変形例を説明するためのフロー図

【図 6】本発明の一実施の形態に係る脈波計測処理の第 2 の変形例を説明するためのフロー図

【図 7】本発明の一実施の形態に係る脈波計測処理の第 3 の変形例を説明するためのフロー図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて詳細に説明する。

【 0 0 1 9 】

図 1 は、本発明の一実施の形態に係る血圧脈波検査装置の構成を示す図である。

【 0 0 2 0 】

図 1 において、血圧脈波検査装置は、演算制御部 10、表示部 70、記録部 75、保存部 80、音声発生部 85、入力/指示部 90、上腕用計測制御部 201、下肢用計測制御部 202、心音計測部 203、心電図計測部 204 及び脈波計測部 205 を、本体の筐体内に収容してなるものである。上腕用計測制御部 201 には、右上腕用カフ 21R 及び左上腕用カフ 21L がそれぞれホース 21h を介して接続され、下肢用計測制御部 202 には、右足首用カフ 22R 及び左足首用カフ 22L がそれぞれホース 22h を介して接続され、心音計測部 203 には心音マイク 23 が接続され、心電図計測部 204 には、四肢用心電電極部 24a 及び胸部用心電電極部 24b が接続され、脈波計測部 205 には、アモ

10

20

30

40

50

ルファス式脈波センサ 25 a、25 b が接続されている。上腕用計測制御部 201 及び下肢用計測制御部 202 は、血圧脈波計測部 200 を構成する。

【0021】

演算制御部 10 は、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、各種インタフェース等を有するコンピュータである。演算制御部 10 は、ROM に記憶された制御プログラムを CPU で実行することにより、以下説明する装置全体の動作を制御する。

【0022】

また、演算制御部 10 は、各種の生体情報の計測を行う上腕用計測制御部 201、下肢用計測制御部 202、心音計測部 203、心電図計測部 204 及び脈波計測部 205 (以下「各生体情報計測部」という)を制御する。

10

【0023】

また、演算制御部 10 は、各生体情報計測部から供給された生体情報を受信する。そして、受信した生体情報を、画面に表示する必要があるときには表示用データに編集又は変換した上で表示部 70 に、レポート用の用紙に印字する必要があるときには印字用データに編集又は変換した上で記録部 75 に、出力する。また、演算制御部 10 は適宜、受信した生体情報を保存部 80 に保存したり、保存された生体情報を読み出したりする。

【0024】

また、導出部としての演算制御部 10 は、各生体情報計測部から受信した生体情報の波形分析を行う。波形分析では、波形における特徴部(区分点)の検出等を行う。特徴部としては、例えば、心音の開始部、上腕での脈波の立ち上がり部、足首での脈波の立ち上がり部、上腕での脈波の切痕部、等が挙げられる。演算制御部 10 は、この分析結果と、受信した生体情報により示された数値(例えば血圧)とに基づいて、動脈硬化度の算出を行う。算出され得る動脈硬化度及びその算出式等については、既に説明したため、ここでは省略する。

20

【0025】

また、演算制御部 10 は、この動脈硬化度及び波形分析結果も、生体情報と同様に、画面に表示する必要があるときには表示用データに編集又は変換した上で表示部 70 に、レポート用の用紙に印字する必要があるときには印字用データに編集又は変換した上で記録部 75 に、出力する。また、演算制御部 10 は適宜、動脈硬化度及び分析結果を保存部 80 に保存したり、保存されたそれらの情報を読み出したりする。

30

【0026】

また、演算制御部 10 は、ユーザによる操作を支援するための音声ガイダンスが必要なときには、ガイダンス用データを音声発生部 85 に出力する。

【0027】

また、演算制御部 10 は、ユーザの操作による入力や指示の内容を入力/指示部 90 から受信し、受信内容に従って、各生体情報計測部や表示部 70、記録部 75、保存部 80、音声発生部 85 の機能に関連する設定を行ったり、それぞれの動作の開始や停止を制御したりする。

【0028】

表示部 70 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) 等の表示画面を有する表示装置であり、演算制御部 10 から表示用データとして入力された生体情報、波形分析結果及び動脈硬化度を画面に表示する。

40

【0029】

記録部 75 は、給紙機構や印字用ヘッド等を主要構成として有し、演算制御部 10 から印字用データとして入力された生体情報、波形分析結果及び動脈硬化度を用紙に印字する。

【0030】

保存部 80 は、ハードディスクドライブや書き込み可能な光ディスクドライブ、不揮発性メモリ等により構成され、演算制御部 10 からの情報の保持が可能である。

50

【 0 0 3 1 】

音声発生部 8 5 は、スピーカ等を主要構成として有し、演算制御部 1 0 から入力されたガイダンス用データ又は報知音出力指示信号に従って、ガイダンス音声又は報知音を生成する。

【 0 0 3 2 】

入力 / 指示部 9 0 は、キーボードやマウス、ボタン、タッチパネル等から構成され、ユーザの操作による入力や指示を可能にする。ユーザによる入力や指示の内容は演算制御部 1 0 に通知される。

【 0 0 3 3 】

脈波計測部 2 0 5 は、アモルファス式の脈波計測手段である。脈波計測部 2 0 5 は、被検者に適切に装着されたアモルファス式脈波センサ 2 5 a、2 5 b により検出された被検者の脈波信号を演算制御部 1 0 に供給することにより、脈波の計測を行う。脈波の計測は、生体情報取得装置の電源投入時に開始されてもよいし、演算制御部 1 0 からの脈波計測開始指示の受信時に開始されてもよい。脈波計測部 2 0 5 による脈波の計測は、演算制御部 1 0 で大動脈 P W V を求める場合に好適に用いられ、この場合、アモルファス式脈波センサ 2 5 a、2 5 b の一方は、被検者の頸動脈部に装着され、他方は、被検者の大腿動脈部又は膝部に装着される。

10

【 0 0 3 4 】

心電図計測部 2 0 4 は、被検者に装着された四肢用心電電極部 2 4 a 及び胸部用心電電極部 2 4 b により検出された心電図信号を演算制御部 1 0 に供給することにより、心電図の計測を行う。四肢用心電電極部 2 4 a は、典型的には、右手首、左手首、右足首及び左足首にそれぞれ装着される 4 つの心電電極からなる。両足首用の心電電極に関しては、両足首への装着が右足首用カフ 2 2 R 及び左足首用カフ 2 2 L により妨げられないように形成されていることが好ましい。また、胸部用心電電極部 2 5 b は、典型的には、胸部の 6 箇所それぞれにそれぞれ装着される 6 つの心電電極からなる。

20

【 0 0 3 5 】

心音計測部 2 0 3 は、被検者に装着された心音マイク 2 3 により検出された心音信号を演算制御部 1 0 に供給することにより、心音の計測を行う。

【 0 0 3 6 】

計測部及び圧力制御部としての血圧脈波計測部 2 0 0 は、本実施の形態では、上肢用計測制御部 2 0 1 と下肢用計測制御部 2 0 2 とを独立に設けてなるものであるが、上肢用計測制御部 2 0 1 と下肢用計測制御部 2 0 2 と一体化してなるものであってもよい。血圧脈波計測部 2 0 0 は、オシロメトリック式の血圧脈波計測手段であり、血圧計測手段及び脈波計測手段の両方の機能を有する。

30

【 0 0 3 7 】

上腕用計測制御部 2 0 1 は、2 つの圧力センサ 2 1 1 R、2 1 1 L を有する他に、ポンプ、排気弁、CPU、メモリ及びフィルタを有する。メモリには、ポンプ、排気弁、右上腕用カフ 2 1 R 及び左上腕用カフ 2 1 L による血圧計測及び脈波計測を制御するプログラムと、この制御に関連する設定情報とが記憶されている。上腕用計測制御部 2 0 1 は、CPU によりプログラムを設定情報に従って実行する。上腕用計測制御部 2 0 1 は、ポンプ及び排気弁を用いて、ホース 2 1 h を介して右上腕用カフ 2 1 R 及び左上腕用カフ 2 1 L のゴム囊 2 1 a R、2 1 a L に空気を導入することにより右上腕用カフ 2 1 R 及び左上腕用カフ 2 1 L の加圧を行う一方、ゴム囊 2 1 a R、2 1 a L から空気を排出することにより、右上腕用カフ 2 1 R 及び左上腕用カフ 2 1 L の減圧を行う。右上腕用カフ 2 1 R は、使用時に右上腕に巻回されるカフを指し、左上腕用カフ 2 1 L は、使用時に左上腕に巻回されるカフを指す。

40

【 0 0 3 8 】

また、上腕用計測制御部 2 0 1 は、カフ加圧後、右上腕用カフ 2 1 R 及び左上腕用 2 1 L のカフ圧を保持（つまり、ゴム囊 2 1 a R、2 1 a L に対する吸排気を行わない）しつつ、右上腕用カフ 2 1 R 及び左上腕用 2 1 L のカフ圧の振動を脈波信号として圧力センサ

50

211R、211Lで検出し、検出した脈波信号を演算制御部10に供給することにより、脈波の計測を行う。上腕用計測制御部201は、脈波信号をフィルタにより濾波した上で演算制御部10に出力する。脈波信号は演算制御部10において特徴部検出のための波形分析に用いられるため、正確な波形分析を期すために、脈波の位相成分を崩すことなく濾波を行うことができるタイプのデジタルフィルタを用いることが好ましい。

【0039】

また、上腕用計測制御部201は、カフ減圧中又はカフ加圧中に、血圧の計測を行う。

【0040】

カフ減圧中の血圧計測の場合、上腕用計測制御部201は、右上腕用カフ21R及び左上腕用カフ21Lのカフ圧の振動を圧力センサ211R、211Lにより検出しながら、振動振幅の増大が最も顕著なカフ圧を収縮期血圧として検出すると共に、振動振幅の減少が最も顕著なカフ圧を拡張期血圧として検出して、検出した収縮期血圧及び拡張期血圧をそれぞれ示す血圧信号を演算制御部10に供給することにより、血圧の計測を行う。この場合において、上腕用計測制御部201は、右上腕用カフ21Rのみを用いた右側の血圧の計測と、左上腕用カフ21Lのみを用いた左側の血圧の計測とを別々に行うことができる。

10

【0041】

カフ加圧中の血圧計測の場合、上腕用計測制御部201は、右上腕用カフ21R及び左上腕用カフ21Lのカフ圧の振動を圧力センサ211R、211Lにより検出しながら、振動振幅の増大が最も顕著なカフ圧を拡張期血圧として検出すると共に、振動振幅の減少が最も顕著なカフ圧を収縮期血圧として検出して、検出した拡張期血圧及び収縮期血圧をそれぞれ示す血圧信号を演算制御部10に供給することにより、血圧の計測を行う。この場合において、上腕用計測制御部201は、右上腕用カフRのみを用いた右側の血圧の計測と、左上腕用カフ21Lのみを用いた左側の血圧の計測とを別々に行うことができる。

20

【0042】

なお、振動するカフ圧からの収縮期血圧及び拡張期血圧の検出は、上腕用計測制御部201の代わりに演算制御部10にて行うこともできる。

【0043】

下肢用計測制御部202は、2つの圧力センサ221R、221Lを有する他に、ポンプ、排気弁、CPU、メモリ及びフィルタを有する。メモリには、ポンプ、排気弁、右足首用カフ22R及び左足首用カフ22Lによる血圧計測及び脈波計測を制御するプログラムと、この制御に関連する設定情報とが記憶されている。下肢用計測制御部202は、CPUによりプログラムを設定情報に従って実行する。下肢用計測制御部202は、ポンプ及び排気弁を用いて、ホース22hを介して右足首用カフ22R及び左足首用カフ22Lのゴム囊22aR、22aLに空気を導入することにより右足首用カフ22R及び左足首用カフ22Lの加圧を行う一方、ゴム囊22aR、22aLから空気を排出することにより、右足首用カフ22R及び左足首用カフ22Lの減圧を行う。右足首用カフ22Rは、使用時に右足首に巻回されるカフを指し、左足首用カフ22Lは、使用時に左足首に巻回されるカフを指す。

30

【0044】

また、下肢用計測制御部202は、カフ加圧後、右足首用カフ22R及び左足首用22Lのカフ圧を保持(つまり、ゴム囊22aR、22aLに対する吸排気を行わない)しつつ、右足首用カフ22R及び左足首用22Lのカフ圧の振動を脈波信号として圧力センサ221R、221Lで検出し、検出した脈波信号を演算制御部10に供給することにより、脈波の計測を行う。下肢用計測制御部202は、脈波信号をフィルタにより濾波した上で演算制御部10に出力する。脈波信号は演算制御部10において特徴部検出のための波形分析に用いられるため、正確な波形分析を期すために、脈波の位相成分を崩すことなく濾波を行うことができるタイプのデジタルフィルタを用いることが好ましい。

40

【0045】

また、下肢用計測制御部202は、カフ減圧中又はカフ加圧中に、血圧の計測を行う。

50

【 0 0 4 6 】

カフ減圧中の血圧の計測の場合、下肢用計測制御部 2 0 2 は、右足首用カフ 2 2 R 及び左足首用カフ 2 2 L のカフ圧の振動を圧力センサ 2 2 1 R、2 2 1 L により検出しながら、振動振幅の増大が最も顕著なカフ圧を収縮期血圧として検出すると共に、振動振幅の減少が最も顕著なカフ圧を拡張期血圧として検出して、検出した収縮期血圧及び拡張期血圧をそれぞれ示す血圧信号を演算制御部 1 0 に供給することにより、血圧の計測を行う。この場合において、下肢用計測制御部 2 0 2 は、右足首用カフ 2 2 R のみを用いた右側の血圧の計測と、左足首用カフ 2 2 L のみを用いた左側の血圧の計測とを別々に行うことができる。

【 0 0 4 7 】

カフ加圧中の血圧の計測の場合、下肢用計測制御部 2 0 2 は、右足首用カフ 2 2 R 及び左足首用カフ 2 2 L のカフ圧の振動を圧力センサ 2 2 1 R、2 2 1 L により検出しながら、振動振幅の増大が最も顕著なカフ圧を拡張期血圧として検出すると共に、振動振幅の減少が最も顕著なカフ圧を収縮期血圧として検出して、検出した拡張期血圧及び収縮期血圧をそれぞれ示す血圧信号を演算制御部 1 0 に供給することにより、血圧の計測を行う。この場合において、下肢用計測制御部 2 0 2 は、右足首用カフ 2 2 R のみを用いた右側の血圧の計測と、左足首用カフ 2 2 L のみを用いた左側の血圧の計測とを別々に行うことができる。

【 0 0 4 8 】

なお、振動するカフ圧からの収縮期血圧及び拡張期血圧の検出は、下肢用計測制御部 2 0 2 の代わりに演算制御部 1 0 にて行うこともできる。

【 0 0 4 9 】

次いで、上記構成を有する血圧脈波検査装置において実行される動脈硬化度算出処理について、図 2 を用いて説明する。ここでは、C A V I を算出する処理の一例を挙げて説明するが、その算出手順は種々変更して実施してもよい。算出手順等を適宜変更することにより他の動脈硬化度の算出も可能である。

【 0 0 5 0 】

動脈硬化度算出処理の事前準備として、まずユーザ（医師、検査技師等）は、被検者の識別情報や身長、血管長等の必要情報を入力／指示部 9 0 を用いて入力する。入力された必要情報は、演算制御部 1 0 により保存部 8 0 に取り込まれる。またユーザは、右上腕用カフ 2 1 R、左上腕用カフ 2 1 L、右足首用カフ 2 2 R、左足首用カフ 2 2 L、心音マイク 2 3、四肢用心電電極部 2 4 a 及び胸部用心電電極部 2 4 b をそれぞれ、仰臥位の被検者の所定位置に装着する。このとき各カフと被検者の心臓との高さが略同じとなるようにする。そして、被検者の安静状態を確認した後、ユーザは、入力／指示部 9 0 を用いて開始操作を行う。これによりその旨の指示信号が演算制御部 1 0 に入力され、演算制御部 1 0 は動脈硬化度算出処理の全体制御を開始する。初期状態では、各生体情報計測部はそれぞれの生体情報の計測を停止しているものとする。

【 0 0 5 1 】

まず、ステップ S 1 0 0 では、演算制御部 1 0 は、心電図計測のための動作を開始させる信号を心電図計測部 2 0 4 に出し、これにより心電図計測部 2 0 4 は、被検者の心電図を計測し、その結果を示す心電図信号を生成する。これに並行して、演算制御部 1 0 は、心音計測のための動作を開始させる信号を心音計測部 2 0 3 に出し、これに従って心音計測部 2 0 3 は、被検者の心音を計測し、その結果を示す心音信号を生成する。心音信号は、演算制御部 1 0 により保存部 8 0 に取り込まれる。さらに、これらに並行して、演算制御部 1 0 は、脈波計測のための動作を開始させる信号を上腕用計測制御部 2 0 1 及び下肢用計測制御部 2 0 2 に出し、これに従って上腕用計測制御部 2 0 1 及び下肢用計測制御部 2 0 2 は脈波の計測を行い、それぞれの結果を示す脈波信号を生成する。生成された心電図信号、心音信号及び脈波信号は、演算制御部 1 0 により保存部 8 0 に取り込まれる。そして、演算制御部 1 0 は、保存部 8 0 に取り込まれた信号を読み出して、波形分析を行う。前述の通り、波形分析では、波形における特徴部、例えば、心音の開始部、上

10

20

30

40

50

腕での脈波の立ち上がり部、足首での脈波の立ち上がり部、上腕での脈波の切痕部等を検出する。なお、脈波計測には、図3を参照して後述する一連の処理が含まれており、この一連の処理が完了すると、脈波計測は終了し波形分析も終了する(ステップS200)。

【0052】

そして、演算制御部10は、ステップS300において、ステップS200終了時のカフ圧の状態を変えずに一定期間(例えば10秒間)だけ待機した後、ステップS400に進む。

【0053】

ステップS400では、演算制御部10は、被検者の右半身(右上腕及び右足首)の血圧計測のための動作を開始させる信号を上腕用計測制御部201及び下肢用計測制御部202に出力し、これに従って上腕用計測制御部201及び下肢用計測制御部202は、右上腕用カフ21R及び右足首用カフ22Rをそれぞれ用いて血圧の計測を行う。

10

【0054】

具体的には、上腕用計測制御部201は右上腕用カフ21Rを、下肢用計測制御部202は右足首用カフ22Rを、測定対象の収縮期血圧よりも高い適当な所定値まで加圧する。カフ加圧が完了すると、上腕用計測制御部201は右上腕用カフ21Rを、下肢用計測制御部202は右足首用カフ22Rを、徐々に減圧する。カフ減圧中、上腕用計測制御部201は、右上腕の収縮期血圧及び拡張期血圧を計測し、下肢用計測制御部202は、右足首の収縮期血圧及び拡張期血圧を計測する。血圧計測後、右上腕用カフ21R及び右足首用カフ22Rのカフ圧が非加圧状態に相当する値に戻ると、上腕用計測制御部201及び下肢用計測制御部202は、計測したそれぞれの血圧値を示す血圧信号を演算制御部10に出力する。血圧信号は演算制御部10により保存部80に取り込まれる。なお、ここではカフ減圧中の血圧計測を例に挙げたが、代わりにカフ加圧中の血圧計測を行ってもよいし、カフ減圧中の血圧計測とカフ加圧中の血圧計測とを両方行ってもよい。

20

【0055】

ステップS500では、演算制御部10は、被検者の左半身(左上腕及び左足首)の血圧計測のための動作を開始させる信号を上腕用計測制御部201及び下肢用計測制御部202に出力し、これに従って上腕用計測制御部201及び下肢用計測制御部202は、左上腕用カフ21L及び左足首用カフ22Lをそれぞれ用いて血圧の計測を行う。なお、左側の血圧計測の具体的手順に関しては、上記右側の血圧計測の手順において加減圧の対象カフを右上腕及び右足首用のカフ21R、22Rから左上腕及び左足首用のカフ21L、22Lに替えることにより、右側血圧計測と同様に実現することができる。

30

【0056】

そして、ステップS600では、演算制御部10は、この分析結果と、受信した生体情報により示された数値、例えば血圧とに基づいて、CAVIの算出を行う。

【0057】

このようにして得られたCAVIは、必要に応じて、表示部70により画面に表示され又は記録部75により記録紙に印字される。

【0058】

ここで、上記ステップS100で実行される脈波計測のための一連の処理について、図3を用いて説明する。

40

【0059】

まず、上腕用計測制御部201及び下肢用計測制御部202は、全てのカフ21R、21L、22R、22Lの加圧を同時に開始する(ステップS101)。全てのカフ21R、21L、22R、22Lの加圧は、カフ圧が一般的な拡張期血圧以下で、脈波計測に適した圧(ここでは50mmHg)に到達するまで継続され(ステップS102)、カフ圧が50mmHgに到達すると、上腕用計測制御部201及び下肢用計測制御部202は、左上腕用のカフ21Lを除くカフ21R、22R、22Lの加圧を停止し、それらのカフ圧を保持する(ステップS103)。左上腕用カフ21Lの加圧は継続される。

【0060】

50

そして、上腕用計測制御部 201 は、加圧中の左上腕用カフ 21L を用いて、拡張期血圧を計測し、そして収縮期血圧を計測する（ステップ S104）。

【0061】

継続加圧は、血管が閉塞するよう計測された収縮期血圧と同圧もしくはそれ以上の圧となるようになるまで（ここでは収縮期血圧よりもカフ圧が 20 mmHg だけ高くなるまで）行われ（ステップ S105）、その後、上腕用計測制御部 201 は、左上腕用カフ 21L の加圧を停止し、そのカフ圧を保持する（ステップ S106）。

【0062】

このように、血圧の計測を行いながら加圧を継続するため、所望のカフ圧（ここでは収縮期血圧 + 20 mmHg としているが、収縮期血圧と同圧の場合や収縮期血圧 + 40 mmHg の場合もある）で確実に加圧を停止させることができる。

10

【0063】

なお、血圧の計測は、前述したステップ S400 及び S500 においても行われるが、ステップ S104 で行った血圧計測の結果も血圧信号として取り込み、これを CAVI の算出に活用してもよい。

【0064】

そして、ステップ S107 では、上腕用計測制御部 201 及び下肢用計測制御部 202 は、カフ圧がそれぞれ保持された状態にある全てのカフ 21R、21L、22R、22L を用いて、脈波の計測を行う。

【0065】

一定期間（例えば約 20 秒間）にわたって脈波の計測を行った後、上腕用計測制御部 201 及び下肢用計測制御部 202 は、全てのカフ 21R、21L、22R、22L の減圧を開始する（ステップ S108）。これらのカフ圧が非加圧状態に相当する値まで戻ると（ステップ S109）、上腕用計測制御部 201 及び下肢用計測制御部 202 は全てのカフ 21R、21L、22R、22L の減圧を停止する（ステップ S110）。

20

【0066】

図 2 及び図 3 を参照して説明した処理を行うと、例えば図 4 に示すような計測結果が得られる。ここでは、左上腕用カフ 21L のカフ圧を 140 mmHg に保持した場合を例にとっている。

【0067】

左上腕以外の部位では、被検者の血管に全く作用せず血管を圧迫しない圧力（ここでは 50 mmHg）にカフ圧が保持されているため、計測した脈波の波形は一定の品質を有しているものの、脈波本来の波形を鮮鋭に反映したものではない。一方、左上腕では、被検者の血管を閉塞させる圧力（ここでは 140 mmHg）にカフ圧が保持されているため、計測した脈波の波形は脈波本来の波形を鮮鋭に反映した非常に良好な品質の波形となっている。例えば、領域 a にある切痕部は鮮鋭に出現していないが、領域 b にある切痕部は鮮鋭に出現している。これは、左上腕では末梢血管からの脈反射の影響を受けない状態で脈波計測が行われていることに起因する。

30

【0068】

したがって、本実施の形態によれば、切痕部のタイミングを正確に検出することができ、ひいては算出される CAVI の信頼性を向上させることができる。

40

【0069】

また、血管を閉塞させるような収縮期血圧以上のカフ圧の下での脈波計測は、血管を圧迫しない拡張期血圧未満のカフ圧の下での脈波計測と異なり、身体への影響が大きい。このため、本実施の形態では、全ての部位でなく 1 箇所でのみ高圧を保持して脈波計測を行う。よって、身体への影響を最小限に抑えつつ、正確に特徴部を検出することができる。

【0070】

また、上腕への動脈は大静脈弓部で分岐したものであることから、左上腕でのみ高圧を保持して脈波の計測を行うことにより、大動脈弓部での脈波に非常に似た脈波の波形を得ることができ、切痕部等の特徴部を一段と正確に検出することができる。

50

【 0 0 7 1 】

なお、本実施の形態では、一部のカフのみのカフ圧を高圧まで加圧させる目的は、脈波の切痕部、すなわちディクロティックノッチの正確な検出であるが、他の特徴部の正確な検出を目的としてもよい。例えば、脈波のパーカッションウェーブのピークとタイダルウェーブのピークとの正確な検出を目的とすることができる。

【 0 0 7 2 】

また、上記ステップ S 1 0 0 での脈波計測について、図 3 を用いて具体的な手順の一例を説明したが、脈波計測手順は上記のものだけに限定されない。以下、図 5、図 6 及び図 7 を用いて 3 つの変形例について説明する。

【 0 0 7 3 】

まず、図 5 を用いて第 1 の変形例について説明する。この例では、カフ加圧中だけでなくカフ減圧中も血圧計測を行う。図 3 に示す手順と対比すると、図 5 の例は、ステップ S 1 0 8 とステップ S 1 0 9 との間にステップ S 1 1 1 を追加した点で相違する。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 1 1 1 では、上腕用計測制御部 2 0 1 は、減圧中の全てのカフ 2 1 R、2 1 L、2 2 R、2 2 L のうち左上腕用カフ 2 1 L のみを用いて、収縮期血圧を計測し、そして拡張期血圧を計測する。ここでの計測結果を示す血圧信号は、演算制御部 1 0 により保存部 8 0 に取り込まれ、C A V I の算出に活用される。

【 0 0 7 5 】

血圧の計測は、前述したステップ S 4 0 0、S 5 0 0、S 1 0 4 において行われるが、上記第 1 の変形例では、ステップ S 1 1 1 で行った血圧計測の結果も血圧信号として取り込むことができる。よって、血圧の計測精度を向上させることができ、算出される C A V I の信頼性のさらなる向上につながる。

【 0 0 7 6 】

続いて、図 6 を用いて第 2 の変形例について説明する。図 3 の例では左上腕用カフ 2 1 L のみを高圧まで加圧したのに対し、この例では、左上腕用カフ 2 1 L に加えて右上腕用カフ 2 1 R を高圧まで加圧する。図 3 よりも類似する図 5 に示す手順と対比すると、図 6 の例は、ステップ S 1 0 3、S 1 0 4、S 1 0 6、S 1 1 1 をステップ S 1 1 2、S 1 1 3、S 1 1 4、S 1 1 5 に置換した点で相違する。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 1 1 2 では、上腕用計測制御部 2 0 1 及び下肢用計測制御部 2 0 2 は、カフ圧が 5 0 mm H g に到達すると、上腕用のカフ 2 1 R、2 1 L を除く下肢用のカフ 2 2 R、2 2 L の加圧を停止し、それらのカフ圧を保持する。上腕用のカフ 2 1 R、2 1 L の加圧は継続される。

【 0 0 7 8 】

また、ステップ S 1 1 3 では、上腕用計測制御部 2 0 1 は、加圧中の上腕用のカフ 2 1 R、2 1 L を用いて拡張期血圧及び収縮期血圧の計測を左右の上腕について同時に行う。

【 0 0 7 9 】

また、ステップ S 1 1 4 では、上腕用計測制御部 2 0 1 は、上腕用のカフ 2 1 R、2 1 L の加圧を停止し、そのカフ圧を保持する。

【 0 0 8 0 】

このように、血圧の計測を行いながら加圧を継続するため、所望のカフ圧（ここでは収縮期血圧 + 2 0 mm H g ）で確実に加圧を停止させることができる。

【 0 0 8 1 】

なお、血圧の計測は、前述したステップ S 4 0 0 及び S 5 0 0 においても行われるが、ステップ S 1 1 3 で行った血圧計測の結果も血圧信号として取り込み、これを C A V I の算出に活用してもよい。

【 0 0 8 2 】

また、ステップ S 1 1 5 では、上腕用計測制御部 2 0 1 は、減圧中の全てのカフ 2 1 R、2 1 L、2 2 R、2 2 L のうち上腕用のカフ 2 1 R、2 1 L のみを用いて、左右両腕の

10

20

30

40

50

収縮期血圧を計測し、そして左右両腕の拡張期血圧を計測する。

【 0 0 8 3 】

ステップ S 1 1 5 での計測結果を示す血圧信号は、演算制御部 1 0 により保存部 8 0 に取り込まれ、C A V I の算出に活用される。

【 0 0 8 4 】

血圧の計測は、前述したステップ S 4 0 0、S 5 0 0、S 1 1 3 において行われるが、上記第 2 の変形例によれば、ステップ S 1 1 5 で行った血圧計測の結果も血圧信号として取り込むことができる。しかもステップ S 1 1 5 では左右両腕の血圧計測結果を得ることができる。よって、血圧の計測精度を一層向上させることができ、算出される C A V I の信頼性のさらなる向上につながる。

10

【 0 0 8 5 】

さらに、図 6 に示す手順を図 2 に示す手順に組み合わせて実施する場合は、図 2 におけるステップ S 3 0 0 において一定期間待機した後、上腕用計測制御部 2 0 1 を動作させず、下肢用のカフ 2 2 R、2 2 L を用いた血圧の計測を同時に行うよう下肢用計測制御部 2 0 2 を動作させてもよい。これにより、上半身の血圧計測と下半身の血圧計測とをそれぞれ同時に行うことができるため、被検者の身体への負荷を増大させることなく血圧計測の工程を減らすことができる。

【 0 0 8 6 】

続いて、図 7 を用いて第 3 の変形例について説明する。図 3 の例では無条件に左上腕用カフ 2 1 L を高圧まで加圧したのに対し、この例では、左上腕用カフ 2 1 L を高圧まで加圧するための条件を適用する。すなわち、第 3 の変形例は、図 3 に示す手順においてステップ S 1 0 3 をステップ S 1 1 6、S 1 1 7、S 1 1 8、S 1 1 9、S 1 2 0 に置換し、所定の条件を満たした場合にはステップ S 1 0 4、S 1 0 5、S 1 0 6、S 1 0 7 を実行し、所定の条件を満たさなかった場合にはステップ S 1 0 4、S 1 0 5、S 1 0 6、S 1 0 7 をスキップする。

20

【 0 0 8 7 】

ステップ S 1 1 6 では、上腕用計測制御部 2 0 1 及び下肢用計測制御部 2 0 2 は、カフ圧が 5 0 mm H g に到達すると、全てのカフ 2 1 R、2 1 L、2 2 R、2 2 L の加圧を停止し、それらのカフ圧を保持する。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 1 1 7 では、上腕用計測制御部 2 0 1 及び下肢用計測制御部 2 0 2 は、カフ圧がそれぞれ保持された状態にある全てのカフ 2 1 R、2 1 L、2 2 R、2 2 L を用いて、脈波の計測を行う。一定期間（例えば約 2 0 秒間）にわたって脈波の計測を行った後、その測定結果を示す脈波信号が、演算制御部 1 0 により保存部 8 0 に取り込まれる。

30

【 0 0 8 9 】

ステップ S 1 1 8 では、演算制御部 1 0 は、前述したステップ S 1 0 0 と同様の波形分析を行う。

【 0 0 9 0 】

ステップ S 1 1 9 では、演算制御部 1 0 は、上記波形分析において脈波の切痕部の検出が失敗したか否かを判断する。切痕部検出に失敗したという条件を満たした場合は、カフ圧をさらに加圧して脈波計測を行う必要があるため、左上腕用カフ 2 1 L のみの加圧を再開する（ステップ S 1 2 0）。換言すれば、ステップ S 1 2 0 では、ステップ S 1 1 6 で行われた一次加圧に対する二次加圧が行われる。ステップ S 1 2 0 の後は、図 3 のステップ S 1 0 4 に進む。

40

【 0 0 9 1 】

一方、切痕部検出に成功した場合は、カフ圧をこれ以上加圧することにより身体への負荷を回避するため、図 3 のステップ S 1 0 4、S 1 0 5、S 1 0 6、S 1 0 7 をスキップして、ステップ S 1 0 8 に進む。

【 0 0 9 2 】

このように、第 3 の変形例によれば、不必要な身体への負荷を回避することができる。

50

【0093】

以上、本発明の実施の形態について説明した。なお、以上の説明は本発明の好適な実施の形態の例証であり、本発明の範囲はこれに限定されない。つまり、上記装置の構成及び使用時の動作についての説明は一例であり、本発明の範囲においてこれらの例に対する様々な変更や追加が可能であることは明らかである。

【符号の説明】

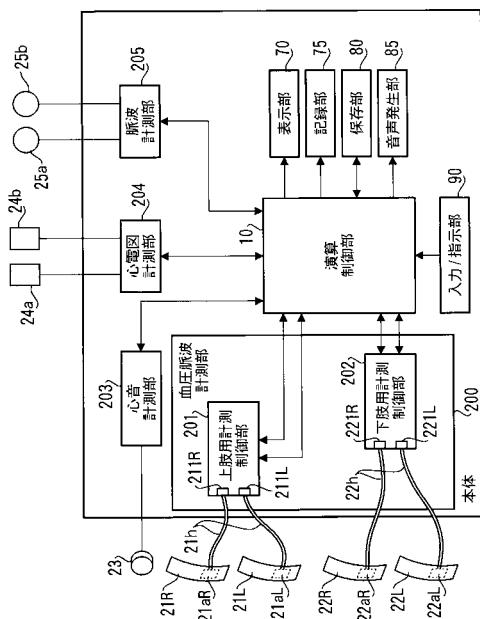
【0094】

- 10 演算制御部
- 21 R 右上腕用カフ
- 21 L 左上腕用カフ
- 21 a R、21 a L、22 a R、22 a L ゴム囊
- 22 R 右足首用カフ
- 22 L 左足首用カフ
- 21 h、22 h ホース
- 23 心音マイク
- 24 a 四肢用心電電極部
- 24 b 胸部用心電電極部
- 200 血圧脈波計測部
- 201 上腕用計測制御部
- 202 下肢用計測制御部
- 203 心音計測部
- 204 心電図計測部
- 205 脈波計測部
- 211 R、211 L、221 R、221 L 圧力センサ

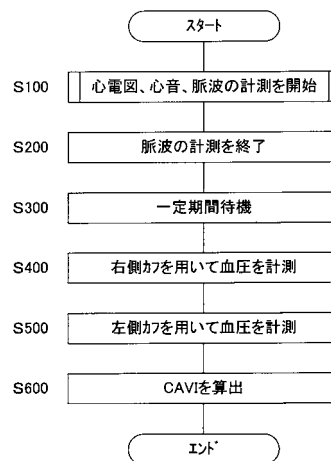
10

20

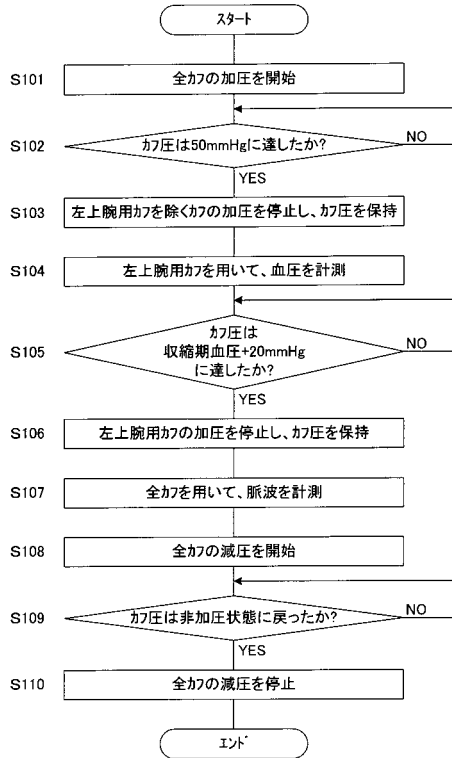
【図1】



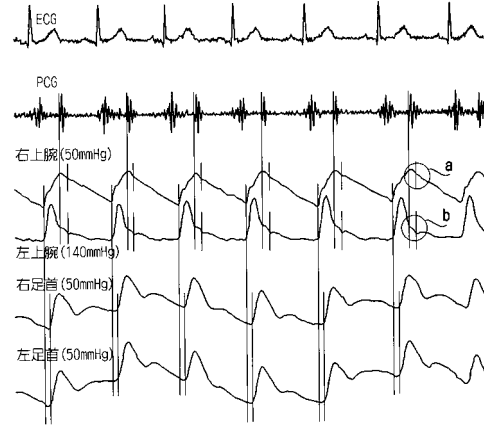
【図2】



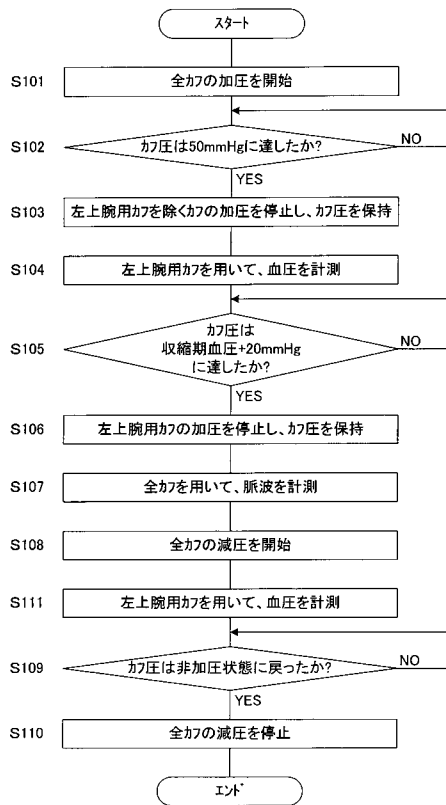
【図3】



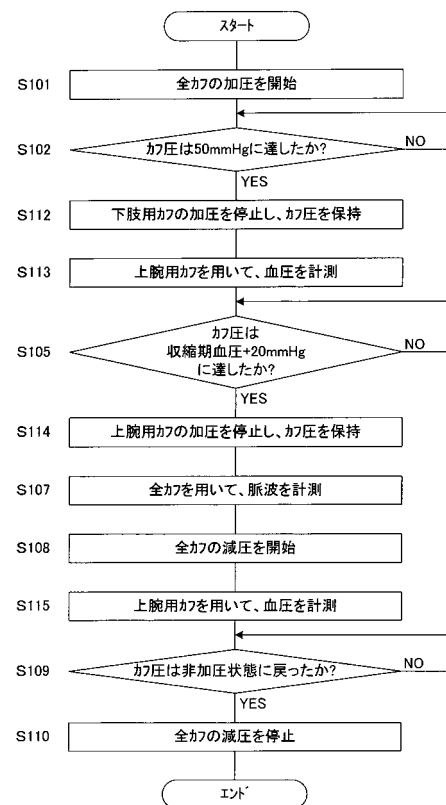
【図4】



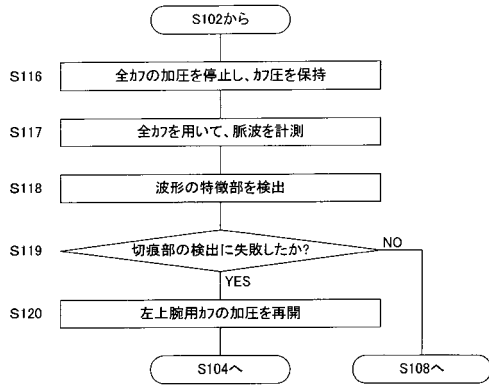
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-105497(JP,A)
特開2006-346288(JP,A)
特開2005-168583(JP,A)
特開2004-195071(JP,A)
特開2003-204945(JP,A)
特開2006-289088(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03