

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6243719号
(P6243719)

(45) 発行日 平成29年12月6日(2017.12.6)

(24) 登録日 平成29年11月17日(2017.11.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-250606 (P2013-250606)	(73) 特許権者	304008175 株式会社ユネクス 愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号
(22) 出願日	平成25年12月3日(2013.12.3)	(73) 特許権者	000004260 株式会社デンソー 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地
(65) 公開番号	特開2015-107174 (P2015-107174A)	(74) 代理人	100085361 弁理士 池田 治幸
(43) 公開日	平成27年6月11日(2015.6.11)	(74) 代理人	100147669 弁理士 池田 光治郎
審査請求日	平成28年12月1日(2016.12.1)	(72) 発明者	本谷 秀堅 愛知県名古屋市中区御器所町字木市29番 国立大学法人名古屋工業大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体血管状態測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の表皮下に位置する血管に対して超音波を放射させ、該超音波の反射信号に基づいて前記血管の状態を測定する生体血管状態測定装置であって、

前記反射信号に基づいて前記血管の短軸断面形状を算出する短軸断面形状算出部と、

該短軸断面形状算出部により算出された前記短軸断面形状の境界上における少なくとも3つの境界点を無作為に抽出する境界点抽出部と、

該境界点抽出部により抽出された前記少なくとも3つ境界点に基づいて前記短軸断面形状における中心座標を推定する中心座標推定部と、

前記境界点抽出部による前記少なくとも3つの境界点の抽出と、抽出された前記少なくとも3つ複数の境界点に基づく前記中心座標推定部による前記中心座標の推定とを、繰り返し複数回行い、該複数回の前記中心座標の推定結果の平均に基づいて、前記短軸断面形状における中央位置を同定する中央位置同定部と

を、備えたことを特徴とする生体血管状態測定装置。

【請求項2】

前記境界点抽出部による前記少なくとも3つの境界点の抽出と、抽出された前記少なくとも3つの境界点に基づく前記中心座標推定部による前記中心座標の推定とを、繰り返し複数回行い、該複数回の前記中心座標の推定結果の散布度に基づいて、前記短軸断面形状が前記血管の分岐部に対応するものであるか否かを判定する血管分岐判定部を備えたものである

10

20

請求項 1 に記載の生体血管状態測定装置。

【請求項 3】

生体の表皮下に位置する血管に対して超音波を放射させるプローブと、
前記血管分岐判定部により、前記短軸断面形状が前記血管の分岐部に対応するものであることが判定された場合には、前記分岐部から離隔するように前記プローブを相対移動させるプローブ移動制御部と

を、備えたものである

請求項 2 に記載の生体血管状態測定装置。

【請求項 4】

生体の表皮下に位置する血管に対して超音波を放射させるプローブと、
前記血管分岐判定部により、前記短軸断面形状が前記血管の分岐部に対応するものであることが判定された場合には、前記プローブの相対移動を促す報知を行うプローブ移動報知部と

を、備えたものである

請求項 2 に記載の生体血管状態測定装置。

【請求項 5】

前記中心座標推定部は、前記境界点抽出部により抽出された前記少なくとも 3 つの境界点を包括する近似円を作成し、該近似円の中心座標を前記短軸断面形状における中心座標として推定するものである

請求項 1 から 4 の何れか 1 項に記載の生体血管状態測定装置。

【請求項 6】

前記短軸断面形状算出部により算出された前記短軸断面形状を含む領域を複数に区分し、前記中心座標推定部による前記中心座標の推定が行われる毎に推定された中心座標が前記複数の区分の何れに含まれるか記録する推定中心座標記録部を備え、

前記中央位置同定部は、前記中心座標推定部による複数回の前記中心座標の推定が行われた後、前記推定中心座標記録部により最多数の中心座標が記録された区分に含まれる前記中心座標の推定結果の平均値を、前記短軸断面形状における中央位置として同定するものである

請求項 1 から 5 の何れか 1 項に記載の生体血管状態測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の一部の血管に対する超音波の反射信号に基づいてその血管の状態を測定する生体血管状態測定装置に関し、特に、測定を容易なものとするための改良に関する。

【背景技術】

【0002】

生体に超音波センサを接触させてその表皮下に位置する血管に対して超音波を放射させ、その超音波の反射信号に基づいて前記血管の血管径、内腔径等の状態を測定する生体血管状態測定装置が知られている。この生体血管状態測定装置による血管状態の測定は、例えば、前記血管と他の組織との伝播速度差によりそれらの境界から反射される超音波反射信号間の時間差処理、或いはその反射信号から合成される超音波画像上における距離測定等により行われる。

【0003】

前記生体血管状態測定装置による血管状態の測定精度を向上させるための技術が提案されている。例えば、特許文献 1 に記載された血管形状測定装置がその一例である。この技術によれば、生体の一部の血管に対する超音波の反射信号に基づいてその血管の断面形状を算出し、その断面形状における血管壁の断面の中心点に基づいて前記血管の中心軸を算出することで、高精度で血管の形状、その血管内の血流速度や血流量を測定することができる。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第4441664号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、前記従来の技術では、必ずしも正確に前記血管の中心点を同定できないおそれがあった。すなわち、単に前記血管の断面形状における血管壁の断面の中心点を算出する処理では誤差が生じ易く、より正確に血管の中央位置を同定する手法の開発が求められていた。測定対象である血管の中央位置が同定できない場合、例えば、その血管の上流、下流それぞれの短軸血管画像の中央の深さを揃えることができず、結果、水平な長軸画像を抽出できないという弊害が生じる。また、血管は末梢側へ向かうに従い分岐を繰り返して細くなってゆくが、斯かる血管の分岐部では測定が困難となる。すなわち、測定対象である血管の中央位置を好適に同定し、その測定を容易なものとする生体血管状態測定装置は、未だ開発されていないのが現状である。

10

【0006】

本発明は、以上の事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、測定を容易なものとする血管形状測定装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

斯かる目的を達成するために、本第1発明の要旨とするところは、生体の表皮下に位置する血管に対して超音波を放射させ、その超音波の反射信号に基づいて前記血管の状態を測定する生体血管状態測定装置であって、前記反射信号に基づいて前記血管の短軸断面形状を算出する短軸断面形状算出部と、その短軸断面形状算出部により算出された前記短軸断面形状の境界上における少なくとも3つの境界点を無作為に抽出する境界点抽出部と、その境界点抽出部により抽出された前記少なくとも3つの境界点に基づいて前記短軸断面形状における中心座標を推定する中心座標推定部と、前記境界点抽出部による前記少なくとも3つの境界点の抽出と、抽出された前記少なくとも3つの境界点に基づく前記中心座標推定部による前記中心座標の推定とを、繰り返し複数回行い、その複数回の前記中心座標の推定結果の平均に基づいて、前記短軸断面形状における中央位置を同定する中央位置同定部とを、備えたことを特徴とするものである。

30

【発明の効果】

【0008】

前記第1発明によれば、前記反射信号に基づいて前記血管の短軸断面形状を算出する短軸断面形状算出部と、その短軸断面形状算出部により算出された前記短軸断面形状の境界上における少なくとも3つの境界点を無作為に抽出する境界点抽出部と、その境界点抽出部により抽出された前記少なくとも3つの境界点に基づいて前記短軸断面形状における中心座標を推定する中心座標推定部と、前記境界点抽出部による前記少なくとも3つの境界点の抽出と、抽出された前記少なくとも3つの境界点に基づく前記中心座標推定部による前記中心座標の推定とを、繰り返し複数回行い、その複数回の前記中心座標の推定結果の平均に基づいて、前記短軸断面形状における中央位置を同定する中央位置同定部とを、備えたものであることから、複数回の推定結果に基づいて前記短軸断面形状における中央位置を同定することで、誤差の影響を抑えてより正確に斯かる中央位置を同定することができる。すなわち、測定を容易なものとする血管形状測定装置を提供することができる。

40

【0009】

前記第1発明に従属する本第2発明の要旨とするところは、前記境界点抽出部による前記少なくとも3つの境界点の抽出と、抽出された前記少なくとも3つの境界点に基づく前記中心座標推定部による前記中心座標の推定とを、繰り返し複数回行い、その複数回の前記中心座標の推定結果の散布度に基づいて、前記短軸断面形状が前記血管の分岐部に対応

50

するものであるか否かを判定する血管分岐判定部を備えたものである。このようにすれば、血管状態の測定が困難となる分岐部を避けることで、血管形状測定装置による測定をより容易なものとするができる。

【0010】

前記第2発明に従属する本第3発明の要旨とするところは、生体の表皮下に位置する血管に対して超音波を放射させるプローブと、前記血管分岐判定部により、前記短軸断面形状が前記血管の分岐部に対応するものであることが判定された場合には、前記分岐部から離隔するように前記プローブを相対移動させるプローブ移動制御部とを、備えたものである。このようにすれば、血管状態の測定が困難となる分岐部を好適且つ実用的な態様で避けることができる。

10

【0011】

前記第2発明に従属する本第4発明の要旨とするところは、生体の表皮下に位置する血管に対して超音波を放射させるプローブと、前記血管分岐判定部により、前記短軸断面形状が前記血管の分岐部に対応するものであることが判定された場合には、前記プローブの相対移動を促す報知を行うプローブ移動報知部とを、備えたものである。このようにすれば、血管状態の測定が困難となる分岐部を好適且つ実用的な態様で避けることができる。

【0012】

前記第1発明乃至第4発明の何れかに従属する本第5発明の要旨とするところは、前記中心座標推定部は、前記境界点抽出部により抽出された前記少なくとも3つの境界点を包括する近似円を作成し、その近似円の中心座標を前記短軸断面形状における中心座標として推定するものである。このようにすれば、前記短軸断面形状における中心座標を好適且つ実用的な態様で推定できる。

20

【0013】

前記第1発明乃至第5発明の何れかに従属する本第6発明の要旨とするところは、前記短軸断面形状算出部により算出された前記短軸断面形状を含む領域を複数に区分し、前記中心座標推定部による前記中心座標の推定が行われる毎に推定された中心座標が前記複数の区分の何れに含まれるか記録する推定中心座標記録部を備え、前記中央位置同定部は、前記中心座標推定部による複数回の前記中心座標の推定が行われた後、前記推定中心座標記録部により最多数の中心座標が記録された区分に含まれる前記中心座標の推定結果の平均値を、前記短軸断面形状における中央位置として同定するものである。このようにすれば、前記短軸断面形状における中央位置を好適且つ実用的な態様で同定できる。

30

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一実施例である生体血管状態測定装置の全体的な構成を例示する斜視図である。

【図2】図1の生体血管状態測定装置における超音波プローブの位置決めに関して本実施例で用いられるx y z軸直交座標軸を説明する図である。

【図3】図1の生体血管状態測定装置の測定対象である血管の多層膜構成を概略的に示す拡大図である。

【図4】図1の生体血管状態測定装置による血管状態の測定においてモニタ画面表示装置に表示される血管の超音波画像を例示する図である。

40

【図5】図1の生体血管状態測定装置による血管のFMD評価における、阻血開放後の血管内腔径の変化を例示したタイムチャートである。

【図6】図1の生体血管状態測定装置に備えられた制御機能の一例の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図7】図1の生体血管状態測定装置により生成された、血管の短軸画像を含む画像の一例を示している。

【図8】図7に示す画像を2階調化した2階調化画像を例示している。

【図9】図7に示す画像に係る画像微分について説明する図である。

【図10】図7に示す画像に関して判定された、その画像に含まれる血管の短軸断面形状

50

における境界線を例示する図である。

【図 1 1】図 1 の生体血管状態測定装置による血管の短軸断面形状における境界点の抽出、近似円の作成、及び中心座標の推定について説明する図である。

【図 1 2】図 1 の生体血管状態測定装置による血管の短軸断面形状を含む領域におけるグリッドの設定について説明する図である。

【図 1 3】図 1 の生体血管状態測定装置による血管の短軸断面形状の中央位置の同定について説明する図である。

【図 1 4】図 1 の生体血管状態測定装置による血管の短軸断面形状に基づく分岐部の判定について説明する図である。

【図 1 5】図 1 の生体血管状態測定装置におけるモニタ画面表示装置に表示された、分岐部ではない部分に相当する血管に対応する短軸画像及び長軸画像を例示する図である。

10

【図 1 6】図 1 の生体血管状態測定装置におけるモニタ画面表示装置に表示された、分岐部に相当する血管に対応する短軸画像及び長軸画像を例示する図である。

【図 1 7】図 1 の生体血管状態測定装置に備えられた電子制御装置による血管状態評価制御の一例の要部を説明するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本発明の血管形状測定装置は、好適には、生体の上腕表皮下における動脈である上腕動脈の測定を行うものである。或いは、生体の前腕部やトウ骨動脈など表皮面より測定できる動脈や静脈、その他の下肢の血管等の血管パラメータの測定においても同様に適用され、効果を奏するものである。

20

【0016】

本発明の血管形状測定装置に備えられたプローブは、好適には、互いに平行な 2 列の第 1 短軸用超音波アレイ探触子及び第 2 短軸用超音波アレイ探触子と、それらの長手方向中央部を連結する長軸用超音波アレイ探触子とを一平面に有して成る H 型のハイブリッド型の超音波プローブである。或いは、インライン型やその他のプローブを備えた血管形状測定装置にも本発明は同様に適用され、効果を奏するものである。

【0017】

本発明の血管形状測定装置は、好適には、3 つの超音波アレイ探触子を有する超音波プローブを備えたものであるが、2 つの超音波アレイ探触子或いは 4 つ以上の超音波アレイ探触子を有する超音波プローブを備えた生体血管状態測定装置にも本発明は好適に適用されるものである。

30

【0018】

以下、本発明の好適な実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【実施例】

【0019】

図 1 は、センサ保持器 10 に保持されたプローブユニット 12 を用いて、生体 14 の上腕 16 における皮膚 18 (厳密には表皮) の上からその皮膚 18 直下に位置する動脈等の血管 20 の非侵襲的な超音波診断を行う、本発明の一実施例である生体血管状態測定装置 22 (以下、単に測定装置 22 という) の全体的な構成を例示する斜視図である。

40

【0020】

前記プローブユニット 12 は、前記血管 20 に関連する生体情報すなわち血管パラメータを検出するためのセンサとして機能するものであって、互いに平行な 1 対の第 1 短軸用超音波アレイ探触子 24 a 及び第 2 短軸用超音波アレイ探触子 24 b と、それらの長手方向中央部を連結する長軸用超音波アレイ探触子 24 c とを、1 平面上すなわち平坦な探触面 25 に有する H 型の超音波プローブ 24 を備えている。また、前記プローブユニット 12 は、前記超音波プローブ 24 を x y z 方向において位置決めし、且つ x 軸及び z 軸まわりの回転角度を位置決めする多軸駆動装置 (位置決め装置) 26 を備えている。前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 24 a、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 24 b、及び長軸用超音波アレイ探触子 24 c は、例えば後述する図 2 に示すように、圧電セラミックスから構

50

成された多数個の超音波振動子（超音波発振子） $a_1 \sim a_n$ が直線的に配列されることにより長手状にそれぞれ構成されている。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、前記超音波プローブ 2 4 の位置決めに関して本実施例で用いられる $x y z$ 軸直交座標軸を説明する図である。この図 2 においては、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 a の長手方向と平行でその第 1 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 a の直下に位置し前記血管 2 0 又はその付近を通る方向を x 軸としている。また、前記長軸用超音波アレイ探触子 2 4 c の長手方向と平行で x 軸と直交する方向を y 軸としている。また、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 a の長手方向と前記長軸用超音波アレイ探触子 2 4 c の長手方向との交点を通り且つ前記 x 軸方向及び y 軸方向に直交する方向を z 軸としている。図 2 に示すような $x y z$ 軸直交座標軸に関して、前記超音波プローブ 2 4 は、例えば、前記多軸駆動装置 2 6 により x 軸方向に並進させられる。また、 x 軸及び z 軸まわりに回転させられる。

10

【 0 0 2 2 】

図 3 は、前記測定装置 2 2 の測定対象である血管 2 0 の多層膜構成を概略的に示す拡大図である。この図 3 に示す血管 2 0 は、好適には上腕動脈であり、内膜 L_1 、中膜 L_2 、及び外膜 L_3 の 3 層構造を備えている。超音波の反射は、一般に音響インピーダンスの異なる部分で発生することから、超音波を用いた前記血管 2 0 の状態測定において、実際は血管内腔の血液と前記内膜 L_1 の境界面、及び前記中膜 L_2 と前記外膜 L_3 との境界面が白く表示され、組織が白黒の班で表示される。

20

【 0 0 2 3 】

図 1 に示すように、前記測定装置 2 2 は、RAM の一時記憶機能を利用しつつ予め ROM に記憶されたプログラムに従って入力信号を処理する CPU を有する所謂マイクロコンピュータから構成された電子制御装置 2 8 と、モニタ画面表示装置（画像表示装置）3 0 と、超音波駆動制御回路 3 2 と、3 軸駆動モータ制御回路 3 4 とを、備えている。前記測定装置 2 2 による血管状態の測定においては、前記電子制御装置 2 8 によって前記超音波駆動制御回路 3 2 から駆動信号が供給されると、前記プローブユニット 1 2 における前記超音波プローブ 2 4 の前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 a、前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 b、及び前記長軸用超音波アレイ探触子 2 4 c からよく知られたビームフォーミング駆動によりビーム状の超音波が順次放射される。そして、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 a、前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 b、及び前記長軸用超音波アレイ探触子 2 4 c により超音波の反射信号が検知され、前記電子制御装置 2 8 においてその検知された超音波反射信号の処理が行われることにより、前記皮膚 1 8 下の超音波画像が発生させられ前記モニタ画面表示装置 3 0 に表示される。

30

【 0 0 2 4 】

図 1 に示すように、前記測定装置 2 2 は、超音波駆動制御部 8 0、検波処理部 8 2、超音波信号処理部 8 4、3 軸駆動モータ制御部 8 6、カフ圧制御部 8 8、血管状態評価部 9 0、及び表示制御部 9 2 を備えている。これらの制御機能は、好適には、前記電子制御装置 2 8 に機能的に備えられたものであるが、それらの制御機能のうち一部乃至全部が前記電子制御装置 2 8 とは別体の制御部として構成され、相互に情報の通信を行うことにより以下に詳述する制御を行うものであってもよい。

40

【 0 0 2 5 】

図 4 は、前記測定装置 2 2 による血管状態の測定において、前記血管 2 0 の超音波画像が生成される際に所定の計測位置に位置決めされた前記超音波プローブ 2 4 と前記血管 2 0 との位置関係を示すと共に、斯かる位置関係において前記モニタ画面表示装置 3 0 に表示される血管の超音波画像を例示する図である。前記モニタ画面表示装置 3 0 は、例えば、図 4 (a) に示すように、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 a により検知される超音波反射信号に対応する超音波画像（第 1 短軸画像）を表示する第 1 短軸画像表示領域 G 1 と、前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 b により検知される超音波反射信号に対応する超音波画像（第 2 短軸画像）を表示する第 2 短軸画像表示領域 G 2 と、前記長軸用

50

超音波アレイ探触子 24c により検知される超音波反射信号に対応する超音波画像（長軸画像、血管縦断面画像）を表示する長軸画像表示領域 G3 とを、備えている。好適には、前記第 1 短軸画像表示領域 G1、前記第 2 短軸画像表示領域 G2、前記長軸画像表示領域 G3 は、前記皮膚 18 からの深さ寸法を示す共通の縦軸を備えたものである。なお、図 4 (a) 内の「ImA, ImB」は、それぞれ前記血管 20 の横断面を示している。

【0026】

前記測定装置 22 は、好適には、前記超音波プローブ 24 から前記血管 20 に対して出力される超音波の反射信号に基づいて、その血管 20 の径、内膜厚、プラーク、血流速度等を測定する FMD (Flow-Mediated Dilatation: 血流依存性血管拡張反応) の評価を行う。斯かる FMD の評価に際して、前記モニタ画面表示装置 30 は、例えば、前記血管 20 における内膜の径の変化率すなわち内腔径の拡張率 R を時系列的に表示する。前記 FMD の評価及び前記血管 20 の超音波画像の生成等に際して、前記超音波プローブ 24 は、測定対象である前記血管 20 に対して所定の計測位置 P となるように、前記電子制御装置 28 に備えられた前記 3 軸駆動モータ制御部 86 によって前記 3 軸駆動モータ制御回路 34 から駆動信号を供給された前記多軸駆動装置 26 の駆動により位置決めされる。前記所定の計測位置 P とは、好適には、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 24a 及び前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子 24b が前記血管 20 に対して直交し、且つ前記長軸用超音波アレイ探触子 24c が前記血管 20 に対して平行となる位置である。図 4 を用いて説明すれば、前記所定の計測位置 P とは、その図 4 において「 $a = b$, $c = d$, $e = f$ 」となる位置である。すなわち、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 24a から前記血管 20 の中心までの距離と前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子 24b から前記血管 20 の中心までの距離とが互いに等しく、且つ前記第 1 短軸画像表示領域 G1 及び前記第 2 短軸画像表示領域 G2 の何れにおいてもそれらの幅方向中央部に前記血管 20 の画像が位置させられた計測位置である。

【0027】

前記測定装置 22 による血管状態の測定において、前記センサ保持器 10 は、前記生体 14 における上腕 16 の皮膚 18 の上からその皮膚 18 直下に位置する前記血管 20 を変形させない程度に軽く接触させる状態で前記プローブユニット 12 を所望の姿勢で保持する。好適には、前記超音波プローブ 24 の 3 次元空間内の位置が前記血管 20 に対して前記所定の計測位置 P となるように、前記プローブユニット 12 を所望の姿勢で保持する。好適には、前記プローブユニット 12 における前記超音波プローブ 24 の端面と前記皮膚 18 との間には、超音波の減衰、境界面における反射や散乱を抑制して超音波画像を明瞭とするためのよく知られたゼリー、オリーブ油、グリセリン等のカップリング剤や、水を樹脂製袋内に閉じ込めた水袋等が介在させられる。

【0028】

図 1 に示すように、前記センサ保持器 10 は、例えば、磁氣的吸着力により机や台座等に固定されるマグネット台 36 と、前記プローブユニット 12 が固定されるユニット固定具 38 と、前記マグネット台 36 及び前記ユニット固定具 38 に一端が固定され且つ球状に形成された先端部 42 を有する連結部材 44、45 と、それら連結部材 44、45 を介して前記マグネット台 36 と前記ユニット固定具 38 とを相対移動可能に連結し支持する自在アーム 40 とを、備えている。前記自在アーム 40 は、相互に回動可能に連結された 2 つのリンク 46、47 と、それらリンク 46、47 の一端にて前記各先端部 42 に対して回動可能に嵌め入れられた嵌合穴 48 をそれぞれ有する回曲関節部 50、51 と、各リンク 46、47 の他端にてその他端を相互に相対回動可能に連結し且つその連結箇所を貫設するねじ穴に螺合されたおねじ付き固定ノブ 52 が締め付けられることで得られる締着力により相対回動不能にされる回曲関節部 54 とを、備えている。

【0029】

前記多軸駆動装置 26 は、例えば、x 軸回動アクチュエータにより前記超音波プローブ 24 の x 軸まわりの回動位置を位置決めするために前記ユニット固定具 38 に固定される x 軸回動 (ヨーイング) 機構と、x 軸回動アクチュエータにより前記超音波プローブ 24

10

20

30

40

50

の x 軸方向の並進位置を位置決めするための x 軸並進機構と、z 軸アクチュエータにより前記超音波プローブ 24 の z 軸まわりの回動位置を位置決めするための z 軸回動機構とを、備えて構成されている。斯かる構成により、前記多軸駆動装置 26 は、前記電子制御装置 28 からの指令に従って前記超音波プローブ 24 の位置決め状態を制御する。

【0030】

前記超音波駆動制御回路 32 は、前記電子制御装置 28 に備えられた超音波駆動制御部 80 からの指令に従って前記超音波プローブ 24 から前記血管 20 への超音波の放射を制御する。例えば、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 24a において 1 列に配列された多数個の超音波振動子 a_1 乃至 a_n のうち、その端の超音波振動子 a_1 から一定数の超音波振動子群例えば 15 個の a_1 乃至 a_{15} 毎に所定の位相差を付与しつつ 10 MHz 程度の周波数で同時駆動するビームフォーミング駆動することにより超音波振動子の配列方向において収束性の超音波ビームを前記血管 20 に向かって順次放射させる。そして、超音波振動子を 1 個ずつずらしながらその超音波ビームをスキャン（走査）させたときの放射毎の反射波を受信し、前記電子制御装置 28 へ入力させる。前記電子制御装置 28 へ入力された反射波信号は、前記検波処理部 82 により検波され、前記超音波信号処理部 84 により以下に詳述する画像合成可能な情報として処理される。前記超音波信号処理部 84 は、例えば、前記血管 20 と他の組織との伝播速度差によりそれらの境界から反射される超音波反射信号間の時間差処理や、その反射信号に基づく超音波画像の合成処理等を行う。

10

【0031】

前記電子制御装置 28 は、前記超音波プローブ 24 により受信される前記超音波の反射波に基づいて画像を合成し、前記皮膚 18 下における前記血管 20 の短軸画像すなわち横断面画像、及び長軸画像すなわち縦断面画像を生成させて、前記モニタ画面表示装置（画像表示装置）30 にそれぞれ表示させる。また、上記のようにして生成される前記血管 20 の短軸画像及び長軸画像等から、その血管 20 の径或いは内皮 70 の直径である内皮径（内腔径） d_1 等を算出する。また、前記血管 20 の内皮機能を評価するために、虚血反応性充血後の FMD（血流依存性血管拡張反応）を表す血管内腔径の拡張率（変化率） R （%） $[= 100 \times (d_1 - d_a) / d_a]$ を算出する。この式における「 d_a 」は、安静時の血管内腔径（ベース径、安静径）を示している。

20

【0032】

前記測定装置 22 による血管状態の測定では、前記生体 14 における測定部位例えば上腕 16 がカフ 62 等の加圧装置により圧迫されて血流が阻止され、前記生体 14 の一部（阻血部よりも末梢側の部分）が虚血状態とされた後、その血流が急激に解放されて測定部位の血管 20 の血流が急速に増加させられることで、血管壁へのずり応力増加に伴う内皮からの一酸化窒素（NO）の産生が起り、その一酸化窒素に依存する平滑筋の弛緩状況を調べることで内皮機能の判定が行われる。

30

【0033】

図 5 は、前記測定装置 22 による前記血管 20 の FMD 評価における、阻血（駆血）開放後の血管内腔径 d_1 の変化を例示したタイムチャートである。この図 5 においては、時点 t_1 が阻血開放時を表しており、時点 t_2 から血管内腔径 d_1 が拡張し始め、時点 t_3 で血管内腔径 d_1 がその最大値 d_{MAX} に達していることが示されている。従って、前記電子制御装置 28 が算出する血管内腔径の拡張率 R は、時点 t_3 で最大になる。

40

【0034】

前記測定装置 22 による前記血管 20 の FMD 評価のための前記阻血は、図 1 に示すように、前記電子制御装置 28 に備えられたカフ圧制御部 88 により空気ポンプ 58 及び圧力制御弁 60 等が制御されることにより実行される。例えば、前記電子制御装置 28 からの指令に従って、前記空気ポンプ 58 からの元圧が圧力制御弁 60 で制御され、前記上腕 16 に巻回されたカフ 62 に供給される。具体的には、前記カフ 62 の圧力（カフ圧）が、前記生体 14 の最高血圧を超える所定の阻血カフ圧にまで昇圧させられることで、FMD 評価のための前記阻血が行われる。このとき、前記カフ圧制御部 88 は、前記カフ 62 の圧力（カフ圧）を検出する圧力センサ 64 からの信号に応じてそのカフ圧を検出する。

50

そして、図5においては、例えば、前記カフ圧制御部88は、阻血開放前の所定時間すなわち時点 t_1 前の所定時間にわたって前記カフ圧を前記阻血カフ圧で維持し、阻血開放時(時点 t_1)において前記カフ圧を直ちに大気圧にまで減圧する。これにより、測定部位Pにおける前記血管20が急速に充血させられ、前記測定装置22により対象となる血管20の虚血状態からの充血後の血管径 d_{max} が測定される。

【0035】

図6は、前記血管状態評価部90に備えられた制御機能の一例の要部を説明する機能ブロック線図である。前記血管状態評価部90は、前記超音波駆動制御回路32(超音波駆動制御部80)により前記超音波プローブ24から前記生体14の表皮下に位置する前記血管20に対して放射された超音波に対して、前記超音波プローブ24により受信されて
10
前記検波処理部82による検波及び前記超音波信号処理部84による信号処理が行われた前記超音波の反射信号に基づいて、前記血管20の状態を評価する。斯かる制御を行うために、前記血管状態評価部90は、短軸断面形状算出部100、長軸断面形状算出部102、境界点抽出部104、中心座標推定部106、推定中心座標記録部108、中央位置同定部110、血管分岐判定部112、プローブ移動制御部114、及びプローブ移動報知部116を備えている。以下、各制御部の処理について詳述する。

【0036】

前記短軸断面形状算出部100は、前記超音波プローブ24により受信された前記反射信号に基づいて前記血管20の短軸断面形状を算出する。すなわち、前記第1短軸用超音波アレイ探触子24aから放射された超音波に対応してその第1短軸用超音波アレイ探触子24aにより受信され、前記超音波信号処理部86により信号処理された反射信号に基づいて、その反射信号に対応する前記血管20の第1短軸断面形状を算出する。前記表示制御部92は、前記短軸断面形状算出部100により算出された第1短軸断面形状に対応する第1短軸画像を、前記モニタ画面表示装置30における前記第1短軸画像表示領域G1に表示させる。また、前記第2短軸用超音波アレイ探触子24bから放射された超音波に対応してその第2短軸用超音波アレイ探触子24bにより受信され、前記超音波信号処理部86により信号処理された反射信号に基づいて、その反射信号に対応する前記血管20の第2短軸断面形状を算出する。前記表示制御部92は、前記短軸断面形状算出部100により算出された第2短軸断面形状に対応する第2短軸画像を、前記モニタ画面表示装置30における前記第2短軸画像表示領域G2に表示させる。
20
30

【0037】

前記長軸断面形状算出部102は、前記超音波プローブ24により受信された前記反射信号に基づいて前記血管20の長軸断面形状を算出する。すなわち、前記長軸用超音波アレイ探触子24cから放射された超音波に対応してその長軸用超音波アレイ探触子24cにより受信され、前記超音波信号処理部86により信号処理された反射信号に基づいて、その反射信号に対応する前記血管20の長軸断面形状を算出する。前記表示制御部92は、前記長軸断面形状算出部102により算出された長軸断面形状に対応する長軸画像を、前記モニタ画面表示装置30における前記長軸画像表示領域G3に表示させる。

【0038】

前記境界点抽出部104は、前記短軸断面形状算出部100により算出された前記血管20の短軸断面形状における境界の判定(抽出)を行う。前記血管20の短軸断面形状における境界とは、好適には、前記血管20における血管内腔と壁との境界であるが、厳密に斯かる部分に相当するものでなくともよく、少なくとも前記血管20の短軸断面形状とそれ以外の部分とを区別し得る境界線(境界縁)に相当する。前記短軸断面形状算出部100は、好適には、前記血管20の短軸断面形状に関して、よく知られた画像強調や画像微分等の画像処理を用いてその短軸断面形状における境界の判定を行う。例えば、前記血管20の短軸断面形状を2階調化(明度に応じて閾値より明るいピクセルは白に、閾値より暗いピクセルは黒に変換する処理)等、画像におけるノイズを除去する画像強調処理を行う。そして、前記血管20の短軸断面形状に相当するものと推定される部分の中心位置より360°方向の輝度の微分値を算出し、変化の大きい位置(微分値が規定値以上であ
40
50

る位置)を検出する。前記境界点抽出部104は、以上のようにして前記血管20の短軸断面形状に相当する部分を判定する。

【0039】

図7~図10を用いて前記境界点抽出部104による前記血管20の短軸断面形状における境界の判定の一例を説明する。図7は、前記第1短軸用超音波アレイ探触子24aから放射された超音波に対応してその第1短軸用超音波アレイ探触子24aにより受信され、前記超音波信号処理部86により信号処理された反射信号に基づいて生成された画像120の一例を示している。この図7に示す画像120を2階調化すると、図8に示すようにコントラストがはっきりした2階調化画像122が得られる。この図8に示す2階調化画像122において、所定の面積を有する略円形の部分が前記血管20の短軸断面形状に相当するものと推定される。斯かる部分に関して、図9に示すように、その中心位置より360°方向の輝度の微分値が算出され、変化の大きい位置(微分値が規定値以上である位置)が検出される。変化の大きい位置は輝度が大きく現れる位置であり、血管組織(壁)の位置に相当する。以上のようにして、例えば図10に白い破線で示すように、前記反射信号に基づいて生成された画像120における一部分が、前記血管20の短軸断面形状の境界線124として判定される。

10

【0040】

前記境界点抽出部104は、好適には、前記短軸断面形状算出部100により算出された前記血管20の短軸断面形状の境界上における複数の境界点を無作為に抽出する。例えば、図11に示すように、前記血管20の短軸断面形状の境界線124上における複数(例えば、3つ)の点である境界点126a、126b、126c(以下、特に区別しない場合には単に境界点126という)を無作為(アトラングム)に抽出する。

20

【0041】

前記中心座標推定部106は、前記境界点抽出部104により抽出された前記血管20の短軸断面形状の境界に基づいてその短軸断面形状における中心座標を推定する。好適には、前記境界点抽出部104により抽出された複数の境界点126に基づいて前記短軸断面形状における中心座標を推定する。好適には、図11に示すように、前記境界点抽出部104により抽出された前記複数の境界点126を包括する近似円128(図11では一点鎖線で示している)を作成し、その近似円128の中心座標を前記短軸断面形状における中心座標130として推定する。ここで、前記複数の境界点126を包括する近似円128とは、前記複数の境界点126がその近似円128上の点となる図形に相当し、好適には真円であるが、楕円や非円形状であってもよい。前記近似円128の中心座標とは、その近似円128が真円である場合にはその中心であるが、前記近似円128が非円形状等である場合にはその重心に相当する。

30

【0042】

前記推定中心座標記録部108は、前記中心座標推定部106により推定された前記短軸断面形状における中心座標130を記録する。好適には、前記短軸断面形状算出部100により算出された前記短軸断面形状を含む領域を複数に区分し、前記中心座標推定部106による前記中心座標130の推定が行われる毎に推定された中心座標130が前記複数の区分の何れに含まれるか記録する。図12は、前記短軸断面形状算出部100により算出された前記短軸断面形状を含む領域を複数に区分するグリッド(grid;マス目、方眼、碁盤目)132の一例を示す図である。この図12に示すように、前記推定中心座標記録部108は、例えば、前記超音波信号処理部86により信号処理された反射信号に基づく画像中において、前記短軸断面形状算出部100により算出された前記短軸断面形状を含む領域を複数に区分するグリッド132を設定(形成)し、前記中心座標推定部106による前記中心座標130の推定が行われる毎に、推定された中心座標130を前記グリッド132が設定された領域上に記録してゆく。少なくとも、推定された中心座標130が、前記グリッド132における各区分(マス目)の何れに含まれるかを記憶する。

40

【0043】

前記中央位置同定部110は、前記境界点抽出部104による前記複数の境界点126

50

の抽出と、抽出された前記複数の境界点 1 2 6 に基づく前記中心座標推定部 1 0 6 による前記中心座標 1 3 0 の推定とを、繰り返し複数回行い、その複数回の前記中心座標 1 3 0 の推定結果の平均に基づいて、前記短軸断面形状における中央位置を同定する。前記短軸断面形状における中央位置とは、その短軸断面形状に対応する前記血管 2 0 の短軸断面における中心に相当する。換言すれば、前記血管 2 0 の軸心に相当する。

【 0 0 4 4 】

前記中央位置同定部 1 1 0 は、好適には、前記中心座標推定部 1 0 4 による複数回の前記中心座標 1 3 0 の推定が行われた後、前記推定中心座標記録部 1 0 4 により最多数の中心座標 1 3 0 が記録された区分に含まれる前記中心座標 1 3 0 の推定結果の平均値を、前記短軸断面形状における中央位置として同定する。例えば、図 1 3 に示すように、前記中心座標推定部 1 0 4 による N 回（例えば 1 0 0 回）の前記中心座標 1 3 0（図 1 3 では白い丸で表している）の推定が行われた後、前記推定中心座標記録部 1 0 4 により最多数の中心座標 1 3 0 が記録された前記グリッド 1 3 2（グリッド 1 3 2 におけるマス目）に含まれる複数の中心座標 1 3 0 の平均値を、前記短軸断面形状における中央位置 1 3 4（図 1 3 では黒い丸で表している）として同定する。前記複数の中心座標 1 3 0 の平均値とは、それら複数の中心座標 1 3 0 の分布の平均に相当する座標である。

【 0 0 4 5 】

前記中央位置同定部 1 1 0 は、好適には、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 a により検知される前記反射信号に対応する第 1 短軸断面形状、及び前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 b により検知される前記反射信号に対応する第 2 短軸断面形状それぞれに関して、前記の処理により各短軸断面形状における中央位置 1 3 4 を同定する。前記表示制御部 9 2 は、好適には、前記中央位置同定部 1 1 0 により同定された前記第 1 短軸断面形状及び第 2 短軸断面形状それぞれにおける中央位置 1 3 4 に基づいて、前記第 1 短軸画像表示領域 G 1 及び第 2 短軸画像表示領域 G 2 それぞれにおける前記第 1 短軸断面画像及び第 2 短軸断面画像の高さを略同じものとする表示制御を行う。好適には、前記第 1 短軸画像表示領域 G 1 及び第 2 短軸画像表示領域 G 2 それぞれにおいて、前記第 1 短軸断面画像及び第 2 短軸断面画像それぞれの中央位置 1 3 4 が各表示領域の中央となるように表示制御を行う。例えば、前述した図 4 に示すように、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 a から前記血管 2 0 の中心までの距離と前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子 2 4 b から前記血管 2 0 の中心までの距離とが互いに等しく、且つ前記第 1 短軸画像表示領域 G 1 及び前記第 2 短軸画像表示領域 G 2 の何れにおいてもそれらの幅方向中央部に前記血管 2 0 の画像が位置させられる。すなわち、前記血管 2 0 の上流側、下流側それぞれの短軸画像の中央の深さを揃えることで、前記長軸画像表示領域 G 3 に水平な長軸画像を表示させる。斯かる制御により、前記長軸用超音波アレイ探触子 2 4 c により検知される前記反射信号に対応する長軸画像は、前記長軸画像表示領域 G 3 における縦方向（図 4 に示す縦軸方向）における中央部において真っ直ぐに表示され、その長軸画像の状態評価乃至観察がし易くなる。

【 0 0 4 6 】

前記血管分岐判定部 1 1 2 は、前記境界点抽出部 1 0 4 による前記複数の境界点 1 2 6 の抽出と、抽出された前記複数の境界点 1 2 6 に基づく前記中心座標推定部 1 0 6 による前記中心座標 1 3 0 の推定とを、繰り返し複数回行い、その複数回の前記中心座標 1 3 0 の推定結果の散布度に基づいて、前記短軸断面形状が前記血管 2 0 の分岐部に対応するものであるか否かを判定する。例えば、前記中心座標推定部 1 0 4 による N 回（例えば 1 0 0 回）の前記中心座標 1 3 0 の推定が行われた後、その N 回の前記中心座標 1 3 0 の推定結果の散布度が予め定められた閾値以上であった場合には、前記短軸断面形状が前記血管 2 0 の分岐部に対応するものと判定する。複数回の中心座標 1 3 0 の推定結果の散布度とは、それら複数回の中心座標 1 3 0 の推定結果のばらつき度合いに相当するものであり、好適には分散であるが、標準偏差や平均偏差等であってもよい。図 1 4 は、複数回の中心座標 1 3 0（図 1 4 では黒い丸で表している）の推定結果の散布度が比較的大きい場合を例示している。この図 1 4 に示す境界線 1 2 4 は、前記血管 2 0 の分岐部に対応

10

20

30

40

50

する短軸断面形状に対応するものであり、斯かる分岐部に対応する短軸断面形状に関して前述の中央位置の同定処理を行った場合、前記中心座標推定部 106 により推定される中心座標 130 が一箇所に定まらず、分岐した各血管それぞれにおける中央位置に分散するため、複数回の中心座標 130 の推定結果の散布度は比較的大きくなるのである。

【0047】

図 15 及び図 16 は、前記測定装置 22 による前記血管 20 の超音波測定において前記表示制御部 92 により前記モニタ画面表示装置 30 に表示された短軸画像及び長軸画像を例示する図であり、図 15 が分岐部ではない部分に相当する血管 20 に対応する超音波反射画像を、図 16 が分岐部に相当する血管 20 に対応する超音波反射画像をそれぞれ示している。図 15 及び図 16 においては、前記第 1 短軸画像表示領域 G1 における第 1 短軸画像 136、136 及び前記第 2 短軸画像表示領域 G2 における第 2 短軸画像 138、138 をそれぞれ破線で示している。図 15 の長軸表示領域 G3 に示すように、分岐部ではない部分に相当する前記血管 20 に対応する超音波反射画像では、前記長軸表示領域 G3 において長軸画像が比較的鮮明に描出される。一方、図 16 の長軸表示領域 G3 に示すように、分岐部に相当する前記血管 20 に対応する超音波反射画像では、前記長軸表示領域 G3 において長軸画像が鮮明に描出できず、血管状態の評価（観察）が困難となる。

【0048】

前記プローブ移動制御部 114 は、前記血管分岐判定部 112 により前記短軸断面形状が前記血管 20 の分岐部に対応するものであることが判定された場合には、前記分岐部から離隔するように前記超音波プローブ 24 を相対移動させる。すなわち、前記 3 軸駆動モータ制御部 86 を介して前記 3 軸駆動モータ制御回路 34 を制御することで、前記超音波プローブ 24 を前記分岐部から離隔するように自動的に移動させる。好適には、前記血管分岐判定部 112 により前記第 1 短軸断面形状及び第 2 短軸断面形状の一方は前記血管 20 の分岐部に対応するものであることが判定されたが、他方は分岐部に対応するものであることが判定されなかった場合には、前記超音波プローブ 24 を、前記血管分岐判定部 112 により前記血管 20 の分岐部に対応するものであることが判定されなかった方の短軸断面形状に接近する方向へ相対移動させる。

【0049】

前記プローブ移動報知部 116 は、前記血管分岐判定部 112 により前記短軸断面形状が前記血管 20 の分岐部に対応するものであることが判定された場合には、前記超音波プローブ 24 の相対移動を促す報知を行う。好適には、前記表示制御部 92 を介して前記モニタ画面表示装置 30 に、前記分岐部から離隔するように前記超音波プローブ 24 を相対移動させることを促す警告乃至メッセージ等を表示させる。好適には、前記血管分岐判定部 112 により前記第 1 短軸断面形状及び第 2 短軸断面形状の一方は前記血管 20 の分岐部に対応するものであることが判定されたが、他方は分岐部に対応するものであることが判定されなかった場合には、前記超音波プローブ 24 を、前記血管分岐判定部 112 により前記血管 20 の分岐部に対応するものであることが判定されなかった方の短軸断面形状に接近する方向へ相対移動させることを促す警告乃至メッセージ等を前記モニタ画面表示装置 30 に表示させる。或いは、音声や警報音等により斯かる報知を行うものであってもよい。

【0050】

図 17 は、前記電子制御装置 28 による血管状態評価制御の一例の要部を説明するフローチャートであり、所定の周期で繰り返し実行されるものである。

【0051】

先ず、ステップ（以下、ステップを省略する）S1 において、前記超音波プローブ 24 により受信された前記反射信号に基づいて前記血管 20 の短軸断面形状が算出される。次に、S2 において、S1 にて算出された前記短軸断面形状を含む領域を複数に区分するグリッド 132 が形成される。次に、S3 において、S1 にて算出された前記短軸断面形状を含む画像に対して画像強調や画像微分等の画像処理が行われ、その短軸断面形状における境界線 124 が検出される。次に、S4 において、S3 にて検出された境界線 124 上

10

20

30

40

50

における3つの境界点126がアトランダムに抽出される。

【0052】

次に、S5において、S4にて抽出された前記3つの境界点126を包括する近似円128が作成される。次に、S6において、S5にて作成された近似円128の中心座標が算出され、その座標がS1にて算出された前記短軸断面形状の中心座標130として推定されて前記グリッド132上に記録される。次に、S7において、前記グリッド132上にN回分の推定結果である中心座標130が記録されたか否か、すなわちS4～S6の処理がN回繰り返されたか否かが判断される。このS7の判断が否定される場合には、S4以下の処理が再び実行されるが、S7の判断が肯定される場合には、S8以下の処理が実行される。

10

【0053】

S8においては、S4～S6の処理に係るN回分の前記中心座標130の推定結果の散布度が、予め定められた閾値よりも大きいか否かが判断される。このS8の判断が肯定される場合には、S11以下の処理が実行されるが、S8の判断が否定される場合には、S9において、S2にて形成されたグリッド132における各マス目のうち最多数の前記中心座標130が記録されたマス目を選択される。次に、S10において、S9にて選択されたマス目に含まれる、前記中心座標130の推定結果の平均値が、S1にて算出された前記短軸断面形状における中央位置134として同定された後、本ルーチンが終了させられる。S11においては、S1にて算出された前記短軸断面形状が、前記血管20の分岐部に対応するものであることが判定される。次に、S12において、前記分岐部から離隔するように前記超音波プローブ24を相対移動させる移動制御或いは斯かる移動を促す報知制御が実行された後、本ルーチンが終了させられる。

20

【0054】

以上の制御において、S1が前記短軸断面形状算出部100の動作に、S3及びS4が前記境界点抽出部104の動作に、S5及びS6が前記中心座標推定部106の動作に、S2及びS6が前記推定中心座標記録部108の動作に、S9及びS10が前記中央位置同定部110の動作に、S8及びS11が前記血管分岐判定部112の動作に、S12が前記プローブ移動制御部114及び前記プローブ移動報知部116の動作に、それぞれ対応する。

【0055】

このように、本実施例によれば、前記反射信号に基づいて前記血管20の短軸断面形状を算出する短軸断面形状算出部100(S1)と、その短軸断面形状算出部100により算出された前記短軸断面形状の境界上における複数の境界点126を無作為に抽出する境界点抽出部104(S3及びS4)と、その境界点抽出部104により抽出された前記複数の境界点126に基づいて前記短軸断面形状における中心座標130を推定する中心座標推定部106(S5及びS6)と、前記境界点抽出部104による前記複数の境界点126の抽出と、抽出された前記複数の境界点126に基づく前記中心座標推定部106による前記中心座標130の推定とを、繰り返し複数回行い、その複数回の前記中心座標130の推定結果の平均に基づいて、前記短軸断面形状における中央位置134を同定する中央位置同定部110(S9及びS10)とを、備えたものであることから、複数回の推定結果に基づいて前記短軸断面形状における中央位置134を同定することで、誤差の影響を抑えてより正確に斯かる中央位置134を同定することができる。すなわち、測定を容易なものとする測定装置10を提供することができる。

30

40

【0056】

前記境界点抽出部104による前記複数の境界点126の抽出と、抽出された前記複数の境界点126に基づく前記中心座標推定部106による前記中心座標130の推定とを、繰り返し複数回行い、その複数回の前記中心座標130の推定結果の散布度に基づいて、前記短軸断面形状が前記血管20の分岐部に対応するものであるか否かを判定する血管分岐判定部112(S8及びS11)を備えたものであるため、血管状態の測定が困難となる分岐部を避けることで、前記測定装置22による測定をより容易なものとするのが

50

できる。

【0057】

前記生体14の表皮下に位置する血管20に対して超音波を放射させる超音波プローブ24と、前記血管分岐判定部112により、前記短軸断面形状が前記血管20の分岐部に対応するものであることが判定された場合には、前記分岐部から離隔するように前記超音波プローブ24を相対移動させるプローブ移動制御部114(S12)とを、備えたものであるため、血管状態の測定が困難となる分岐部を好適且つ実用的な態様で避けることができる。

【0058】

前記生体14の表皮下に位置する血管20に対して超音波を放射させる超音波プローブ24と、前記血管分岐判定部112により、前記短軸断面形状が前記血管20の分岐部に対応するものであることが判定された場合には、前記超音波プローブ24の相対移動を促す報知を行うプローブ移動報知部116(S12)とを、備えたものであるため、血管状態の測定が困難となる分岐部を好適且つ実用的な態様で避けることができる。

10

【0059】

前記中心座標推定部106は、前記境界点抽出部104により抽出された前記複数の境界点126を包括する近似円128を作成し、その近似円128の中心座標を前記短軸断面形状における中心座標130として推定するものであるため、前記短軸断面形状における中心座標130を好適且つ実用的な態様で推定できる。

【0060】

20

前記短軸断面形状算出部100により算出された前記短軸断面形状を含む領域を複数に区分し、前記中心座標推定部106による前記中心座標130の推定が行われる毎に推定された中心座標130が前記複数の区分の何れに含まれるか記録する推定中心座標記録部108(S6)を備え、前記中央位置同定部110は、前記中心座標推定部106による複数の前記中心座標130の推定が行われた後、前記推定中心座標記録部108により最多数の中心座標130が記録された区分に含まれる前記中心座標130の推定結果の平均値を、前記短軸断面形状における中央位置134として同定するものであるため、前記短軸断面形状における中央位置134を好適且つ実用的な態様で同定できる。

【0061】

以上、本発明の好適な実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、その趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更が加えられて実施されるものである。

30

【符号の説明】

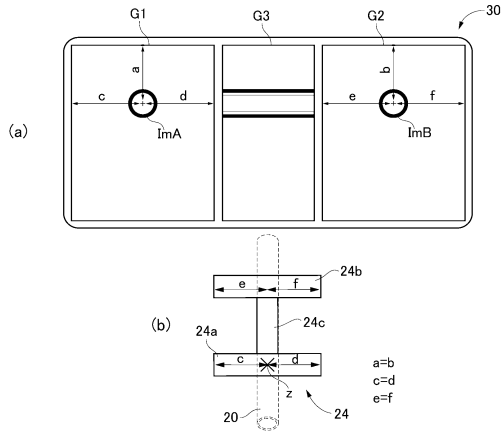
【0062】

10：センサ保持器、12：プローブユニット、14：生体、16：上腕、18：皮膚、20：血管、22：生体血管状態測定装置、24：超音波プローブ、24a：第1短軸用超音波アレイ探触子、24b：第2短軸用超音波アレイ探触子、24c：長軸用超音波アレイ探触子、25：探触面、26：多軸駆動装置、28：電子制御装置、30：モニター画面表示装置、32：超音波駆動制御回路、34：3軸駆動モータ制御回路、36：マグネット台、38：ユニット固定具、40：自在アーム、42：先端部、44、45：連結部材、46、47：リンク、48：嵌合穴、50、51：回曲関節部、52：固定ノブ、54：回動関節部、58：空気ポンプ、60：圧力制御弁、62：カフ、64：圧力センサ、70：内皮、80：超音波駆動制御部、82：検波処理部、84：超音波信号処理部、86：3軸駆動モータ制御部、88：カフ圧制御部、90：血管状態評価部、92：表示制御部、100：短軸断面形状算出部、102：長軸断面形状算出部、104：境界点抽出部、106：中心座標推定部、108：推定中心座標記録部、110：中央位置同定部、112：血管分岐判定部、114：プローブ移動制御部、116：プローブ移動報知部、120：画像、122：2階調化画像、124、124：境界線、126：境界点、128：近似円、130：中心座標、132：グリッド、134：中央位置、136、136：第1短軸画像、138、138：第2短軸画像、G1：第1短軸画像表示領

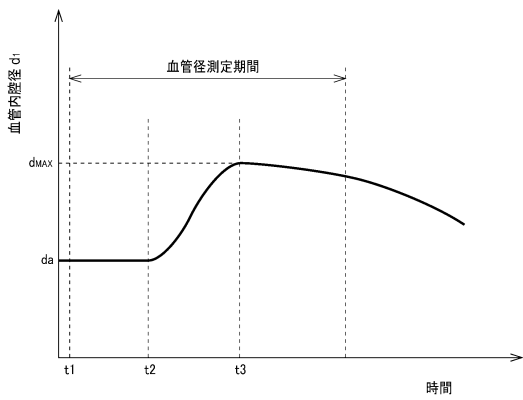
40

50

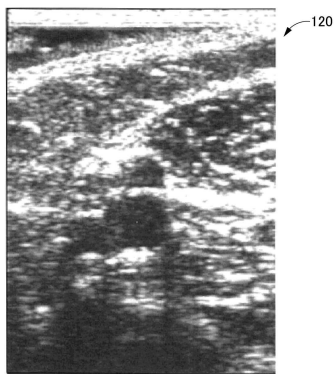
【 図 4 】



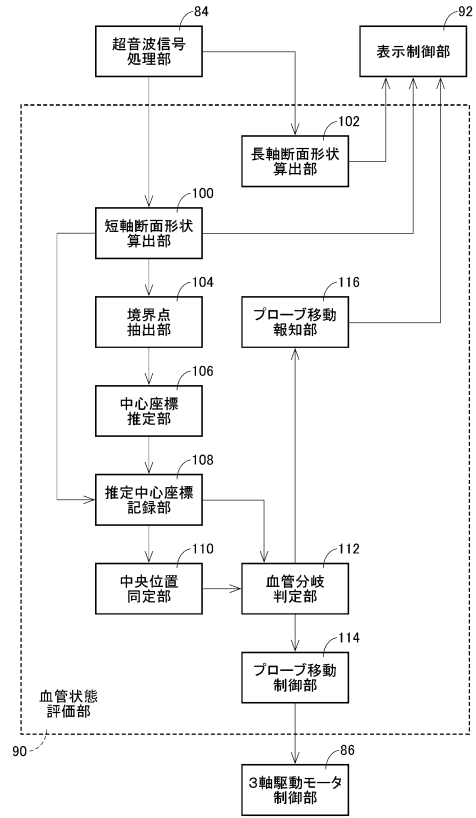
【 図 5 】



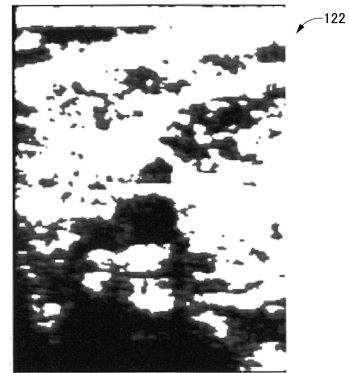
【 図 7 】



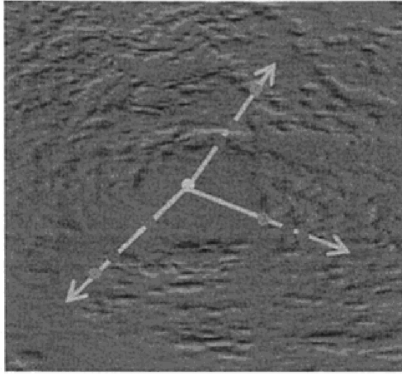
【 図 6 】



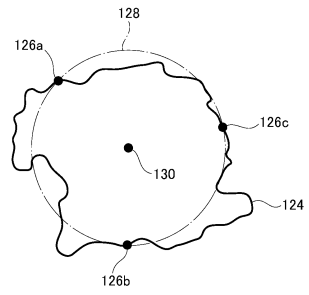
【 図 8 】



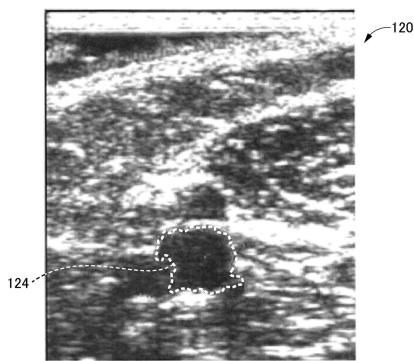
【図 9】



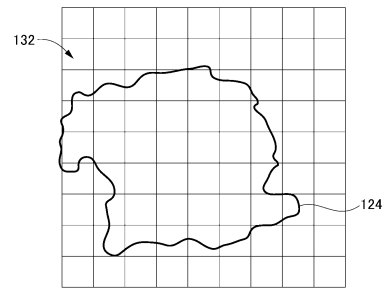
【図 11】



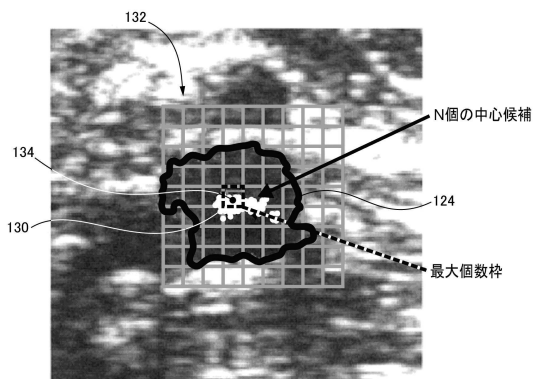
【図 10】



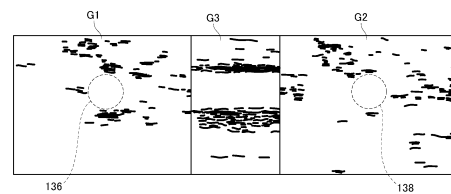
【図 12】



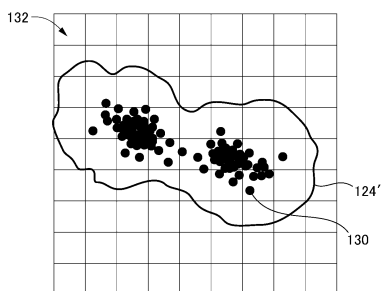
【図 13】



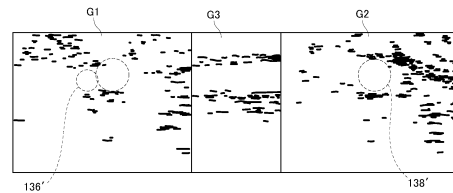
【図 15】



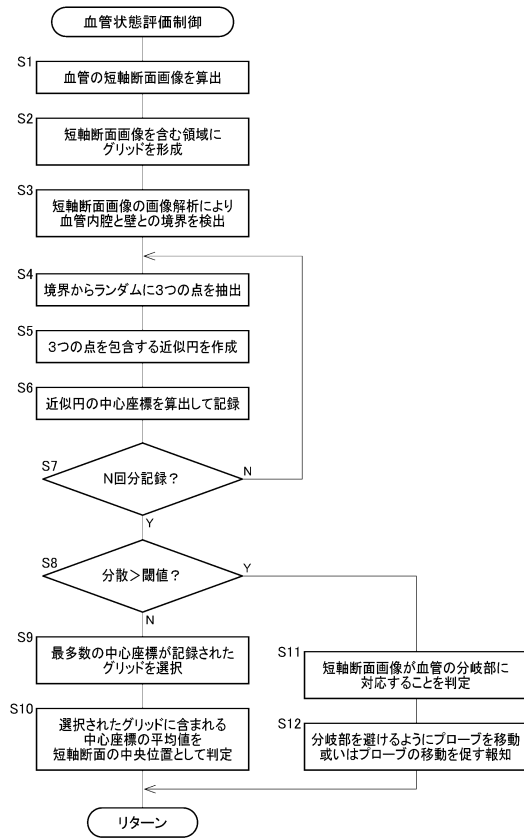
【図 14】



【図 16】



【図17】



フロントページの続き

- (72)発明者 益田 博之
愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号 株式会社ユネクス内
- (72)発明者 小山 俊彦
愛知県刈谷市昭和町一丁目1番地 株式会社デンソー内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特許第4441664(JP, B2)
米国特許出願公開第2006/0241427(US, A1)
国際公開第2013/108592(WO, A1)
米国特許出願公開第2013/0310691(US, A1)
国際公開第2011/074271(WO, A1)
米国特許出願公開第2012/0296214(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15