

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6097401号
(P6097401)

(45) 発行日 平成29年3月15日(2017.3.15)

(24) 登録日 平成29年2月24日(2017.2.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2015-536295 (P2015-536295)	(73) 特許権者	000109543
(86) (22) 出願日	平成25年9月12日 (2013.9.12)		テルモ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/005422		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(87) 国際公開番号	W02015/037036	(74) 代理人	100076428
(87) 国際公開日	平成27年3月19日 (2015.3.19)		弁理士 大塚 康德
審査請求日	平成28年3月10日 (2016.3.10)	(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175
			弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置及びその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者の血管の内腔面に向けて超音波を出射し、その反射波を検出する超音波トランスデューサを収容するカテーテルを有し、前記超音波トランスデューサに対しスキャン処理を実行することで、血管内の情報を取得し、血管画像を再構成する画像診断装置であって、

前記スキャン処理で得られた情報に基づき、血管軸に直交する面の、グレースケールの血管断面画像を生成する断面画像生成手段と、

輝度の取り得る範囲が複数の閾値領域で分割され、各輝度領域に互いに異なる色を割り当てたパレットを用いて、前記断面画像生成手段で生成されたグレースケール血管断面画像から、カラーパレット画像を生成するカラーパレット画像生成手段と、

該カラーパレット画像生成手段で生成されたカラーパレット画像を表示する表示手段とを有し、

更に、前記断面画像生成手段で生成されたグレースケールの血管断面画像の中の、血液の流れる領域を指定する領域指定手段と、

該領域指定手段で指定された領域の平均輝度を算出し、算出した平均輝度と予め設定された基準値との差分を較正量として算出し、前記複数の閾値それぞれを較正する較正手段とを有し、

前記領域指定手段は、前記超音波トランスデューサの軸中心位置から60度の角度で規定される二本の線分と、前記超音波トランスデューサの軸中心位置からの距離が1mm以上

10

20

2 mm以下で挟まれる扇形状の領域の、前記超音波トランスデューサの回転中心位置に対する存在方向を指定する手段を含み、

前記カラーパレット画像生成手段は、前記較正手段で前記複数の閾値それぞれを較正した場合には、較正後の複数の閾値に基づくパレットに従って前記カラーパレット画像を生成する

ことを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

前記表示手段は、前記断面画像生成手段で生成されたグレースケールの血管断面画像と、前記カラーパレット画像とを並べて表示することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

10

【請求項 3】

前記表示手段は、血管軸に平行な面の血管断面を示す血管断面画像を更に表示し、

前記血管軸に平行な面の血管断面を示す血管断面画像における血管軸に沿った位置を指定する位置指定手段を更に有し、

前記断面画像生成手段は、該位置指定手段で指定された位置の、血管軸に直交する面の、グレースケールの血管断面画像を生成する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の画像診断装置。

【請求項 4】

前記表示手段で表示された前記グレースケールの血管断面画像を、ユーザによる指示に応じてスクロールするスクロール手段と、

20

前記表示手段で表示された前記グレースケールの血管断面画像を、ユーザによる指示倍率に応じて変倍する変倍手段とを更に有し、

前記カラーパレット画像生成手段は、前記スクロール手段によるスクロール後、又は、前記変倍手段による変倍後のグレースケールの血管断面画像から、カラーパレット画像を生成することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の画像診断装置。

【請求項 5】

前記表示手段は、前記領域指定手段で領域が指定されるたびに、算出された平均輝度の値を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 6】

前記複数の閾値は 5 つであって、前記パレットは、輝度の低い領域順に、黒、紫、青、緑、黄色、赤の色が割り当てられていることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

30

【請求項 7】

被検者の血管の内腔面に向けて超音波を出射し、その反射波を検出する超音波トランスデューサを収容するカテーテルを有し、前記超音波トランスデューサに対してスキャン処理を実行することで、血管内の情報を取得し、血管画像を再構成する画像診断装置の作動方法であって、

前記スキャン処理で得られた情報に基づき、血管軸に直交する面の、グレースケールの血管断面画像を生成する断面画像生成工程と、

40

輝度の取り得る範囲が複数の閾値領域で分割され、各輝度領域に互いに異なる色を割り当てたパレットを用いて、前記断面画像生成工程で生成されたグレースケール血管断面画像から、カラーパレット画像を生成するカラーパレット画像生成工程と、

該カラーパレット画像生成工程で生成されたカラーパレット画像を表示する表示工程とを有し、

更に、前記断面画像生成工程で生成されたグレースケールの血管断面画像の中の、血液の流れる領域を指定する領域指定工程と、

該領域指定工程で指定された領域の平均輝度を算出し、算出した平均輝度と予め設定された基準値との差分を較正量として算出し、前記複数の閾値それぞれを較正する較正工程とを有し、

前記領域指定工程は、前記超音波トランスデューサの軸中心位置から 60 度の角度で規

50

定される二本の線分と、前記超音波トランスデューサの軸中心位置からの距離が1 mm以上2 mm以下で挟まれる扇形状の領域の、前記超音波トランスデューサの回転中心位置に対する存在方向を指定する工程を含み、

前記カラーパレット画像生成工程では、前記較正工程で前記複数の閾値それぞれを較正した場合には、較正後の複数の閾値に基づくパレットに従って前記カラーパレット画像を生成する

ことを特徴とする画像診断装置の作動方法。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の方法の各工程をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のプログラムを格納したコンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いた画像診断装置に関するものであり、更に詳しくは、血管内超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来より、冠動脈などにおける動脈硬化の診断や、バルーンカテーテル、ステント等の高機能カテーテルによる血管内治療時の術前診断、あるいは術後の結果確認のために血管内超音波診断装置（IVUS：Intravascular Ultra Sound）が広く使用されている（特許文献1）。

【0003】

一般に血管内超音波診断装置は、超音波振動子及び超音波受信素子で構成されるトランスデューサを収容したプローブを診断対象の血管内に位置させ、トランスデューサを用いたスキャンにより、超音波の発生と血管組織からの反射波（超音波エコー）を検出して電気信号を生成する。なお、スキャンにはトランスデューサを回転させるラジアルスキャン（機械走査式）とトランスデューサアレイを用いる電子スキャン（電子走査式）がある。そして、その電気信号を増幅、検波等の処理を施すことにより、超音波エコー信号の強度に基づく、血管軸に直交する面の断面画像を生成描出する。このときに生成される断面画像は、1画素当たり8ビット（256階調）のグレースケール画像とするのが一般的である。また、トランスデューサでスキャンしながら、血管軸に沿って移動（一般にプルバックと呼ばれる）を行うことで、血管軸に沿った複数の断面画像を得ることができ、これらをつなぎ合わせて血管内の3次元画像を得ることもできる。

【0004】

また、超音波断面画像を表示する各画素の値は、上記の超音波の反射波強度を示すものであるが、同時に組織の性質を表す値である。それ故、その組織の性質の識別を容易にするため、輝度値の取り得る範囲を数個の領域に分け、各領域に互いに異なる色を割り当てたカラーパレット画像を表示することが知られている（たとえば、特許文献2）。この結果、色から断面画像における組織がどのように分布しているのかが一目瞭然となり、診断が容易になる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-113904号公報

【特許文献2】特表2009-516546号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、トランスデューサの性能は一定ではなく製品ごとにばらつきがある。こ

10

20

30

40

50

のため、カラーパレット画像の各色を割り当てる領域を決定する閾値の較正操作が必要となるが、これまではユーザがキーボードなどで直接的に数値を入力するものであり、簡便なものとは言えなかった。また、その設定した数値が個人毎に異なる場合があり、正確性に欠けるものであった。

【 0 0 0 7 】

本願の明細書では、超音波診断装置におけるカラーパレット画像の閾値設定にかかる操作を簡便なものとしつつ、個人差が発生しにくく、かつ、高い精度で設定できる技術を提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

10

かかる課題を達成するため、本明細書では、以下に示す構成をの画像診断装置が開示される。

【 0 0 0 9 】

被検者の血管の内腔面に向けて超音波を出射し、その反射波を検出する超音波トランスデューサを収容するカテーテルを有し、前記超音波トランスデューサに対しスキャン処理を実行することで、血管内の情報を取得し、血管画像を再構成する画像診断装置であって、

前記スキャン処理で得られた情報に基づき、血管軸に直交する面の、グレースケールの血管断面画像を生成する断面画像生成手段と、

輝度の取り得る範囲が複数の閾値領域で分割され、各輝度領域に互いに異なる色を割り当てたパレットを用いて、前記断面画像生成手段で生成されたグレースケール血管断面画像から、カラーパレット画像を生成するカラーパレット画像生成手段と、

20

該カラーパレット画像生成手段で生成されたカラーパレット画像を表示する表示手段とを有し、

更に、前記断面画像生成手段で生成されたグレースケールの血管断面画像の中の、血液の流れる領域を指定する領域指定手段と、

該領域指定手段で指定された領域の平均輝度を算出し、算出した平均輝度と予め設定された基準値との差分を較正量として算出し、前記複数の閾値それぞれを較正する較正手段とを有し、

前記領域指定手段は、前記超音波トランスデューサの軸中心位置から60度の角度で規定される二本の線分と、前記超音波トランスデューサの軸中心位置からの距離が1mm以上2mm以下で挟まれる扇形状の領域の、前記超音波トランスデューサの回転中心位置に対する存在方向を指定する手段を含み、

30

前記カラーパレット画像生成手段は、前記較正手段で前記複数の閾値それぞれを較正した場合には、較正後の複数の閾値に基づくパレットに従って前記カラーパレット画像を生成することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、超音波診断装置におけるカラーパレット画像の閾値設定にかかる操作を簡便なものとしつつ、個人差が発生しにくく、かつ、高い精度で設定できるようになる。

40

【 0 0 1 1 】

本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。

【図1】実施形態にかかる血管内超音波診断装置の外観構成を示す図である。

50

【図２】血管内超音波診断装置の機能構成を示す図である。

【図３】血管断面画像の生成処理を説明するための図である。

【図４】３次元画像の生成処理を説明するための図である。

【図５】実施形態におけるグレースケール画像とカラーパレット画像を含むＧＵＩの例を示す図である。

【図６】実施形態におけるキャリブレーション操作のＧＵＩの例を示す図である。

【図７】実施形態における血管内超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

10

以下、添付図面を参照して本発明に係る実施形態を詳細に説明する。

【００１４】

図１は実施形態にかかる血管内超音波診断装置１００の外観構成を示す図である。

【００１５】

図１に示すように、血管内超音波診断装置１００（機械走査式）は、カテーテル部１０１と、スキャナ／プルバック部１０２と、操作制御装置１０３とを備え、スキャナ／プルバック部１０２と操作制御装置１０３とは、コネクタ１０５及びケーブル１０４を介して接続されている。

【００１６】

カテーテル部１０１は、直接血管内に挿入され、超音波トランスデューサ（図２の符号２０１）を用いて血管内部の状態を測定する。スキャナ／プルバック部１０２は、カテーテル部１０１内の超音波トランスデューサ２０１のラジアル走査を規定している。

20

【００１７】

操作制御装置１０３は、血管内超音波診断を行うにあたり、各種設定値を入力するための機能や、測定により得られた超音波エコー信号を処理し、断面画像として表示するための機能を備える。

【００１８】

操作制御装置１０３において、１１１は本体制御部であり、測定により得られた超音波エコー信号を処理したり、処理結果を出力する。１１１－１はプリンタ／ＤＶＤレコーダであり、本体制御部１１１における処理結果を印刷したり、超音波エコーデータとして、または動画データとして記憶したりする。

30

【００１９】

１１２は操作パネルであり、操作者は該操作パネル１１２を介して、各種設定値の入力を行う。１１４は、ポインティングデバイスの一つであるマウスである。１１３はＬＣＤモニタであり、本体制御部１１１における処理結果（断面画像や血管の状態を示す情報）を表示する。

【００２０】

図２は、図１に示した血管内超音波診断装置１００の機能構成を示す図である。

【００２１】

同図に示すように、血管内超音波診断装置１００は、カテーテル部１０１と、スキャナ／プルバック部１０２と、操作制御装置１０３とを備える。

40

【００２２】

カテーテル部１０１の先端部には、超音波振動を発生する超音波振動素子と、血管組織で反射した超音波を受信し電気信号に変換する受信素子で構成される超音波トランスデューサ２０１が収容されている。この超音波トランスデューサ２０１は、カテーテル部１０１の先端が血管内に挿入された状態で、超音波信号送受信器２２１より送信されたパルス波に基づいて、超音波を血管の断面方向（＝出射方向）に送信するとともに、その反射波（超音波エコー）を受信し、ロータリジョイント２１１及びコネクタ部１０５を介して超音波エコー信号として超音波信号送受信器２２１に送信する。

【００２３】

50

スキャナ／プルバック部 102 は、ロータリジョイント 211、回転駆動装置 212、直線駆動装置 213 を備える。カテーテル部 101 内の超音波トランスデューサ 201 は、非回転部と回転部との間を結合するロータリジョイント 211 により回転自在に取り付けられており、回転駆動装置 212 内のラジアル走査モータ（図示せず）により回転駆動される。超音波トランスデューサ 201 が血管内でカテーテル部 101 の軸を中心に回転することで、超音波信号を円周方向に走査（スキャン）し、血管内の所定の位置における断面画像の描出に必要な超音波エコー信号を得ることができる。

【0024】

なお、回転駆動装置 212 内のラジアル走査モータの動作は、信号処理部 225 が有するモータ制御回路（図示せず）を介して送信された制御信号に基づいて制御される。また、ラジアル走査モータの回転角度は、回転駆動装置 212 内のエンコーダ部（図示せず）により検出される。エンコーダ部において出力される出力パルスは、信号処理部 225 に入力され、断面画像表示用の信号の読み出しのタイミングに利用される。

【0025】

スキャナ／プルバック部 102 は、更に、直線駆動装置 213 を備え、信号処理部 225 からの指示に基づいて、カテーテル部 101 の挿入方向（体腔内の末梢方向およびその反対方向）の動作（軸方向移動）を規定している。軸方向移動は、信号処理部 225 からの制御信号に基づいて、直線駆動装置 213 内の直線駆動モータ（図示せず）が動作することにより実現される。また、軸方向移動の動作方向（体腔内の末梢方向またはその反対方向）は、直線駆動装置 213 内の移動方向検出器（図示せず）により検出され、検出結果は信号処理部 225 に入力される。なお、直線駆動モータの制御回路（ドライバ）は、直線駆動装置 213 内に設置される。また、スキャン処理が開始されると、直線駆動装置 213 は、カテーテル部 101 を所定速度で引っ張る処理（プルバック）を行うことになり、結果的に、血管軸に沿ったいくつもの断面画像を得ることができるようになる。

【0026】

超音波信号送受信器 221 は、送信回路と受信回路とを備える（不図示）。送信回路は、信号処理部 225 から送信された制御信号に基づいて、カテーテル部 101 内の超音波トランスデューサ 201 にパルス波を送信させる。

【0027】

また、受信回路は、カテーテル部 101 内の超音波トランスデューサ 201 が検出した超音波エコー信号を受信する。受信された超音波エコー信号はアンプ 222 により増幅される。更に、A/D変換器 224 では、アンプ 222 より出力された超音波エコー信号をサンプリングして、1ラインのデジタルデータ（超音波エコーデータ）を生成する。

【0028】

A/D変換部 224 にて生成されたライン単位の超音波エコーデータは信号処理部 225 に入力される。信号処理部 225 では、超音波エコーデータを検波して、血管の軸方向に沿った各位置での断面画像を生成し、メモリ 226 に構築していく。

【0029】

図3は超音波トランスデューサ 201 の回転とラインデータとの関係を示している。図示の符号 302 が、超音波トランスデューサ 201 の回転中心を示し、301 が血管内腔面を示している。超音波トランスデューサ 201 が1回転する間、超音波トランスデューサ 201 は超音波の出射とその反射波の検出を計 1024 回行う。1ラインのデータは、回転中心から径方向に向かう各位置での超音波の反射強度を示すデータである。図示からもわかるように、1024本のラインデータは、回転軸に近いほど密になり、中心位置から離れるにしたがって互いに粗になっていく。人間が視覚できる断面画像（1画素当たり 2ビット＝256 階調）にするためには、各ライン間の画素を補間処理して生成することになるが、かかる補間処理は信号処理部 225 が行うことになる。

【0030】

なお、超音波トランスデューサ 201 は、直接に血液に触れることはなく、プローブ部 101 の空洞部に収容されている。それ故、超音波トランスデューサ 201 から発生した

10

20

30

40

50

超音波はまず、プローブ部 101 を介して血管に向けて伝搬することになり、その際にプローブ部 101 の内面や外面などのいくつかの界面を伝搬していくが、各界面でも超音波は反射することになるので、図示の符号 303 のようにプローブ部 101 の影が断面画像には現れる。

【0031】

信号処理部 225 は、図 4 に示すように、生成した複数の断面画像 401 を血管軸に沿ってつなぎ合わせることで、3次元画像 402 をも生成できる。また、信号処理部 225 は、各断面画像における、中心（超音波トランスデューサ 201 の回転中心）を通るラインをつなぎ合わせることで、血管の軸方向に平行な面の断面画像を生成する。断面画像は 256 階調のグレースケール画像であるが、組織の判別を容易にするため、実施形態における信号処理部 225 は、256 階調を 6 個の領域に分割し、各領域ごとに異なる色を割り当てたカラーパレット画像をも生成する。上記のようにして生成された画像がメモリ 226 も保持されるが、場合によってはハードディスク 227 に保存されることもある。また、信号処理部 225 は、生成した画像を GUI 画面として LCD モニタ 113 に出力する処理も行うことになる。

【0032】

図 5 は、実施形態の血管内超音波診断装置 100 の LCD モニタ 113 に表示された GUI 画面 500 の例である。

【0033】

GUI 画面 500 は、画像を表示するための領域 501、502、503 と、変倍率を指定するためのスライダ 506、及び、キャリブレーションを指示するボタン 507 を有する。

【0034】

画像表示領域 501 は、血管軸に直交する面の、256 階調のグレースケールの血管断面画像 401 の 1 つを表示するための領域である。この画像表示領域 501 の右端、下端にはスクロールバー 501a、501b が設けられ。ユーザは、そのいずれかを操作することで、断面画像を画像表示領域内で上下、左右にスクロールさせることができる。また、ユーザは、スライダ 506 を操作することで、画像表示領域内に表示される断面画像のサイズを変更（変倍）することもできる。因に、スライダ 506 の位置が上部に位置するほど拡大率が高くなる。

【0035】

画像表示領域 502 は、画像表示領域 501 に表示された断面画像に対応するカラーパレット画像を表示する領域である。従って、ユーザがスクロールバー 501a、501b を操作して画像表示領域 501 内の画像をスクロールさせたときや、スライダ 506 を操作して拡大率を変更した場合、画像表示領域 502 内のカラーパレット画像もそれに連動してスクロールや拡大率の変更される。この結果、ユーザは、常に同じ部位で同じ拡大率のグレースケール画像とカラーパレット画像とを見比べることができる。

【0036】

画像表示領域 503 は、血管の血管軸の平行な面での断面画像を表示する領域である。この画像表示領域 503 には、その位置がユーザの操作で自由に変更可能なマーカ 504 が設けられる。このマーカ 504 は血管の長手方向の位置を示すためのものであり、そのマーカ 504 が指し示す位置には線分 505 が表示される。この線分 505 は、血管軸に直交する平面を表現するものである。先に説明した画像表示領域 501、502 に表示される断面画像は、この線分 505 が表す平面での断面画像である。

【0037】

ユーザのマウス 114 の操作でマーカ 505 の位置が変更されると、信号処理部 225 は、その変更後のマーカ 505 の位置に線分 505 を移動させると共に、マーカ 505 が示す位置の断面画像をメモリ 226 から読出す。さらに、信号処理部 225 は、画像表示領域 501 に表示される断面画像に対応するカラーパレット画像を生成する。そして、信号処理部 225 は、スライダ 506 による倍率に基づく変倍処理後の断面画像から、スク

10

20

30

40

50

ロールバー 501a、501b の位置で特定された領域を切り出して画像表示領域 501 に表示を行う。また、同様に、信号処理部 225 は、スライダ 506 による倍率に基づく変倍処理後のカラーパレット画像から、スクロールバー 501a、501b の位置で特定された領域を切り出して画像表示領域 502 に表示を行う。

【0038】

ここで、実施形態におけるカラーパレット画像の生成原理について説明する。

【0039】

画像表示領域 501 に表示されるグレースケールの断面画像は 2 次元画像であるので、その 2 次元空間における座標位置 (x、y) で 1 つの画素を特定できる。そこで、座標 (x、y) のグレースケールの断面画像の画素値を $G(x, y)$ と表す。画素値は 8 ビットの 256 階調であるので、そのとり得る範囲は 0 乃至 255 である。また、カラーパレット画像における座標 (x、y) の画素を $C(x, y)$ とする。また、カラーパレットを決定する 5 つの閾値を $Th(1)$ 乃至 $Th(5)$ と表す。

$G(x, y) < Th(1)$ のとき、 $C(x, y) = \text{黒}$

・ $Th(1) < G(x, y) < Th(2)$ のとき $C(x, y) = \text{紫}$

・ $Th(2) < G(x, y) < Th(3)$ のとき $C(x, y) = \text{青}$

・ $Th(3) < G(x, y) < Th(4)$ のとき $C(x, y) = \text{緑}$

・ $Th(4) < G(x, y) < Th(5)$ のとき $C(x, y) = \text{黄}$

・ $Th(5) < G(x, y)$ のとき $C(x, y) = \text{赤}$

ここで、閾値 $Th(1)$ 乃至 $Th(5)$ はハードディスク 227 に格納されているものであり、以下の値である。

$Th(1) = 30$

$Th(2) = 70$

$Th(3) = 110$

$Th(4) = 170$

$Th(5) = 210$

【0040】

上記処理を、断面画像の全画素について実行することで、画像表示領域 502 に表示される、6 色で構成されるカラーパレット画像を生成することになるが、実はカテーテル部 101 に收容されるトランスデューサ 201 には多少であるが製品毎にその性能 (超音波の出射強度や受信感度) にばらつきがある。グレースケールの断面画像の場合には、そのばらつきは許容でき、目視でもそれほど目立つことはない。しかしながらパレット画像の場合には、グレースケールの画素値が閾値 $Th()$ より大きいか値小さいかで、パレット画像の画素の色が極端に変わる。ゆえに、トランスデューサ 201 のばらつきのカラーパレット画像に与える影響は大きい。そこで、本発明者は、使用したトランスデューサの性能に応じて閾値 $Th()$ を校正 (補正) し、校正後の閾値 $Th'()$ を用いてカラーパレット画像を生成するものとした。そして、この際のトランスデューサ 201 の性能 (ばらつき) を求める指標として、グレースケール画像内の血液部分の輝度を用いるものとした。理由は、グレースケール血管断面画像中の血液の部分の輝度値は個人差が小さく一定であると見なせるからである。さらに本発明者は、閾値校正にかかる操作を簡便なものとすることを考えた。以下、閾値校正処理を説明する。なお、閾値校正処理の指示は、図 5 の GUI 画面におけるキャリブレーションボタン 507 を、マウス 114 を操作して押下 (クリック) することで開始される。

【0041】

図 6 は閾値校正処理を行う際の GUI 画面 601 を示す。この GUI 画面 601 は、図 5 のキャリブレーションボタン 507 が押下された場合に表示されるものである。

【0042】

図示の符号 602 は、グレースケールの断面画像の全域 (等倍) を表示する画像表示領域であり、その画像表示領域 602 の中央の位置は、トランスデューサ 201 の回転中心位置と一致させる。画像表示領域 602 の中心位置から、角度 θ を挟んで二本の線分が表

10

20

30

40

50

示され、その二本の線分と中心位置から r_1 、 r_2 ($> r_1$) で定義される扇領域が表示されている。図示では、これら2本の線分や扇領域は白色で示しているが、その存在がユーザにわかればよいので、扇領域を形成する円弧、直線のみを黒以外とするだけでも構わない。この扇領域は、画像表示領域602 (トランスデューサ201の回転中心位置) に対してその存在する方向を自由に変更できる。

【0043】

符号603は扇領域の表示する方向を指示するための指示棒であり、一端は固定であり他方端がマウス114に連動するカーソル650をその指示棒603上に移動し、ドラッグ操作することで、その向きを自由に変更できる。信号処理部225は、ユーザが操作して指示棒603の向きを変更した際、画像表示領域602の中心位置と、扇領域の中央位置とを結ぶ向きが、その変更後の指示棒603の向きに一致するように扇領域を移動表示させる。

10

【0044】

指示棒603の向きが更新されると、信号処理部225は、グレースケールの断面画像における、位置変更後の扇領域内に存在する画素の平均輝度値 I_{ave} を算出する。図示の符号604は、算出された平均輝度値 I_{ave} を表示する表示領域である。

【0045】

信号処理部225は、グレースケールの断面画像における扇領域内の平均輝度 I_{ave} を算出すると、ハードディスク227に予め格納されている平均的なトランスデューサの性能に基づく血液の平均輝度 I_{std} との差を、閾値の較正量 d として求める。

20

$$d = I_{ave} - I_{std}$$

そして、この較正量 d を、各閾値 $T_h(1)$ 乃至 $T_h(5)$ それぞれに較正する値であるものとして領域606に表示する。

【0046】

ここで、実施形態における平均的なトランスデューサの血液の輝度値 I_{std} は「100」としている。そして、グレースケールの断面画像における扇領域内の平均輝度 I_{ave} が「105」であったとする。このスキャン使用したトランスデューサ201の性能は、平均的なトランスデューサに対して感度が「5」だけ高いことを意味する。それ故、閾値 $T_h(1)$ 乃至 $T_h(5)$ をその分だけの加算する必要がある。図6はかかる点を示している。

30

【0047】

さて、図6のGUI画面601において、画像表示領域602の中央位置が、トランスデューサ602の回転中心と一致している点、画像表示領域602には血管断面画像が表示されている点から、ある程度の経験を踏めば、扇領域をどの方向が血液が流れる領域であるかは容易に判別できる。しかも、実施形態によれば、血液の流れる領域を指示するための操作は、指示棒603の向きを操作するという極めて単純な操作で実現できる。通常、2次元空間内で領域を指定する場合には、上下、左右方向の位置を意識して設定する必要があるのと比べると、その操作性の簡便さは明らかである。

【0048】

ところで実施形態における血管内超音波診断装置(100)の診断対象部位は冠動脈と

40

$$\theta = 60 \text{ 度}$$

$$r_1 = 1 \text{ mm}$$

$$r_2 = 2 \text{ mm}$$

とした。血管断面の中で血液が流れる領域の平均輝度を求める領域は大きいほど、その信頼性が高くなるものの、大きすぎると血液以外の血管組織や脂質がその領域に含まれる可能性が高くなる。かかる点を考慮して、本発明者は $\theta = 60$ 度が、簡便な操作性と信頼性を維持する上での望ましいと考えた。また、 r_2 も同じ理由である。 r_1 は確実にカテテル部101の外側になることが約束される値である。

【0049】

50

上記のようにして、閾値 $Th(1)$ 乃至 $Th(5)$ に対する較正量 d を決定し、その値を確認すると、ユーザは適用ボタン 605 を操作する。信号処理部 250 が、ユーザによる適用ボタンの操作を検出すると、GUI 画面 601 を閉じ、図 5 の GUI 画面 500 の更新処理を実行する。すなわち、信号処理部 250 は、決定した較正量 d で閾値 $Th(1)$ 乃至 $Th(5)$ を一時的に更新（カラーパレットを更新することと等価である）し、先に説明した処理を行い、カラーパレット画像の生成と画像表示領域 502 への表示処理を行う。

【0050】

以上であるが、次に図 7 のフローチャートに従って信号処理部 225 の処理内容を説明する。

10

【0051】

ステップ S701 にて、信号処理部 225 は超音波信号送受信器 221、スキャナ/ブルバック部 102 を制御し、冠動脈をスキャンする。この結果、スキャンして得られた A/D 変換後のデータはメモリ 226 に順次格納されていく。ステップ S702 にて、信号処理部 225 は、そのデータから血管軸に沿った各位置における、血管軸に直交する断面画像を生成する。また、血管軸に平行な面での断面画像も合わせて生成する。

【0052】

ステップ S703 では、図 5 の GUI の初期画面を生成するため、マーカ 504 の初期位置を設定する。実施形態では、スキャンした血管軸の中央位置を初期位置とする。また、カラーパレット画像の閾値を、ハードディスク 227 から読み込む処理を行う。

20

【0053】

そして、ステップ S704 にて、設定されたマーカ 504 の位置に対応する断面画像をメモリ 226 から読出し、その時点での閾値 $Th(1)$ 乃至 $Th(5)$ に基づくカラーパレット画像を生成する処理を行い、図 5 の GUI 画面 500 を生成する。そして、ステップ S705 にて、生成した GUI 画面 500 を LCD モニタ 113 に表示する。

【0054】

この後、ステップ S706 にて、ユーザによる入力を待つ。ユーザ入力があったと判断した場合、まずステップ S707、S708 にて、その入力がマーカ 504 の位置変更であるか、キャリブレーションボタン 507 の押下であるか、それ以外かを判断する。マーカ 504 の位置変更でもなく、キャリブレーションボタン 507 の押下でもないとは判断した場合にはステップ S709 にて対応する処理を行う。このステップ S709 の処理には、スクロールバー 501a、501b の操作によるスクロール処理やスライダー 506 による変倍処理が含まれる。

30

【0055】

さて、マーカ 504 の位置変更の指示であると判断した場合、変更後のマーカ 504 の位置に、断面画像の表示位置を変更する処理を行い、ステップ S704 に戻る。この結果、画像表示領域 501 には、変更後のマーカ 504 の位置の断面画像がメモリ 226 より読み込まれ、その断面画像にカラーパレット画像が生成されることになる。

【0056】

また、キャリブレーションボタン 507 の押下であると判断した場合には、ステップ S711 にて、図 6 に示す閾値キャリブレーション用の GUI 画面 601 を表示する。そして、ステップ S712 にて、指示棒 603 に対する操作に応じて血液の領域を決定する。領域が決定されると、ステップ S713 にてその設定した領域内の平均輝度 I_{ave} を算出し、ステップ S714 にて、較正量 d を求め、初期の閾値 $Th(1)$ 乃至 $Th(5)$ を較正量 d で較正する。

40

【0057】

以上説明したように本実施形態によれば、血管軸に直交する断面画像に対する制度の高いカラーパレット画像を生成することができる。しかも、その際の操作を非常に簡便なものであり、なおかつ、直感的でわかりやすいので、すぐさまその操作を習得できるようになる。なお、以上の実施形態では超音波トランスデューサを回転させるラジアルスキャン

50

(機械走査式)を例に示したが、電子スキャン(電子走査式)でもよいことは言うまでもない。

【0058】

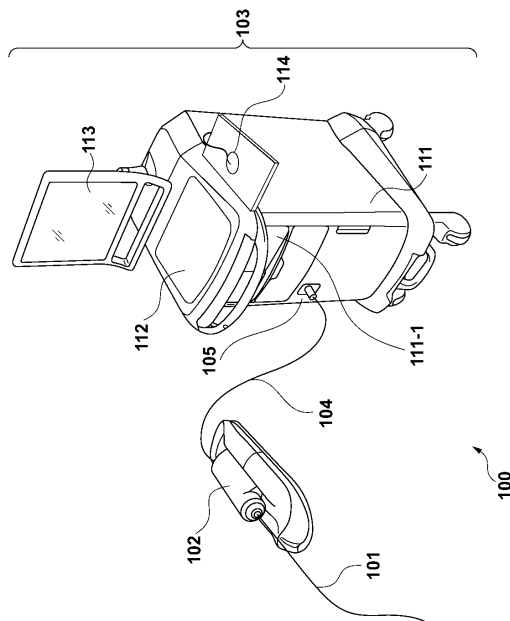
上記実施形態からもわかるように、実施形態における特徴部分の一部は、少なくともマイクロプロセッサで構成される信号処理部225によるものである。マイクロプロセッサはプログラムを実行することで、その機能を実現するわけであるから、当然、そのプログラムも本願発明の範疇になる。また、通常、プログラムは、CD-ROMやDVD-ROM等のコンピュータ可読記憶媒体に格納されており、そのコンピュータが有する読み取り装置(CD-ROMドライブ等)にセットし、システムにコピーもしくはインストールすることで実行可能になるわけであるから、係るコンピュータ可読記憶媒体も本願発明の範疇に入ること明らかである。

10

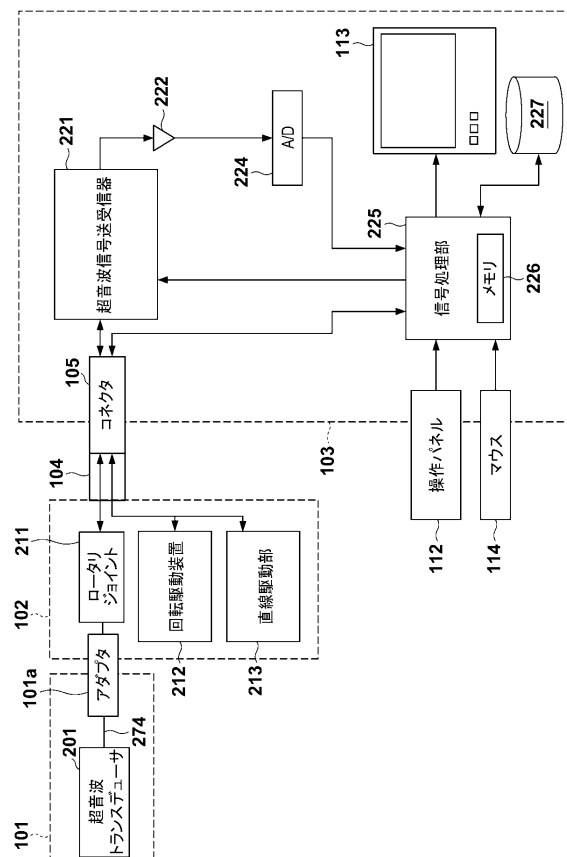
【0059】

本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の要旨及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

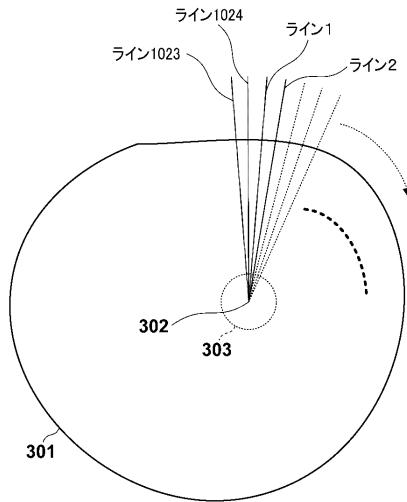
【図1】



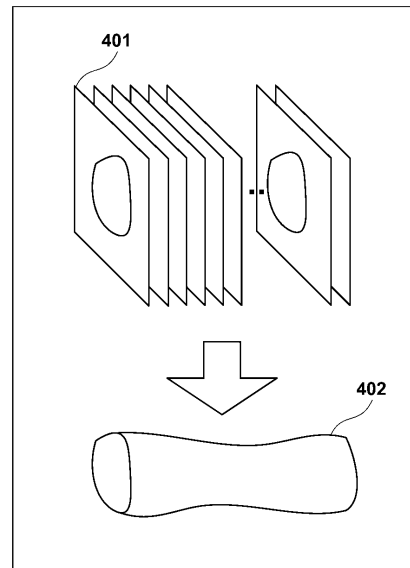
【図2】



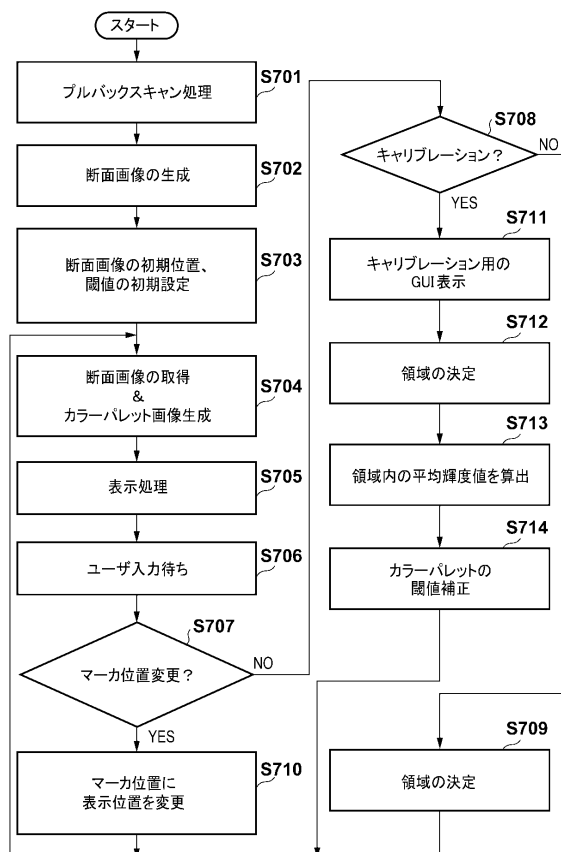
【図 3】



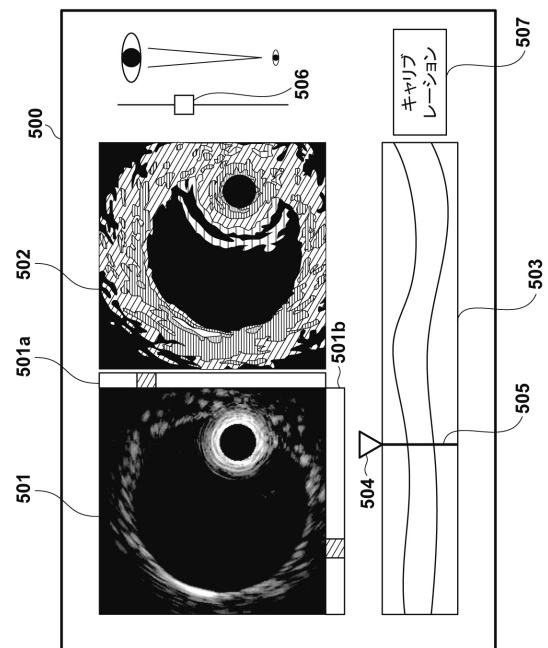
【図 4】



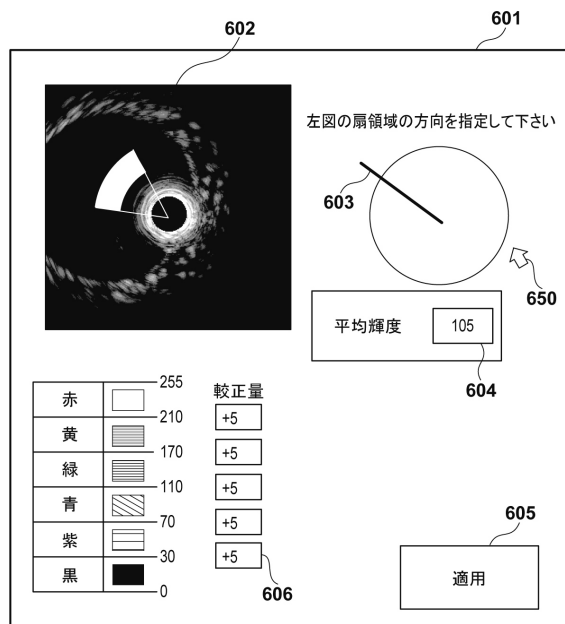
【図 7】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 重田 勝美

静岡県富士宮市舞々木町150番地 テルモ株式会社内

(72)発明者 矢上 弘之

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 国際公開第2011/118267(WO, A1)

特許第2648771(JP, B2)

特開2011-072597(JP, A)

特開2010-148811(JP, A)

特開2005-110724(JP, A)

特開昭61-092658(JP, A)

特開昭63-122437(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	图像诊断设备及其操作方法		
公开(公告)号	JP6097401B2	公开(公告)日	2017-03-15
申请号	JP2015536295	申请日	2013-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	重田勝美 矢上弘之		
发明人	重田 勝美 矢上 弘之		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/5215		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JPWO2015037036A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的图像诊断装置根据与血管轴正交的灰度超声波血管断面图像来生成调色板图像。因此，由于超声波换能器的性能存在差异，首先，设定灰度超声波血管横截面图像中存在血液的区域，并计算该区域的平均度。然后，将预设值和计算出的平均亮度值之间的差值视为所使用的超声波换能器的变化程度，并校准调色板的阈值。

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特 許 公 報(B2) (11) 特許番号
特許第6097401号
(P6097401)

(45) 発行日 平成29年3月15日(2017.3.15) (24) 登録日 平成29年2月24日(2017.2.24)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 8 / 1 2 (2006.01) F 1 A 6 1 B 8 / 1 2

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 審査請求日	特願2015-536295 (P2015-536295) 平成25年9月12日(2013.9.12) PCT/JP2013/005422 W02015/037036 平成27年3月19日(2015.3.19) 平成28年3月10日(2016.3.10)	(73) 特許権者 000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号 (74) 代理人 100076428 弁理士 大塚 康徳 (74) 代理人 100115071 弁理士 大塚 康弘 (74) 代理人 100112508 弁理士 高柳 司郎 (74) 代理人 100116894 弁理士 木村 秀二 (74) 代理人 100130409 弁理士 下山 治 (74) 代理人 100134175 弁理士 永川 行光
---	---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置及びその操作方法