

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/037036

発行日 平成29年3月2日 (2017.3.2)

(43) 国際公開日 平成27年3月19日 (2015.3.19)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/12 (2006.01)** A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

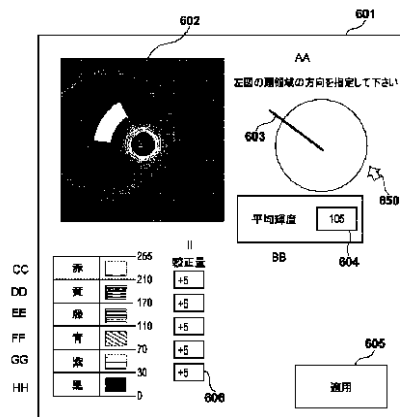
出願番号	特願2015-536295 (P2015-536295)	(71) 出願人	000109543
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/005422		テルモ株式会社
(22) 国際出願日	平成25年9月12日 (2013.9.12)		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ	(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制御方法

(57) 【要約】

本発明の画像診断装置は、血管軸に直交するグレースケールの超音波血管断面画像からカラーパレット画像を生成する。このため、超音波トランスデューサにはその性能にばらつきがあるので、まず、グレースケールの超音波血管断面画像における血液の存在する領域を設定し、その領域内の平均度を算出する。そして、予め設定された値と算出した平均輝度値の差が、使用している超音波トランスデューサのばらつきの度合いとみなし、カラーパレットの閾値を較正する。



AA Designate direction of fan-shaped region in left figure  
 BB Average luminance  
 CC Red  
 DD Yellow  
 EE Green  
 FF Blue  
 GG Purple  
 HH Black  
 II Calibration  
 605 Apply

**【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。

**【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、

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 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手段を含む

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 5 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

## 【請求項 7】

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。

## 【請求項 8】

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制御方法であって、

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、

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制御方法。

## 【請求項 9】

請求項8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 10】

請求項9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（一般にプルバツ

10

20

30

40

50

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。

【0007】

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】

【0008】

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。

【0009】

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。

10

20

30

40

50

## 【発明の効果】

## 【0010】

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。

## 【0011】

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】

## 【0012】

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。

【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】

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。

## 【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。

## 【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モニターであり、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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 0 】

図 2 は、図 1 に示した血管内超音波診断装置 1 0 0 の機能構成を示す図である。

## 【 0 0 2 1 】

同図に示すように、血管内超音波診断装置 1 0 0 は、カテーテル部 1 0 1 と、スキャナ/プルバック部 1 0 2 と、操作制御装置 1 0 3 とを備える。

## 【 0 0 2 2 】

カテーテル部 1 0 1 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 2 0 1 が収容されている。この超音波トランスデューサ 2 0 1 は、カテーテル部 1 0 1 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 2 2 1 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 2 1 1 及びコネクタ部 1 0 5 を介して超音波エコー信号として超音波信号送受信器 2 2 1 に送信する。

10

## 【 0 0 2 3 】

スキャナ/プルバック部 1 0 2 は、ロータリジョイント 2 1 1、回転駆動装置 2 1 2、直線駆動装置 2 1 3 を備える。カテーテル部 1 0 1 内の超音波トランスデューサ 2 0 1 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 2 1 1 により回動自在に取り付けられており、回転駆動装置 2 1 2 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 2 0 1 が血管内でカテーテル部 1 0 1 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。

20

## 【 0 0 2 4 】

なお、回転駆動装置 2 1 2 内のラジアル走査モータの動作は、信号処理部 2 2 5 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 2 1 2 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 2 2 5 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。

## 【 0 0 2 5 】

スキャナ/プルバック部 1 0 2 は、更に、直線駆動装置 2 1 3 を備え、信号処理部 2 2 5 からの指示に基づいて、カテーテル部 1 0 1 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 2 2 5 からの制御信号に基づいて、直線駆動装置 2 1 3 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 2 1 3 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 2 2 5 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 2 1 3 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 2 1 3 は、カテーテル部 1 0 1 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。

30

## 【 0 0 2 6 】

超音波信号送受信器 2 2 1 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 2 2 5 から送信された制御信号に基づいて、カテーテル部 1 0 1 内の超音波トランスデューサ 2 0 1 にパルス波を送信させる。

40

## 【 0 0 2 7 】

また、受信回路は、カテーテル部 1 0 1 内の超音波トランスデューサ 2 0 1 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 2 2 2 により増幅される。更に、A/D変換器 2 2 4 では、アンプ 2 2 2 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。

## 【 0 0 2 8 】

A/D変換部 2 2 4 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 2 2 5 に入力される。信号処理部 2 2 5 では、超音波エコーデータを検波して、血管の軸方向

50

に沿った各位置での断面画像を生成し、メモリ 2 2 6 に構築していく。

【 0 0 2 9 】

図 3 は超音波トランスデューサ 2 0 1 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 3 0 2 が、超音波トランスデューサ 2 0 1 の回転中心を示し、3 0 1 が血管内腔面を示している。超音波トランスデューサ 2 0 1 が 1 回転する間、超音波トランスデューサ 2 0 1 は超音波の出射とその反射波の検出を計 1 0 2 4 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、1 0 2 4 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 = 2 5 6 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 2 2 5 が行うことになる。

10

【 0 0 3 0 】

なお、超音波トランスデューサ 2 0 1 は、直接に血液に触れることはなく、プローブ部 1 0 1 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 2 0 1 から発生した超音波はまず、プローブ部 1 0 1 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 1 0 1 の内面や外面などのいくつも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 3 0 3 のようにプローブ部 1 0 1 の影が断面画像には現れる。

【 0 0 3 1 】

信号処理部 2 2 5 は、図 4 に示すように、生成した複数の断面画像 4 0 1 を血管軸に沿ってつなぎ合わせることで、3 次元画像 4 0 2 をも生成できる。また、信号処理部 2 2 5 は、各断面画像における、中心（超音波トランスデューサ 2 0 1 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 2 5 6 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 2 2 5 は、2 5 6 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 2 2 6 も保持されるが、場合によってはハードディスク 2 2 7 に保存されることもある。また、信号処理部 2 2 5 は、生成した画像を GUI 画面として LCD モニタ 1 1 3 に出力する処理も行うことになる。

20

【 0 0 3 2 】

図 5 は、実施形態の血管内超音波診断装置 1 0 0 の LCD モニタ 1 1 3 に表示された GUI 画面 5 0 0 の例である。

30

【 0 0 3 3 】

GUI 画面 5 0 0 は、画像を表示するための領域 5 0 1、5 0 2、5 0 3 と、変倍率を指定するためのスライダ 5 0 6、及び、キャリブレーションを指示するボタン 5 0 7 を有する。

【 0 0 3 4 】

画像表示領域 5 0 1 は、血管軸に直交する面の、2 5 6 階調のグレースケールの血管断面画像 4 0 1 の 1 つを表示するための領域である。この画像表示領域 5 0 1 の右端、下端にはスクロールバー 5 0 1 a、5 0 1 b 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 5 0 6 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 5 0 6 の位置が上部に位置するほど拡大率が高くなる。

40

【 0 0 3 5 】

画像表示領域 5 0 2 は、画像表示領域 5 0 1 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 5 0 1 a、5 0 1 b を操作して画像表示領域 5 0 1 内の画像をスクロールさせたときや、スライダ 5 0 6 を操作して拡大率を変更した場合、画像表示領域 5 0 2 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に変更される。この結果、ユーザは、常に同じ部位で同じ拡大率

50

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) = 黒

・ Th(1) < G(x、y) < Th(2)のとき C(x、y) = 紫

・ Th(2) < G(x、y) < Th(3)のとき C(x、y) = 青

・ Th(3) < G(x、y) < Th(4)のとき C(x、y) = 緑

・ Th(4) < G(x、y) < Th(5)のとき C(x、y) = 黄

・ Th(5) < G(x、y)のとき C(x、y) = 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に収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()を較正(補正)し、較正後の閾値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、閾値較正にかかる操作を簡便なものとすることを考えた。以下、閾値較正処理を説明する。なお、閾値較正処理の指示は、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 は閾値較正処理を行う際の 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。

10

【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  $\theta$  を挟んで二本の線分が表示され、その二本の線分と中心位置から  $r_1$ 、 $r_2$  ( $r_2 > r_1$ ) 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】

20

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。

【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。

30

【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。

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

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。

40

【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、

50

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している。かかる対象部位における上記の扇領域を規定する、 $r_1$ 、 $r_2$ は、

$$= 60 \text{ 度}$$

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

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

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  $= 60$  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。 $r_1$ は確実にカテーテル部101の外側になることが約束される値である。

10

【0049】

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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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から読み出し、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。

40

【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

50

、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。

【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（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。

10

【0058】

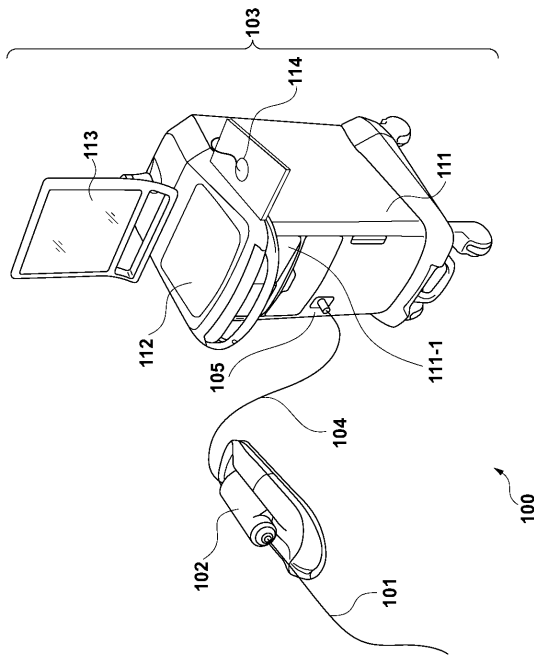
上記実施形態からもわかるように、実施形態における特徴部分の一部は、少なくともマイクロプロセッサで構成される信号処理部 225 によるものである。マイクロプロセッサはプログラムを実行することで、その機能を実現するわけであるから、当然、そのプログラムも本願発明の範疇になる。また、通常、プログラムは、CD-ROM や DVD-ROM 等のコンピュータ可読記憶媒体に格納されており、そのコンピュータが有する読み取り装置（CD-ROM ドライブ等）にセットし、システムにコピーもしくはインストールすることで実行可能になるわけであるから、係るコンピュータ可読記憶媒体も本願発明の範疇に入ること明らかである。

20

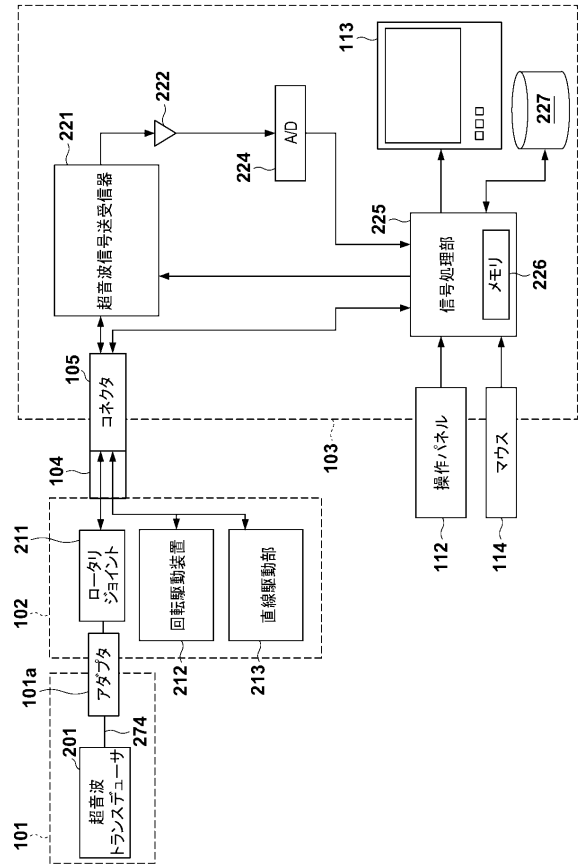
【0059】

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。

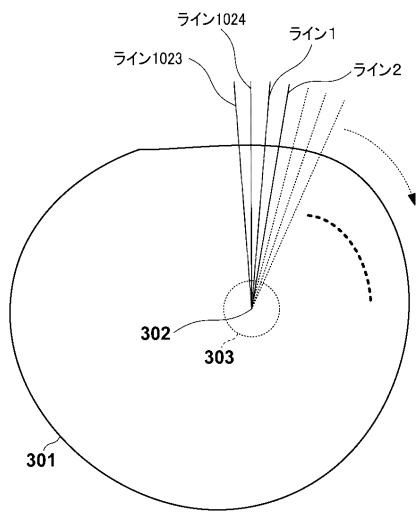
【 図 1 】



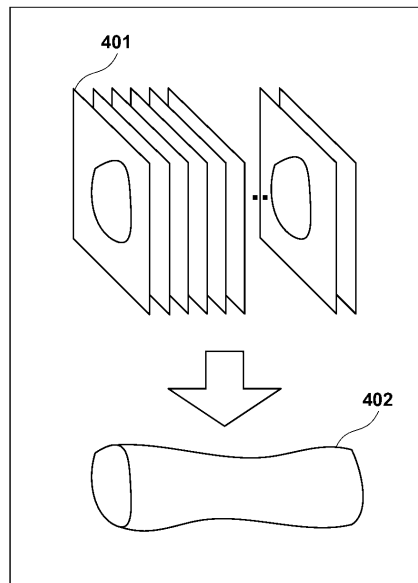
【 図 2 】



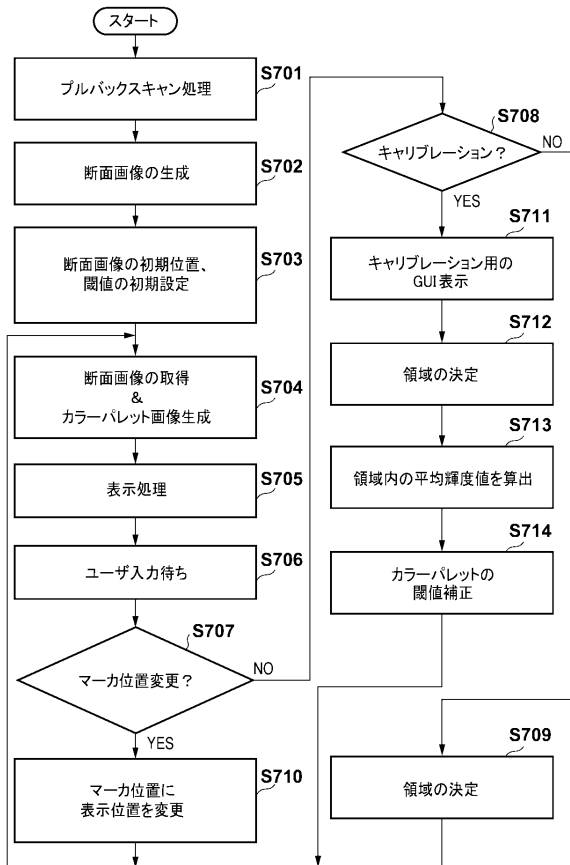
【 図 3 】



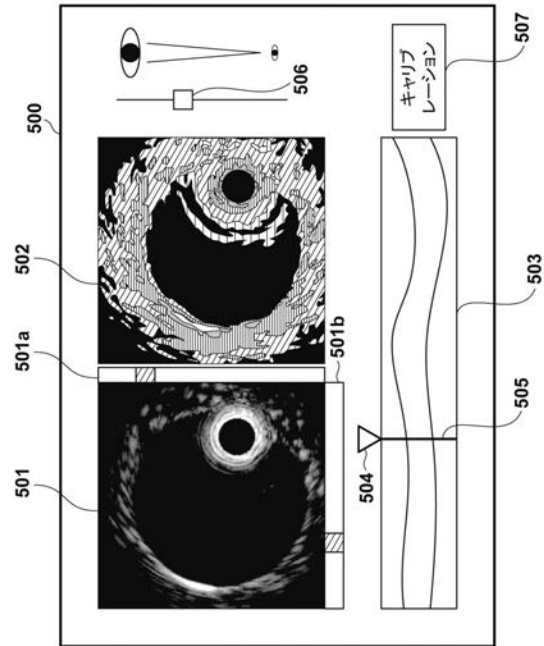
【 図 4 】



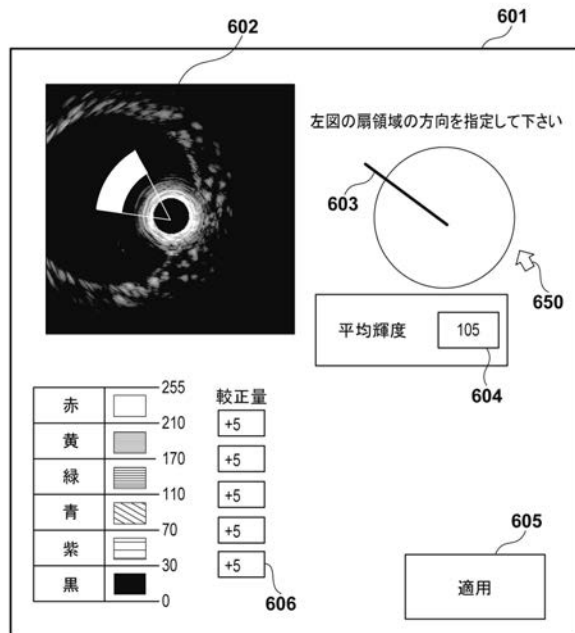
【 図 7 】



【 図 5 】



【 図 6 】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/005422
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/12(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/12  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 2011/118267 A1 (The University of Tokushima), 29 September 2011 (29.09.2011), claim 8; paragraphs [0003], [0009], [0050], [0056], [0065] to [0070], [0084]; fig. 5, 22, 23 & US 2013/0044931 A1	1-4, 6-7, 9-10 5
Y A	JP 2648771 B2 (Aloka Co., Ltd.), 03 September 1997 (03.09.1997), paragraphs [0007], [0019] & US 5313948 A & EP 544328 A2 & DE 69226501 C & DE 69226501 D	1-4, 6-7, 9-10 5
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 October, 2013 (15.10.13)		Date of mailing of the international search report 22 October, 2013 (22.10.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer  Telephone No.
Facsimile No.		

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/005422

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-72597 A (Terumo Corp.), 14 April 2011 (14.04.2011), paragraphs [0111] to [0116]; fig. 9 & US 2012/0215091 A1 & EP 2484289 A1 & WO 2011/039983 A1	3-4, 6-7
Y	JP 2010-148811 A (Panasonic Corp.), 08 July 2010 (08.07.2010), paragraph [0018]; fig. 2 (Family: none)	4, 6-7
Y	JP 2005-110724 A (Rion Co., Ltd.), 28 April 2005 (28.04.2005), paragraphs [0061] to [0063] (Family: none)	6-7
Y	JP 61-92658 A (Mototada TANAKA), 10 May 1986 (10.05.1986), page 2, lower left column, line 4 to lower right column, line 7; fig. 3 (Family: none)	7
Y	JP 63-122437 A (Shimadzu Corp.), 26 May 1988 (26.05.1988), page 3, lower right column, line 19 to page 4, upper left column, line 11 (Family: none)	7
A	JP 2013-507227 A (Silicon Valley Medical Instruments, Inc.), 04 March 2013 (04.03.2013), paragraph [0046]; fig. 10b & US 2011/0087104 A1 & EP 2488107 A & WO 2011/046903 A2 & CA 2777562 A & CN 102665569 A & KR 10-2012-0095384 A	5
A	JP 2007-268148 A (Olympus Medical Systems Corp.), 18 October 2007 (18.10.2007), paragraph [0027]; fig. 7, 9 (Family: none)	5
A	JP 2004-152043 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 27 May 2004 (27.05.2004), claims 1, 2 (Family: none)	1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/005422

<b>Box No. II</b>	<b>Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)</b>
<p>This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:</p> <p>1. <input checked="" type="checkbox"/> Claims Nos.: 8 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: (See extra sheet)</p> <p>2. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:</p> <p>3. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).</p>	
<b>Box No. III</b>	<b>Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)</b>
<p>This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:</p> <p>1. <input type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.</p> <p>2. <input type="checkbox"/> As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.</p> <p>3. <input type="checkbox"/> As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:</p> <p>4. <input type="checkbox"/> No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:</p> <p><b>Remark on Protest</b></p> <p><input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.</p> <p><input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.</p> <p><input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.</p>	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2013/005422

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

The invention described in claim 8, which relates to a method for controlling a diagnostic imaging device, can include, within the scope thereof, a method for controlling a diagnostic imaging device by a physician during the use of a device (a catheter) in the human body by the physician, and therefore pertains to a method for surgery and diagnosis of the human body. Thus, the invention of this claim relates to a subject matter which this international searching authority is not required, under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv), to search.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 5 4 2 2									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01) i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y A	WO 2011/118267 A1 (国立大学法人徳島大学) 2011.09.29, [請求項8]、段落 [0003]、[0009]、[0050]、[0056]、[0065] - [0070]、[0084]、図5、22、23 & US 2013/0044931 A1	1-4, 6-7, 9-10 5									
Y A	JP 2648771 B2 (アロカ株式会社) 1997.09.03, 段落 [0007]、[0019] & US 5313948 A & EP 544328 A2 & DE 69226501 C & DE 69226501 D	1-4, 6-7, 9-10 5									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 15.10.2013		国際調査報告の発送日 22.10.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4460								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2013/005422

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2011-72597 A (テルモ株式会社) 2011.04.14, 段落【0111】 - 【0116】、図9 & US 2012/0215091 A1 & EP 2484289 A1 & WO 2011/039983 A1	3-4, 6-7
Y	JP 2010-148811 A (パナソニック株式会社) 2010.07.08, 段落【0 018】、図2 (ファミリーなし)	4, 6-7
Y	JP 2005-110724 A (リオン株式会社) 2005.04.28, 段落【0061】 - 【0063】 (ファミリーなし)	6-7
Y	JP 61-92658 A (田中元直) 1986.05.10, 第2頁左下欄第4行-右下 欄第7行、第3図 (ファミリーなし)	7
Y	JP 63-122437 A (株式会社島津製作所) 1988.05.26, 第3頁右下欄 第19行-第4頁左上欄第11行 (ファミリーなし)	7
A	JP 2013-507227 A (シリコンバレー メディカル インストルメン ツ インコーポレイテッド) 2013.03.04, 段落【0046】、図10 b & US 2011/0087104 A1 & EP 2488107 A & WO 2011/046903 A2 & CA 2777562 A & CN 102665569 A & KR 10-2012-0095384 A	5
A	JP 2007-268148 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.10.18, 段落【0027】、図7、9 (ファミリーなし)	5
A	JP 2004-152043 A (富士写真フイルム株式会社) 2004.05.27, 【請 求項1】、【請求項2】 (ファミリーなし)	1

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2009年7月)

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 5 4 2 2

## 第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求項 8 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、  
請求項8の画像診断装置の制御方法の発明は、医師が人体内で装置（カテーテル）を使用している最中に、医師が画像診断装置を制御する方法を含み得ることから、人の身体の手術及び診断方法に関するものであって、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2.  請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3.  請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2009年7月)

---

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB13 BB14 EE09 EE11 FE04 GA30 JB40 JB45 JC11

JC37 KK02 KK10 KK25 KK31 LL38

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像诊断设备及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2015037036A1</a>	公开(公告)日	2017-03-02
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE04 4C601/GA30 4C601/ JB40 4C601/ JB45 4C601/ JC11 4C601/ JC37 4C601/ KK02 4C601/ KK10 4C601/ KK25 4C601/ KK31 4C601/ LL38		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP6097401B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的图像诊断设备从正交于血管轴的灰度超声血管横截面图像生成调色板图像。因此，由于超声波换能器的性能变化，因此，首先，设定灰度超声血管截面图像中存在血液的区域，并计算该区域的平均程度。然后，将预设值与计算出的平均亮度值之间的差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。

