

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5981557号  
(P5981557)

(45) 発行日 平成28年8月31日(2016.8.31)

(24) 登録日 平成28年8月5日(2016.8.5)

(51) Int.Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/12</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/12	
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/14</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/14	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
			A 6 1 B	1/00	3 0 0 F

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-535234 (P2014-535234)	(73) 特許権者	000109543
(86) (22) 出願日	平成24年9月11日 (2012.9.11)		テルモ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/005749		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(87) 国際公開番号	W02014/041579	(74) 代理人	100076428
(87) 国際公開日	平成26年3月20日 (2014.3.20)		弁理士 大塚 康德
審査請求日	平成27年2月27日 (2015.2.27)	(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受信を行う超音波送受信部と、光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有し、該送受信部を回転させながら超音波及び光を送信し、血管内を軸方向に移動させながら、該超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波と、該光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該血管内の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置であって、

前記軸方向の所定の位置における超音波断面画像より、閉曲線を生成する第1の生成手段と、

前記所定の位置における光断面画像より、閉曲線を生成する第2の生成手段と、

前記所定の位置における前記超音波断面画像と前記光断面画像とを位置合わせして重ねた場合の、前記第1の生成手段により生成された閉曲線と前記第2の生成手段により生成された閉曲線との間の領域を、前記超音波断面画像または前記光断面画像における関心領域として設定する設定手段とを備え、

前記第1の生成手段により生成される閉曲線は血管壁を示しており、前記第2の生成手段により生成される閉曲線は血流領域の境界を示していることを特徴とする画像診断装置

【請求項 2】

前記超音波断面画像または前記光断面画像において、前記設定手段により設定された関心領域を、所定の色を用いて識別可能に表示する表示手段を更に備え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、更に、前記超音波断面画像または前記光断面画像において、前記第 1 の生成手段により生成された閉曲線及び第 2 の生成手段により生成された閉曲線を、所定の色を用いて識別可能に表示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】

前記超音波断面画像または前記光断面画像における、前記設定手段により設定された関心領域を処理する処理手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来より、動脈硬化の診断や、バルーンカテーテルまたは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、画像診断装置が広く使用されている。

【0003】

画像診断装置には、血管内超音波診断装置 (IVUS: Intra Vascular Ultra Sound) や光干渉断層診断装置 (OCT: Optical Coherence Tomography) 等が含まれ、それぞれに異なる特性を有している。

20

【0004】

また、最近では、IVUSの機能と、OCTの機能とを組み合わせた画像診断装置 (超音波を送受信可能な超音波送受信部と、光を送受信可能な光送受信部とを備える画像診断装置) も提案されている (例えば、特許文献 1、2 参照)。このような画像診断装置によれば、高深度領域まで測定できる IVUS の特性を活かした断面画像と、高分解能で測定できる OCT の特性を活かした断面画像の両方を、一回の走査で生成することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0005】

【特許文献 1】特開平 11 - 56752 号公報

【特許文献 2】特表 2010 - 508973 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

一方で、生成されたこれらの断面画像を用いて医師等が診断を行うにあたっては、それぞれの断面画像について血流領域の外側から血管壁までの特定の範囲を観察することが重要となってくる。血管内の状態を判断するうえでは、当該範囲における生体組織の分布やその大きさ、固さ等が、重要な指標となってくるからである。

40

【0007】

このため、断面画像に対してこのような範囲を、関心領域 (ROI) として正確かつ迅速に設定することができれば、診断に際して、当該範囲の解析を迅速に行うことができるようになるとともに、医師間の技量によらない客観的な解析結果を得ることも可能となると考えられる。

【0008】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、超音波を送受信可能な送受信部と、光を送受信可能な光送受信部とを用いて、それぞれの断面画像を生成可能な画像診断装置において、関心領域を正確かつ迅速に設定できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 9 】

上記の目的を達成するために、本発明の画像診断装置は以下のような構成を備える。すなわち、

超音波の送受信を行う超音波送受信部と、光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有し、該送受信部を回転させながら超音波及び光を送信し、血管内を軸方向に移動させながら、該超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波と、該光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該血管内の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置であって、

前記軸方向の所定の位置における超音波断面画像より、閉曲線を生成する第1の生成手段と、

前記所定の位置における光断面画像より、閉曲線を生成する第2の生成手段と、

前記所定の位置における前記超音波断面画像と前記光断面画像とを位置合わせして重ねた場合の、前記第1の生成手段により生成された閉曲線と前記第2の生成手段により生成された閉曲線との間の領域を、前記超音波断面画像または前記光断面画像における関心領域として設定する設定手段とを備え、

前記第1の生成手段により生成される閉曲線は血管壁を示しており、前記第2の生成手段により生成される閉曲線は血流領域の境界を示してい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、超音波を送受信可能な超音波送受信部と、光を送受信可能な光送受信部とを用いて、それぞれの断面画像を生成可能な画像診断装置において、関心領域を正確かつ迅速に設定できるようになる。

## 【 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】図1は、本発明の一実施形態にかかる画像診断装置100の外観構成を示す図である。

【図2】図2は、プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成を示す図である。

【図3】図3は、イメージングコアの断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

【図4】図4は、画像診断装置100の機能構成を示す図である。

【図5】図5は、画像診断装置100のユーザインタフェースの一例を示す図である。

【図6】図6は、画像診断装置100におけるROI自動設定処理の流れを示すフローチャートである。

【図7】図7は、画像診断装置100のユーザインタフェースの一例を示す図であり、ROIを自動設定する過程を説明するための図である。

【図8】図8は、画像診断装置100のユーザインタフェースの一例を示す図であり、ROIが自動設定された様子を示す図である。

【図9】図9は、画像診断装置100のユーザインタフェースの一例を示す図であり、ROIにおける解析結果の一例を示す図である。

【図10】図10は、画像診断装置100のユーザインタフェースの一例を示す図であり、ROIにおける解析結果の一例を示す図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 3 】

以下、本発明の各実施形態について添付図面を参照しながら詳細に説明する。なお、以

10

20

30

40

50

下に述べる実施の形態は、本発明の好適な具体例であるから、技術的に好ましい種々の限定が付されているが、本発明の範囲は、以下の説明において特に本発明を限定する旨の記載がない限り、これらの態様に限られるものではない。

【 0 0 1 4 】

[ 第 1 の実施形態 ]

< 1 . 画像診断装置の外観構成 >

図 1 は本発明の一実施形態にかかる画像診断装置（ I V U S の機能と、 O C T の機能とを備える画像診断装置） 1 0 0 の外観構成を示す図である。

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すように、画像診断装置 1 0 0 は、プローブ部 1 0 1 と、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 と、操作制御装置 1 0 3 とを備え、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 と操作制御装置 1 0 3 とは、信号線 1 0 4 により各種信号が伝送可能に接続されている。

【 0 0 1 6 】

プローブ部 1 0 1 は、直接血管内に挿入され、パルス信号に基づく超音波を血管内に送信するとともに、血管内からの反射波を受信する超音波送受信部と、伝送された光（測定光）を連続的に血管内に送信するとともに、血管内からの反射光を連続的に受信する光送受信部と、を備えるイメージングコアが内挿されている。画像診断装置 1 0 0 では、該イメージングコアを用いることで血管内部の状態を測定する。

【 0 0 1 7 】

スキャナ及びプルバック部 1 0 2 は、プローブ部 1 0 1 が着脱可能に取り付けられ、内蔵されたモータを駆動させることでプローブ部 1 0 1 に内挿されたイメージングコアの血管内の軸方向の動作及び回転方向の動作を規定している。また、超音波送受信部において受信された反射波及び光送受信部において受信された反射光を取得し、操作制御装置 1 0 3 に対して送信する。

【 0 0 1 8 】

操作制御装置 1 0 3 は、測定を行うにあたり、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データを処理し、血管内の断面画像（横方向断面画像及び縦方向断面画像）を表示するための機能を備える。

【 0 0 1 9 】

操作制御装置 1 0 3 において、 1 1 1 は本体制御部であり、測定により得られた反射波に基づいて超音波データを生成するとともに、該超音波データに基づいて生成されたラインデータを処理することで、超音波断面画像を生成する。更に、測定により得られた反射光と光源からの光を分離することで得られた参照光とを干渉させることで干渉光データを生成するとともに、該干渉光データに基づいて生成されたラインデータを処理することで、光断面画像を生成する。

【 0 0 2 0 】

1 1 1 - 1 はプリンタ及び D V D レコーダであり、本体制御部 1 1 1 における処理結果を印刷したり、データとして記憶したりする。 1 1 2 は操作パネルであり、ユーザは該操作パネル 1 1 2 を介して、各種設定値及び指示の入力を行う。 1 1 3 は表示装置としての L C D モニタであり、本体制御部 1 1 1 において生成された断面画像を表示する。

【 0 0 2 1 】

< 2 . プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成 >

次に、プローブ部 1 0 1 の全体構成及び先端部の断面構成について図 2 を用いて説明する。図 2 に示すように、プローブ部 1 0 1 は、血管内に挿入される長尺のカテーテルシース 2 0 1 と、ユーザが操作するために血管内に挿入されることなく、ユーザの手元側に配置されるコネクタ部 2 0 2 とにより構成される。カテーテルシース 2 0 1 の先端には、ガイドワイヤルーメンを構成するガイドワイヤルーメン用チューブ 2 0 3 が設けられている。カテーテルシース 2 0 1 は、ガイドワイヤルーメン用チューブ 2 0 3 との接続部分からコネクタ部 2 0 2 との接続部分にかけて連続する管腔を形成している。

【 0 0 2 2 】

10

20

30

40

50

カテーテルシース 201 の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部 221 と、電気信号ケーブル及び光ファイバケーブルを内部に備え、それを回転させるための回転駆動力を伝達するコイル状の駆動シャフト 222 とを備えるイメージングコア 220 が、カテーテルシース 201 のほぼ全長にわたって挿通されている。

【0023】

コネクタ部 202 は、カテーテルシース 201 の基端に一体化して構成されたシースコネクタ 202 a と、駆動シャフト 222 の基端に駆動シャフト 222 を回動可能に固定して構成された駆動シャフトコネクタ 202 b とを備える。

【0024】

シースコネクタ 202 a とカテーテルシース 201 との境界部には、耐キンクプロテクタ 211 が設けられている。これにより所定の剛性が保たれ、急激な物性の変化による折れ曲がり（キンク）を防止することができる。

【0025】

駆動シャフトコネクタ 202 b の基端は、スキャナ及びプルバック部 102 に着脱可能に取り付けられる。

【0026】

次に、プローブ部 101 の先端部の断面構成について説明する。カテーテルシース 201 の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部 221 が配されたハウジング 223 と、それを回転させるための回転駆動力を伝送する駆動シャフト 222 とを備えるイメージングコア 220 がほぼ全長にわたって挿通されており、プローブ部 101 を形成している。

【0027】

駆動シャフト 222 は、カテーテルシース 201 に対して送受信部 221 を回転動作及び軸方向動作させることが可能であり、柔軟で、かつ回転をよく伝送できる特性をもつ、例えば、ステンレス等の金属線からなる多重多層密着コイル等により構成されている。そして、その内部には電気信号ケーブル及び光ファイバケーブル（シングルモードの光ファイバケーブル）が配されている。

【0028】

ハウジング 223 は、短い円筒状の金属パイプの一部に切り欠き部を有した形状をしており、金属塊からの削りだしや MIM（金属粉末射出成形）等により成形される。また、先端側には短いコイル状の弾性部材 231 が設けられている。

【0029】

弾性部材 231 はステンレス鋼線材をコイル状に形成したものであり、弾性部材 231 が先端側に配されることで、イメージングコア 220 を前後移動させる際にカテーテルシース 201 内での引っかかりを防止する。

【0030】

232 は補強コイルであり、カテーテルシース 201 の先端部分の急激な折れ曲がり防止を目的で設けられている。

【0031】

ガイドワイヤルーメン用チューブ 203 は、ガイドワイヤが挿入可能なガイドワイヤルーメンを有する。ガイドワイヤルーメン用チューブ 203 は、予め血管内に挿入されたガイドワイヤを受け入れ、ガイドワイヤによってカテーテルシース 201 を患部まで導くのに使用される。

【0032】

< 3 . イメージングコアの断面構成 >

次に、イメージングコア 220 の断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置について説明する。図 3 は、イメージングコアの断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

【0033】

10

20

30

40

50

図3の3Aに示すように、ハウジング223内に配された送受信部221は、超音波送受信部310と光送受信部320とを備え、超音波送受信部310及び光送受信部320は、それぞれ、駆動シャフト222の回転中心軸上(3Aの一点鎖線上)において軸方向に沿って配置されている。

【0034】

このうち、超音波送受信部310は、プローブ部101の先端側に、また、光送受信部320は、プローブ部101の基端側に配置されている。

【0035】

また、超音波送受信部310及び光送受信部320は、駆動シャフト222の軸方向に対する、超音波送受信部310の超音波送信方向(仰角方向)、及び、光送受信部320の光送信方向(仰角方向)が、それぞれ、略90°となるようにハウジング223内に取り付けられている。なお、各送信方向は、カテーテルシース201の管腔内表面での反射を受信しないように90°よりややずらして取り付けられることが望ましい。

10

【0036】

駆動シャフト222の内部には、超音波送受信部310と接続された電気信号ケーブル311と、光送受信部320に接続された光ファイバケーブル321とが配されており、電気信号ケーブル311は、光ファイバケーブル321に対して螺旋状に巻き回されている。

【0037】

図3の3Bは、超音波送受信位置において、回転中心軸に略直角する面で切断した場合の断面図である。図3の3Bに示すように、紙面下方向を0度とした場合、超音波送受信部310の超音波送信方向(回転角方向(方位角方向ともいう))は、度となっている。

20

【0038】

図3の3Cは、光送受信位置において、回転中心軸に略直角する面で切断した場合の断面図である。図3の3Cに示すように、紙面下方向を0度とした場合、光送受信部320の光送信方向(回転角方向)は、0度となっている。つまり、超音波送受信部310と光送受信部320は、超音波送受信部310の超音波送信方向(回転角方向)と、光送受信部320の光送信方向(回転角方向)とが、互いに度ずれるように配置されている。

【0039】

30

#### < 4 . 画像診断装置の機能構成 >

次に、画像診断装置100の機能構成について説明する。図4は、IVUSの機能とOCT(ここでは、一例として波長掃引型OCT)の機能とを組み合わせた画像診断装置100の機能構成を示す図である。なお、IVUSの機能と他のOCTの機能とを組み合わせた画像診断装置についても、同様の機能構成を有するため、ここでは説明を省略する。

【0040】

#### (1) IVUSの機能

イメージングコア220は、先端内部に超音波送受信部310を備えており、超音波送受信部310は、超音波信号送受信器452より送信されたパルス波に基づいて、超音波を生体組織に送信するとともに、その反射波(エコー)を受信し、アダプタ402及びスリップリング451を介して超音波信号として超音波信号送受信器452に送信する。

40

【0041】

なお、スキャナ及びブルバック部102において、スリップリング451の回転駆動部側は回転駆動装置404のラジアル走査モータ405により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ405の回転角度は、エンコーダ部406により検出される。更に、スキャナ及びブルバック部102は、直線駆動装置407を備え、信号処理部428からの信号に基づいて、イメージングコア220の軸方向動作を規定する。

【0042】

超音波信号送受信器452は、送信波回路と受信波回路とを備える(不図示)。送信波回路は、信号処理部428から送信された制御信号に基づいて、イメージングコア220

50

内の超音波送受信部 310 に対してパルス波を送信する。

【0043】

また、受信波回路は、イメージングコア 220 内の超音波送受信部 310 より超音波信号を受信する。受信された超音波信号はアンプ 453 により増幅された後、検波器 454 に入力され検波される。

【0044】

更に、A/D変換器 455 では、検波器 454 より出力された超音波信号を 30.6 MHz で 200 ポイント分サンプリングして、1 ラインのデジタルデータ（超音波データ）を生成する。なお、ここでは、30.6 MHz としているが、これは音速を 1530 m/sec としたときに、深度 5 mm に対して 200 ポイントサンプリングすることを前提として算出されたものである。したがって、サンプリング周波数は特にこれに限定されるものではない。

【0045】

A/D変換器 455 にて生成されたライン単位の超音波データは信号処理部 428 に入力される。信号処理部 428 では、超音波データをグレースケールに変換することにより、血管内の各位置での超音波断面画像を生成し、所定のフレームレートで LCD モニタ 113 に出力する。

【0046】

なお、信号処理部 428 はモータ制御回路 429 と接続され、モータ制御回路 429 のビデオ同期信号を受信する。信号処理部 428 では、受信したビデオ同期信号に同期して超音波断面画像の生成を行う。

【0047】

また、このモータ制御回路 429 のビデオ同期信号は、回転駆動装置 404 にも送られ、回転駆動装置 404 はビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力する。

【0048】

なお、信号処理部 428 における上記処理、ならびに、図 6 乃至図 10 等を用いて後述する画像診断装置 100 におけるユーザインタフェースに関する画像処理は、信号処理部 428 において所定のプログラムがコンピュータによって実行されることで実現されるものとする。

【0049】

(2) 波長掃引型 OCT の機能

次に、同図を用いて波長掃引型 OCT の機能構成について説明する。408 は波長掃引光源 (Swept Laser) であり、SOA 415 (semiconductor optical amplifier) とリング状に結合された光ファイバ 416 とポリゴンスキヤニングフィルタ (408b) よりなる、Extended-cavity Laser の一種である。

【0050】

SOA 415 から出力された光は、光ファイバ 416 を進み、ポリゴンスキヤニングフィルタ 408b に入り、ここで波長選択された光は、SOA 415 で増幅され、最終的に coupler 414 から出力される。

【0051】

ポリゴンスキヤニングフィルタ 408b では、光を分光する回折格子 412 とポリゴンミラー 409 との組み合わせで波長を選択する。具体的には、回折格子 412 により分光された光を 2 枚のレンズ (410、411) によりポリゴンミラー 409 の表面に集光させる。これによりポリゴンミラー 409 と直交する波長の光のみが同一の光路を戻り、ポリゴンスキヤニングフィルタ 408b から出力されることとなる。つまり、ポリゴンミラー 409 を回転させることで、波長の時間掃引を行うことができる。

【0052】

ポリゴンミラー 409 は、例えば、32 面体のミラーが使用され、回転数が 50000 rpm 程度である。ポリゴンミラー 409 と回折格子 412 とを組み合わせた波長掃引方

10

20

30

40

50

式により、高速、高出力の波長掃引が可能である。

【0053】

Coupler 414から出力された波長掃引光源408の光は、第1のシングルモードファイバ440の一端に入射され、先端側に伝送される。第1のシングルモードファイバ440は、途中の光カップラ部441において第2のシングルモードファイバ445及び第3のシングルモードファイバ444と光学的に結合されている。従って、第1のシングルモードファイバ440に入射された光は、この光カップラ部441により最大で3つの光路に分割されて伝送される。

【0054】

第1のシングルモードファイバ440の光カップラ部441より先端側には、非回転部（固定部）と回転部（回転駆動部）との間を結合し、光を伝送する光ロータリジョイント（光カップリング部）403が回転駆動装置404内に設けられている。

10

【0055】

更に、光ロータリジョイント（光カップリング部）403内の第4のシングルモードファイバ442の先端側には、プローブ部101の第5のシングルモードファイバ443がアダプタ402を介して着脱自在に接続されている。これによりイメージングコア220内に挿通され回転駆動可能な第5のシングルモードファイバ443に、波長掃引光源408からの光が伝送される。

【0056】

伝送された光は、イメージングコア220の光送受信部320から血管内の生体組織に対して回転動作及び軸方向動作しながら照射される。そして、生体組織の表面あるいは内部で散乱した反射光の一部がイメージングコア220の光送受信部320により取り込まれ、逆の光路を経て第1のシングルモードファイバ440側に戻る。さらに、光カップラ部441によりその一部が第2のシングルモードファイバ445側に移り、第2のシングルモードファイバ445の一端から出射された後、光検出器（例えばフォトダイオード424）にて受光される。

20

【0057】

なお、光ロータリジョイント403の回転駆動部側は回転駆動装置404のラジアル走査モータ405により回転駆動される。

【0058】

一方、第3のシングルモードファイバ444の光カップラ部441と反対側の先端には、参照光の光路長を微調整する光路長の可変機構432が設けられている。

30

【0059】

この光路長の可変機構432はプローブ部101を交換して使用した場合の個々のプローブ部101の長さのばらつきを吸収できるよう、その長さのばらつきに相当する光路長を変化させる光路長変化手段を備えている。

【0060】

第3のシングルモードファイバ444およびコリメートレンズ418は、その光軸方向に矢印423で示すように移動自在な1軸ステージ422上に設けられており、光路長変化手段を形成している。

40

【0061】

具体的には、1軸ステージ422はプローブ部101を交換した場合に、プローブ部101の光路長のばらつきを吸収できるだけの光路長の可変範囲を有する光路長変化手段として機能する。さらに、1軸ステージ422はオフセットを調整する調整手段としての機能も備えている。例えば、プローブ部101の先端が生体組織の表面に密着していない場合でも、1軸ステージにより光路長を微小変化させることにより、生体組織の表面位置からの反射光と干渉させる状態に設定することが可能である。

【0062】

1軸ステージ422で光路長が微調整され、グレーティング419、レンズ420を介してミラー421にて反射された光は第3のシングルモードファイバ444の途中に設け

50

られた光カップラ部 4 4 1 で第 1 のシングルモードファイバ 4 4 0 側から得られた光と混合されて、フォトダイオード 4 2 4 にて受光される。

【 0 0 6 3 】

このようにしてフォトダイオード 4 2 4 にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ 4 2 5 により増幅された後、復調器 4 2 6 に入力される。この復調器 4 2 6 では干渉した光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、その出力は干渉光信号として A / D 変換器 4 2 7 に入力される。

【 0 0 6 4 】

A / D 変換器 4 2 7 では、干渉光信号を例えば 1 8 0 M H z で 2 0 4 8 ポイント分サンプリングして、1 ラインのデジタルデータ (干渉光データ) を生成する。なお、サンプリング周波数を 1 8 0 M H z としたのは、波長掃引の繰り返し周波数を 4 0 k H z にした場合に、波長掃引の周期 ( 1 2 . 5  $\mu$  s e c ) の 9 0 % 程度を 2 0 4 8 点のデジタルデータとして抽出することを前提としたものであり、特にこれに限定されるものではない。

【 0 0 6 5 】

A / D 変換器 4 2 7 にて生成されたライン単位の干渉光データは、信号処理部 4 2 8 に入力される。信号処理部 4 2 8 では干渉光データを F F T (高速フーリエ変換) により周波数分解して深さ方向のデータ (ラインデータ) を生成し、これを座標変換することにより、血管内の各位置での光断面画像を構築し、所定のフレームレートで L C D モニタ 1 1 3 に出力する。

【 0 0 6 6 】

信号処理部 4 2 8 は、更に光路長調整手段制御装置 4 3 0 と接続されている。信号処理部 4 2 8 は光路長調整手段制御装置 4 3 0 を介して 1 軸ステージ 4 2 2 の位置の制御を行う。

【 0 0 6 7 】

なお、信号処理部 4 2 8 におけるこれらの処理も、所定のプログラムがコンピュータによって実行されることで実現されるものとする。

【 0 0 6 8 】

< 5 . ユーザインタフェースの説明 >

次に、L C D モニタ 1 1 3 に表示されるユーザインタフェースについて説明する。図 5 は L C D モニタ 1 1 3 に表示されるユーザインタフェース 5 0 0 の一例を示す図である。

【 0 0 6 9 】

図 5 に示すように、ユーザインタフェース 5 0 0 は、信号処理部 4 2 8 において生成された横方向断面画像を表示する横方向断面画像表示領域 5 1 0 と、縦方向断面画像を表示する縦方向断面画像表示領域 5 2 0 と、横方向断面画像表示領域 5 1 0 及び縦方向断面画像表示領域 5 2 0 にそれぞれ表示された横方向断面画像及び縦方向断面画像に対して、各種操作を行う操作領域 5 3 0 とを備える。

【 0 0 7 0 】

横方向断面画像表示領域 5 1 0 は、更に、O C T 機能を用いて生成された O C T 断面画像 (光断面画像) を表示する O C T 断面画像表示領域 5 1 1 と、I V U S 機能を用いて生成された I V U S 断面画像 (超音波断面画像) を表示する I V U S 断面画像表示領域 5 1 2 とを備える。

【 0 0 7 1 】

縦方向断面画像表示領域 5 2 0 は、複数の I V U S 断面画像に基づいて生成された縦方向断面画像 5 2 1 を表示する。なお、縦方向断面画像表示領域 5 2 0 に表示された指示子 5 2 2 は、縦方向断面画像 5 2 1 の軸方向の所定の位置を指定するものであり、上述の O C T 断面画像表示領域 5 1 1 及び I V U S 断面画像表示領域 5 1 2 には、それぞれ指示子 5 2 2 に指定された位置における O C T 断面画像及び I V U S 断面画像が表示される。

【 0 0 7 2 】

操作領域 5 3 0 は、横方向断面画像表示領域 5 1 0 内の横方向断面画像を操作するための横方向断面画像操作領域 5 4 0 と、縦方向断面画像表示領域 5 2 0 内の縦方向断面画像

10

20

30

40

50

を操作するための縦方向断面画像操作領域 5 5 0 と、横方向断面画像表示領域 5 1 0 内において、各横方向断面画像を連続表示（再生）するための画像再生操作領域 5 6 0 とを備える。

【 0 0 7 3 】

横方向断面画像操作領域 5 4 0 には、横方向断面画像（OCT 断面画像及び／または I V U S 断面画像）において関心領域（ROI）を指定するための“ROI 指定”ボタン 5 4 1 と、“ROI 指定”ボタン 5 4 1 が押下された場合に選択可能となる“自動”ボタン 5 4 2 と“手動”ボタン 5 4 3 とが配されている。

【 0 0 7 4 】

“自動”ボタン 5 4 2 が押下されると、OCT 断面画像表示領域 5 1 1 に表示中の OCT 断面画像と、I V U S 断面画像表示領域 5 1 2 に表示中の I V U S 断面画像とを用いて、ROI を自動的に設定するための処理（ROI 自動設定処理）が実行される。なお、ROI 自動設定処理の詳細は後述する。

【 0 0 7 5 】

一方、“手動”ボタン 5 4 3 が押下されると、ユーザは、操作パネル 1 1 2 上のマウスやトラックボール等の操作デバイスを用いて、OCT 断面画像表示領域 5 1 1 の OCT 断面画像または I V U S 断面画像表示領域 5 1 2 の I V U S 断面画像のいずれかに ROI を手動で設定することが可能となる。

【 0 0 7 6 】

横方向断面画像操作領域 5 4 0 には、更に、“カラーマッピング”ボタン 5 4 4 と“面積算出”ボタン 5 4 5 とが配されている。

【 0 0 7 7 】

“カラーマッピング”ボタン 5 4 4 が押下されると、指定された ROI に含まれる生体組織に対して、予め生体組織の固さに応じて割り当てられた色を用いて、カラーマッピング処理が実行される。なお、生体組織の固さは、受信した信号の強度と減衰率とを用いて算出されるものとする。一方、“面積算出”ボタン 5 4 5 が押下されると、指定された ROI の面積を算出する。

【 0 0 7 8 】

縦方向断面画像操作領域 5 5 0 には、縦方向断面画像表示領域 5 2 0 内に指示子 5 2 2 を表示させるための“位置指定”ボタン 5 5 1 が配されている。“位置指定”ボタン 5 5 1 が押下されることで、縦方向断面画像表示領域 5 2 0 には、指示子 5 2 2 が表示され、操作パネル 1 1 2 上のマウスやトラックボール等の操作デバイスを用いて当該指示子 5 2 2 をユーザインタフェース 5 0 0 の横方向に移動させることで、横方向断面画像表示領域 5 1 0 上に、軸方向の所望の位置での横方向断面画像を表示させることが可能となる。

【 0 0 7 9 】

画像再生操作領域 5 6 0 には、“巻き戻し”ボタン 5 6 1 と、“停止”ボタン 5 6 2 と、“再生”ボタン 5 6 3 とが配されている。“巻き戻し”ボタン 5 6 1 が押下されると、横方向断面画像表示領域 5 1 0 に表示されている横方向断面画像が、順次、生成順序の古い横方向断面画像に切り替わる。つまり、軸方向と反対方向に進んだ場合の横方向断面画像が連続的に表示される。なお、縦方向断面画像表示領域 5 2 0 に指示子 5 2 2 が表示されている場合にあっては、横方向断面画像の切り替わりと同期して、ユーザインタフェース 5 0 0 の左方向に指示子 5 2 2 が移動する。

【 0 0 8 0 】

“再生”ボタン 5 6 3 が押下されると、横方向断面画像表示領域 5 1 0 に表示されている横方向断面画像が、順次、生成順序の新しい横方向断面画像に切り替わる。つまり、軸方向に進んだ場合の横方向断面画像が連続的に表示される。なお、縦方向断面画像表示領域 5 2 0 に指示子 5 2 2 が表示されている場合にあっては、横方向断面画像の切り替わりと同期して、ユーザインタフェース 5 0 0 の右方向に指示子 5 2 2 が移動する。

【 0 0 8 1 】

“停止”ボタン 5 6 2 が押下されると、押下されたタイミングで、横方向断面画像の切

10

20

30

40

50

り替わりが停止する。

【 0 0 8 2 】

< 6 . R O I 自動設定処理の流れ >

次に、ユーザインタフェース 5 0 0 において、横方向断面画像操作領域 5 4 0 の “ R O I 指定 ” ボタン 5 4 1 が押下され、更に、“ 自動 ” ボタン 5 4 2 が押下されることで実行される R O I 自動設定処理の流れについて説明する。

【 0 0 8 3 】

図 6 は、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 における R O I 自動設定処理の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 6 0 1 では、現在 I V U S 断面画像表示領域 5 1 2 に表示されている I V U S 断面画像を識別し、ステップ S 6 0 2 では、当該識別した I V U S 断面画像より、血管壁線を抽出する。血管壁線とは、I V U S 断面画像より血管壁位置を抽出し、連続する線分として結んだ閉曲線である。なお、血管壁位置は、既知の手法により抽出されるものとする。

【 0 0 8 5 】

血管壁位置を抽出する既知の手法としては、例えば、I V U S 断面画像を構成する各ラインデータについて、ライン方向に配列された各画素データの値が急峻に増加する位置を血管壁位置の候補点としてそれぞれ抽出した後、隣接する候補点間のずれ量が所定値以上の候補点を除外することで、血管壁位置を抽出する手法等が挙げられる。なお、血管壁線は、抽出した血管壁位置を直線で結ぶことにより閉曲線を生成してもよいし、抽出した血管壁位置に基づいて近似曲線を算出することで閉曲線を生成してもよい。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 6 0 3 では、現在 O C T 断面画像表示領域 5 1 1 に表示されている O C T 断面画像を識別し、ステップ S 6 0 4 では、当該識別した O C T 断面画像より、血流領域境界線を抽出する。血流領域境界線とは、O C T 断面画像より血流領域の境界位置を抽出し、連続する線分として結んだ閉曲線である。なお、血流領域の境界位置は、既知の手法により抽出されるものとする。

【 0 0 8 7 】

血流領域の境界位置を抽出する既知の手法としては、例えば、O C T 断面画像を構成する各ラインデータについて、ライン方向に配列された各画素データの値が急峻に増加した後、緩やかに減少していた場合の、当該急峻に増加した位置を、血流領域の境界位置の候補点としてそれぞれ抽出した後、隣接する候補点間のずれ量が所定値以上の候補点を除外することで、血流領域の境界位置を抽出する手法等が挙げられる。なお、血流領域境界線は、抽出した血流領域の境界位置を直線で結ぶことにより閉曲線を生成してもよいし、抽出した血流領域の境界位置に基づいて近似曲線を算出することで閉曲線を生成してもよい。

【 0 0 8 8 】

図 7 のユーザインタフェース 7 0 0 は、I V U S 断面画像表示領域 5 1 2 に表示されている I V U S 断面画像に対して、抽出された血管壁線を識別可能に重畳して表示した様子を示している。また、O C T 断面画像表示領域 5 1 1 に表示されている O C T 断面画像に対して、抽出された血流領域境界線を識別可能に重畳して表示した様子を示している。

【 0 0 8 9 】

ステップ S 6 0 5 では、I V U S 断面画像表示領域 5 1 2 に表示されている I V U S 断面画像と、O C T 断面画像表示領域 5 1 1 に表示されている O C T 断面画像とを、画像中心が一致するように位置合わせすることで、血管壁線と血流領域境界線とを同一の横方向断面画像（血管壁線を抽出した I V U S 断面画像または、血流領域境界線を抽出した O C T 断面画像のいずれかの横方向断面画像）上に描画する。

【 0 0 9 0 】

ステップ S 6 0 6 では、同一の横方向断面画像上に描画された血管壁線と血流領域境界

10

20

30

40

50

線とに基づいて、ROIを設定する。具体的には、血管壁線により囲まれた領域であって、かつ、血流領域境界線の外側の領域（血管壁線と血流領域境界線との間の領域）を、ROIとして設定する。

【0091】

ステップS607では、同一の横方向断面画像上に、設定されたROIを所定の色で識別可能に重畳して表示する。

【0092】

図8のユーザインタフェース800は、IVUS断面画像に対して、血管壁線と血流領域境界線とROIとを識別可能に表示した様子を示している。

【0093】

このように、本実施形態に係る画像診断装置100では、高深度領域まで測定できるIVUSの特性を活かして、IVUS断面画像より血管壁線を抽出し、高分解能で測定できるOCTの特性を活かして、OCT断面画像より血流領域境界線を抽出する構成とした。

【0094】

これにより、断面画像の診断に際して最も重要な範囲の境界位置である、血管壁線と血流領域境界線とを確実に一意に抽出することが可能となる。また、IVUS断面画像及びOCT断面画像においてそれぞれ抽出された血管壁線と血流領域境界線とを、同一の横方向断面画像上において描画し、血管壁線と血流領域境界線とにより囲まれた領域をROIとして設定することで、ROIを正確かつ迅速に設定することが可能となる。この結果、当該ROIを用いて種々の解析を行った場合、手動でROIを設定した場合と比較して、ユーザの技量によらない客観的な解析結果を得ることができる。

【0095】

<7. ROIの解析例>

次に、上記ROI自動設定処理により設定されたROIの解析例について説明する。図9は、ROI自動設定処理により設定されたROIについて、生体組織の固さに応じてカラーマッピング処理を施した様子を示している。

【0096】

ROIが表示された状態（図8）で、横方向断面画像操作領域540の“カラーマッピング”ボタン544が押下されると、ROI内のIVUS断面画像が解析され、ROI内の各生体組織の固さが算出される。なお、IVUS断面画像に基づいて、各生体組織の固さを算出する手法は既知の手法を用いるものとする。

【0097】

図9のユーザインタフェース900は、予め各生体組織の固さに応じて割り当てられた色を用いて、ROIについてカラーマッピング処理を施した様子を示している。

【0098】

なお、図9の例では、“カラーマッピング”ボタン544を押下した場合について説明したが、例えば、“面積算出”ボタン545が押下された場合にあっては、ROI内のIVUS断面画像が解析され、ROI内の面積が算出される。

【0099】

以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る画像診断装置100では、IVUS断面画像より血管壁線を抽出し、OCT断面画像より血流領域境界線を抽出し、両者を組み合わせることで、ROIを設定する構成とした。

【0100】

この結果、ROIを正確かつ迅速に設定することが可能となった。

【0101】

[第2の実施形態]

上記第1の実施形態では、抽出した血管壁線及び血流領域境界線を同一の横方向断面画像に描画するにあたり、IVUS断面画像を用いる構成としたが、本発明はこれに限定されず、OCT断面画像を用いるようにしてもよいし、IVUS断面画像とOCT断面画像とを合成することにより得られた横方向断面画像を用いるようにしてもよい。あるいは、

10

20

30

40

50

IVUS断面画像とOCT断面画像とにそれぞれ描画するように構成してもよい。あるいは、ユーザにより、いずれの横方向断面画像に描画するかを選択できるように構成してもよい。

【0102】

また、上記第1の実施形態では、血管壁線及び血流領域境界線(図7)を一旦表示した上で、ROI(図8)を表示する構成としたが、本発明はこれに限定されず、“自動”ボタン541が押下された場合に、直接ROI(図8)が表示される構成としてもよい。

【0103】

また、上記第1の実施形態では、血管壁線及び血流領域境界線(図7)が表示された後、自動的にROI(図8)を表示する構成としたが、本発明はこれに限定されず、表示された血管壁線及び血流領域境界線(図7)が妥当か否かを、ユーザに確認し、ユーザが所定の指示を入力した場合にのみ、ROIを表示する構成としてもよい。更に、自動的に抽出された血管壁線及び血流領域境界線(図7)に対して、手動で、修正を加えることができるように構成してもよい。この場合、手動で修正された後の血管壁線及び血流領域境界線に囲まれた領域がROIとして設定されることとなる。

10

【0104】

[第3の実施形態]

上記第1の実施形態では、カラーマッピングを表示するにあたり、ROI内に表示する構成としたが、本発明はこれに限定されない。

【0105】

図10は、“カラーマッピング”ボタン544が押下され、カラーマッピング処理が施された他の表示例を示す図である。図10のユーザインタフェース1000に示すように、ROIの外側に、所定幅の環状領域1001を表示し、ROI内のカラーマッピングを、当該環状領域1001に投影させて表示する構成としてもよい。かかるカラーマッピングによれば、ROI内の生体組織の固さが、周方向においてどのように変化するかを容易に把握することが可能となる。

20

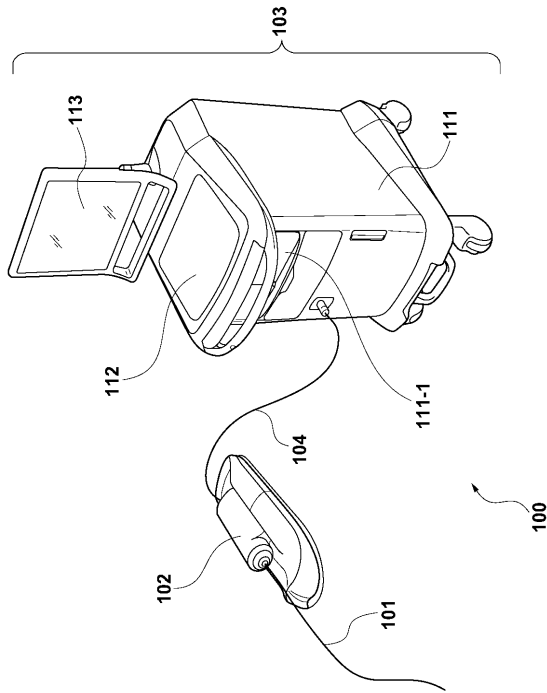
【0106】

[その他の実施形態]

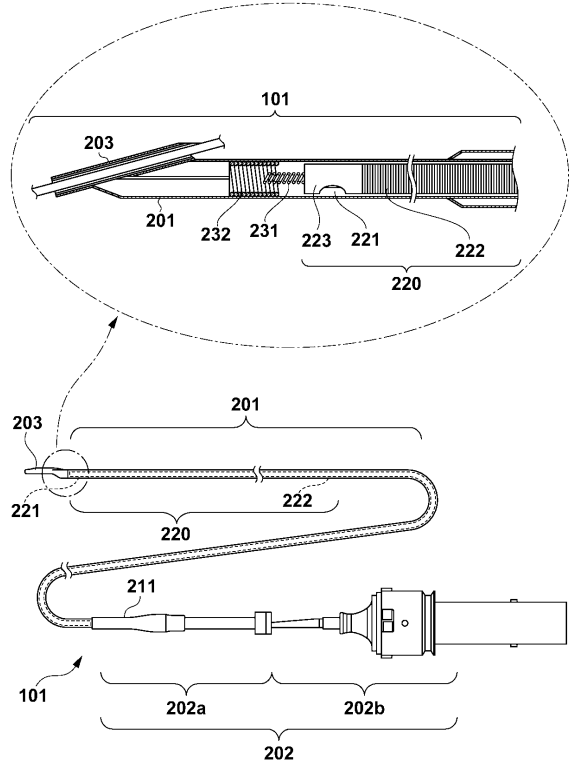
本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

30

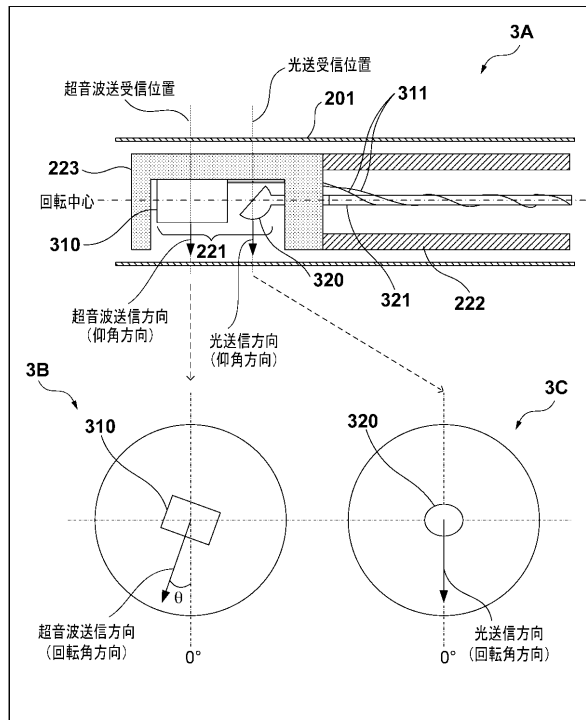
【図1】



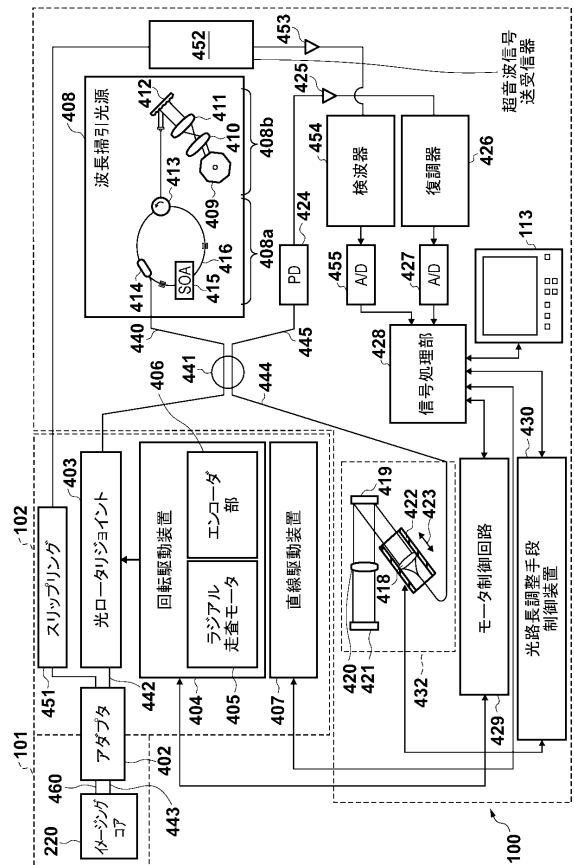
【図2】



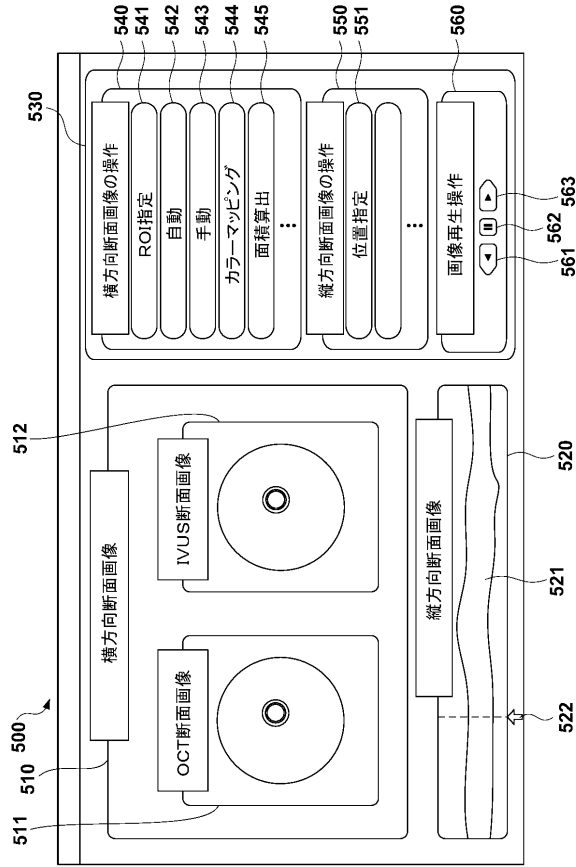
【図3】



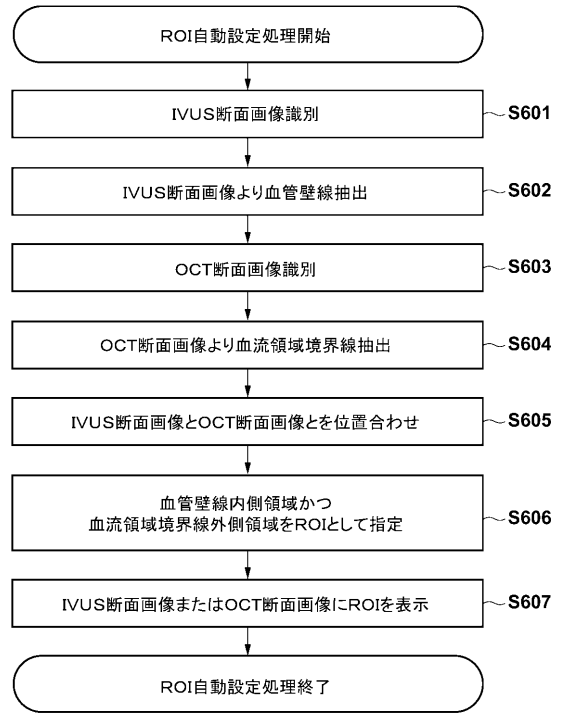
【図4】



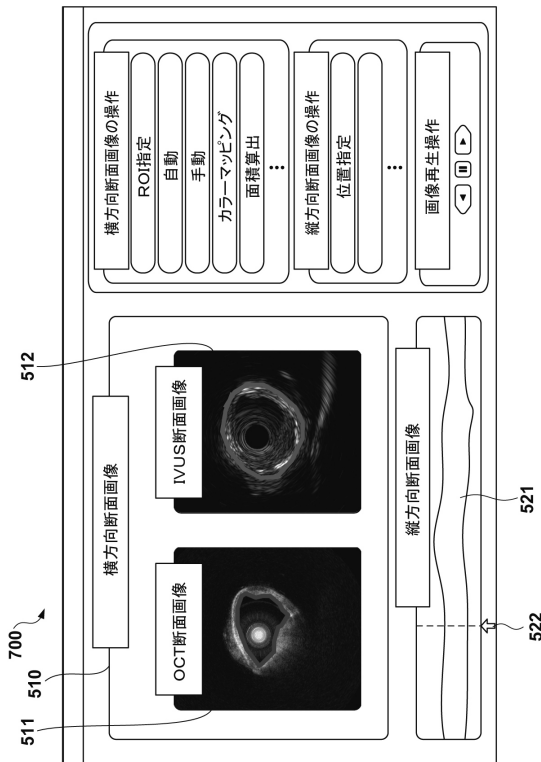
【図5】



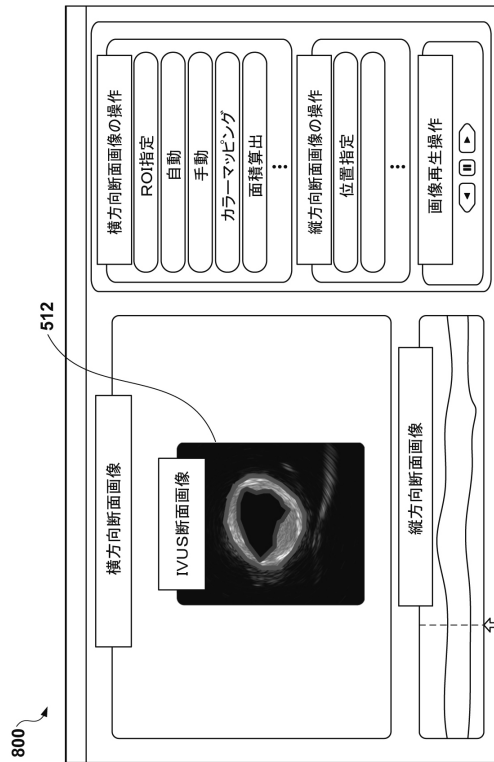
【図6】



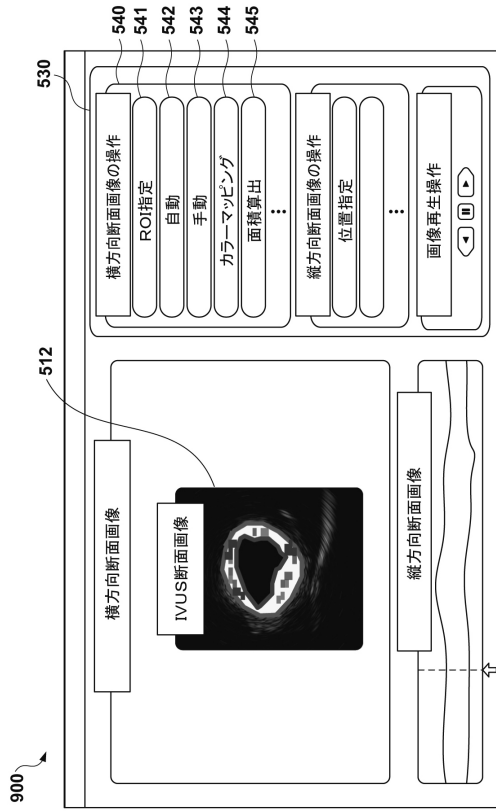
【図7】



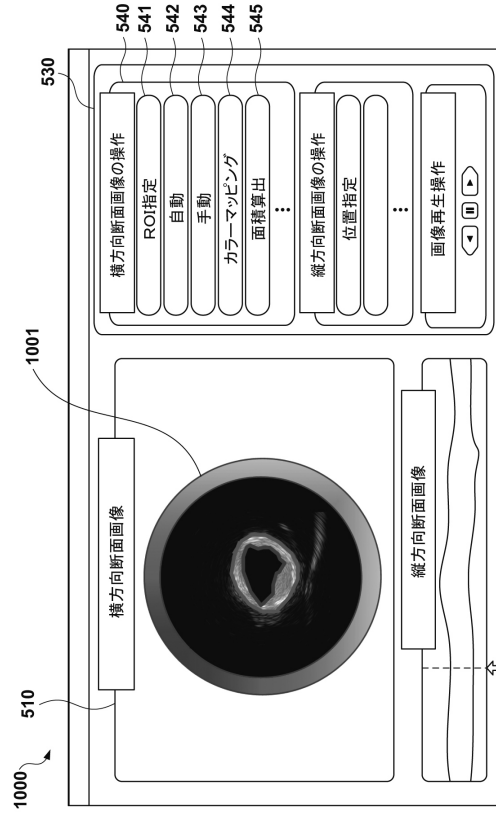
【図8】



【 図 9 】



【 図 10 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 金子 賢二

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 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2005-095624(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

A61B 1/00

专利名称(译)	图像诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5981557B2</a>	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	JP2014535234	申请日	2012-09-11
[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	金子賢二		
发明人	金子 賢二		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/0261 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JPWO2014041579A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明，提供了用于诊断，它包括第一产生装置，用于产生通过在预定位置提取使用超声波截面图像的血管壁的位置指示血管壁封闭曲线提供了一种成像装置轴向方向，第二发生装置，用于产生一封闭曲线指示通过在预定位置用光学截面图像提取血流区域的边界位置的血流区域的边界，以及设定装置，用于设定之间的区域由第一生成装置和由第二产生装置产生的封闭曲线所产生的闭曲线是指作为感兴趣的超声波截面图像的区域或光学截面图像，在的情况下的超声波截面图像和光学截面图像被对准并在预定的位置彼此重叠。

