

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/041579

発行日 平成28年8月12日 (2016. 8. 12)

(43) 国際公開日 平成26年3月20日 (2014. 3. 20)

(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 1 6 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

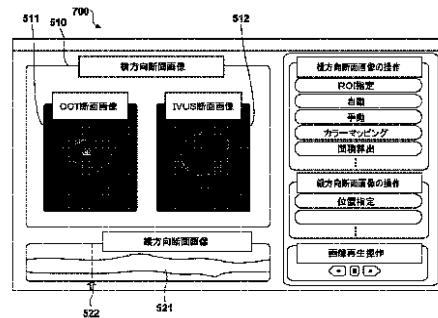
出願番号 特願2014-535234 (P2014-535234)	(71) 出願人 000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/005749	
(22) 国際出願日 平成24年9月11日 (2012. 9. 11)	
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, 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, 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, KM, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC	(74) 代理人 100076428 弁理士 大塚 康徳 (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) 【要約】

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。本発明は、画像診断装置であって、軸方向の所定の位置における超音波断面画像より、血管壁の位置を抽出することにより、該血管壁を示す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、血流領域の境界位置を抽出することにより、該血流領域の境界を示す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ることを特徴とする。



【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

を備えることを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

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請求項 1 に記載の画像診断装置。

【請求項 3】

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 2 に記載の画像診断装置。

【請求項 4】

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 3 に記載の画像診断装置。

【請求項 5】

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。

【請求項 6】

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における画像処理方法であって、

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 の生成工程と、

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 の生成工程と、

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 の生成工程において生成された閉曲線と前記第 2 の生成工程において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工程と

を備えることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の画像処理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。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

20

30

40

50

【0001】

本発明は、画像診断装置及び画像処理方法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。

10

【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】

【0005】

20

【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。

【0007】

30

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】

【0009】

40

上記の目的を達成するために、本発明に係る画像診断装置は以下のような構成を備える。即ち、

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、

50

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る。

【発明の効果】

【0010】

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。

【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】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】

【0013】

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。

【0014】

[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（IVUSの機能と、OCTの機能とを備える画像診断装置）100の外観構成を示す図である。

【0015】

図1に示すように、画像診断装置100は、プローブ部101と、スキャナ及びブルバック部102と、操作制御装置103とを備え、スキャナ及びブルバック部102と操作制御装置103とは、信号線104により各種信号が伝送可能に接続されている。

【0016】

10

20

30

40

50

プローブ部 101 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 100 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。

【0017】

スキャナ及びプルバック部 102 は、プローブ部 101 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 101 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 103 に対して送信する。

10

【0018】

操作制御装置 103 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。

【0019】

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。

20

【0020】

111 - 1 はプリンタ及び 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、データとして記憶したりする。112 は操作パネルであり、ユーザは該操作パネル 112 を介して、各種設定値及び指示の入力を行う。113 は表示装置としての LCD モニタであり、本体制御部 111 において生成された断面画像を表示する。

【0021】

< 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 101 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 101 は、血管内に挿入される長尺のカテーテルシース 201 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 202 とにより構成される。カテーテルシース 201 の先端には、ガイドワイヤルーマンを構成するガイドワイヤルーマン用チューブ 203 が設けられている。カテーテルシース 201 は、ガイドワイヤルーマン用チューブ 203 との接続部分からコネクタ部 202 との接続部分にかけて連続する管腔を形成している。

30

【0022】

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。

40

【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。

50

【 0 0 2 5 】

駆動シャフトコネクタ 2 0 2 b の基端は、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 に着脱可能に取り付けられる。

【 0 0 2 6 】

次に、プローブ部 1 0 1 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 2 0 1 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 2 2 1 が配されたハウジング 2 2 3 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 2 2 2 とを備えるイメージングコア 2 2 0 がほぼ全長にわたって挿通されており、プローブ部 1 0 1 を形成している。

【 0 0 2 7 】

駆動シャフト 2 2 2 は、カテーテルシース 2 0 1 に対して送受信部 2 2 1 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。

【 0 0 2 8 】

ハウジング 2 2 3 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 M I M（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 2 3 1 が設けられている。

【 0 0 2 9 】

弾性部材 2 3 1 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 2 3 1 が先端側に配されることで、イメージングコア 2 2 0 を前後移動させる際にカテーテルシース 2 0 1 内での引っかかりを防止する。

【 0 0 3 0 】

2 3 2 は補強コイルであり、カテーテルシース 2 0 1 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。

【 0 0 3 1 】

ガイドワイヤルーメン用チューブ 2 0 3 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 2 0 3 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 2 0 1 を患部まで導くのに使用される。

【 0 0 3 2 】

< 3 . イメージングコアの断面構成 >

次に、イメージングコア 2 2 0 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。

【 0 0 3 3 】

図 3 の 3 A に示すように、ハウジング 2 2 3 内に配された送受信部 2 2 1 は、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 とを備え、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、それぞれ、駆動シャフト 2 2 2 の回転中心軸上（3 A の一点鎖線上）において軸方向に沿って配置されている。

【 0 0 3 4 】

このうち、超音波送受信部 3 1 0 は、プローブ部 1 0 1 の先端側に、また、光送受信部 3 2 0 は、プローブ部 1 0 1 の基端側に配置されている。

【 0 0 3 5 】

また、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、駆動シャフト 2 2 2 の軸方向に対する、超音波送受信部 3 1 0 の超音波送信方向（仰角方向）、及び、光送受信部 3 2 0 の光送信方向（仰角方向）が、それぞれ、略 9 0 ° となるようにハウジング 2 2 3 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 2 0 1 の管腔内表面での反射を受信しないように 9 0 ° よりややずらして取り付けられることが望ましい。

10

20

30

40

50

【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、回転中心軸に略直交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。

10

【0038】

図3の3Cは、光送受信位置において、回転中心軸に略直交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】

< 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。

20

【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。

【0041】

なお、スキャナ及びプルバック部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、スキャナ及びプルバック部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。

30

【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。

40

【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30.6MHz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、30.6MHzとしているが、これは音速を1530m/secとしたときに、深度5mm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】

50

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。

10

【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、SOA415(semiconductor optical amplifier)とリング状に結合された光ファイバ416とポリゴンスキャニングフィルタ(408b)よりなる、Extended-cavity Laserの一種である。

20

【0050】

SOA415から出力された光は、光ファイバ416を進み、ポリゴンスキャニングフィルタ408bに入り、ここで波長選択された光は、SOA415で増幅され、最終的にcoupler414から出力される。

【0051】

ポリゴンスキャニングフィルタ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、ポリゴンスキャニングフィルタ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。

30

【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5000rpm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式により、高速、高出力の波長掃引が可能である。

【0053】

Coupler414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。

40

【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。

【0055】

50

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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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の途中に設けられた光カップラ部441で第1のシングルモードファイバ440側から得られた光と混合されて、フォトダイオード424にて受光される。

【0063】

このようにしてフォトダイオード424にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ425により増幅された後、復調器426に入力される。この復調器426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427に入力される。

40

【0064】

A/D変換器427では、干渉光信号を例えば180MHzで2048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180MHzとしたのは、波長掃引の繰り返し周波数を40kHzにした場合に、波長掃引の周期（12.5μsec）の90%程度を2048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。

50

【 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。

10

【 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。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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 (O C T 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 (R O I) を指定するための “ R O I 指定 ” ボタン 5 4 1 と、“ R O I 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、O C T 断面画像表示領域 5 1 1 に表示中の O C T 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、R O I を自動的に設定するための処理 (R O I 自動設定処理) が実行される。なお、R O I 自動設定処理の詳細は後述する。

50

【 0 0 7 5 】

一方、“手動”ボタン543が押下されると、ユーザは、操作パネル112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511のOCT断面画像またはIVUS断面画像表示領域512のIVUS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540には、更に、“カラーマッピング”ボタン544と“面積算出”ボタン545とが配されている。

【 0 0 7 7 】

“カラーマッピング”ボタン544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545が押下されると、指定されたROIの面積を算出する。

10

【 0 0 7 8 】

縦方向断面画像操作領域550には、縦方向断面画像表示領域520内に指示子522を表示させるための“位置指定”ボタン551が配されている。“位置指定”ボタン551が押下されることで、縦方向断面画像表示領域520には、指示子522が表示され、操作パネル112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522をユーザインタフェース500の横方向に移動させることで、横方向断面画像表示領域510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。

20

【 0 0 7 9 】

画像再生操作領域560には、“巻き戻し”ボタン561と、“停止”ボタン562と、“再生”ボタン563とが配されている。“巻き戻し”ボタン561が押下されると、横方向断面画像表示領域510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520に指示子522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500の左方向に指示子522が移動する。

30

【 0 0 8 0 】

“再生”ボタン563が押下されると、横方向断面画像表示領域510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520に指示子522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500の右方向に指示子522が移動する。

【 0 0 8 1 】

“停止”ボタン562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り替わりが停止する。

【 0 0 8 2 】

< 6 . ROI自動設定処理の流れ >

40

次に、ユーザインタフェース500において、横方向断面画像操作領域540の“ROI指定”ボタン541が押下され、更に、“自動”ボタン542が押下されることで実行されるROI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。

【 0 0 8 4 】

ステップS601では、現在IVUS断面画像表示領域512に表示されているIVUS断面画像を識別し、ステップS602では、当該識別したIVUS断面画像より、血管壁線を抽出する。血管壁線とは、IVUS断面画像より血管壁位置を抽出し、連続する線

50

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。

【0085】

血管壁位置を抽出する既知の手法としては、例えば、IVUS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。

【0086】

ステップS603では、現在OCT断面画像表示領域511に表示されているOCT断面画像を識別し、ステップS604では、当該識別したOCT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、OCT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。

【0087】

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、OCT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。

【0088】

図7のユーザインタフェース700は、IVUS断面画像表示領域512に表示されているIVUS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、OCT断面画像表示領域511に表示されているOCT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。

【0089】

ステップS605では、IVUS断面画像表示領域512に表示されているIVUS断面画像と、OCT断面画像表示領域511に表示されているOCT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IVUS断面画像または、血流領域境界線を抽出したOCT断面画像のいずれかの横方向断面画像）上に描画する。

【0090】

ステップS606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。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 4 】

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。

【 0 0 9 5 】

< 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。

10

【 0 0 9 6 】

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。

【 0 0 9 7 】

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。

20

【 0 0 9 8 】

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。

【 0 0 9 9 】

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。

【 0 1 0 0 】

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。

30

【 0 1 0 1 】

[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、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。

40

【 0 1 0 2 】

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。

【 0 1 0 3 】

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

50

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。

【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。

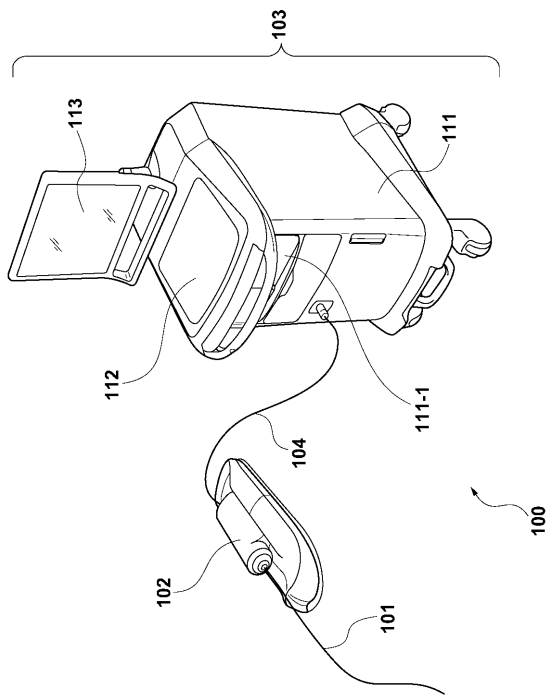
10

【0106】

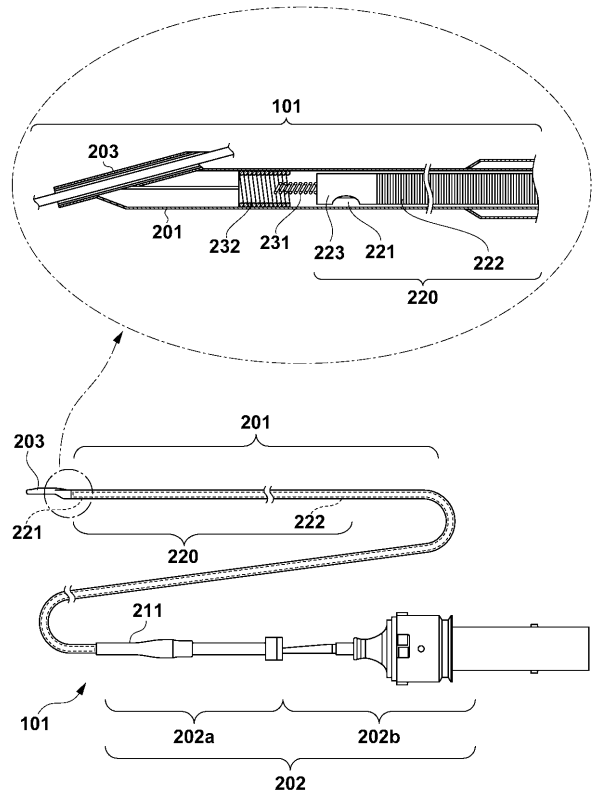
[その他の実施形態]

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。

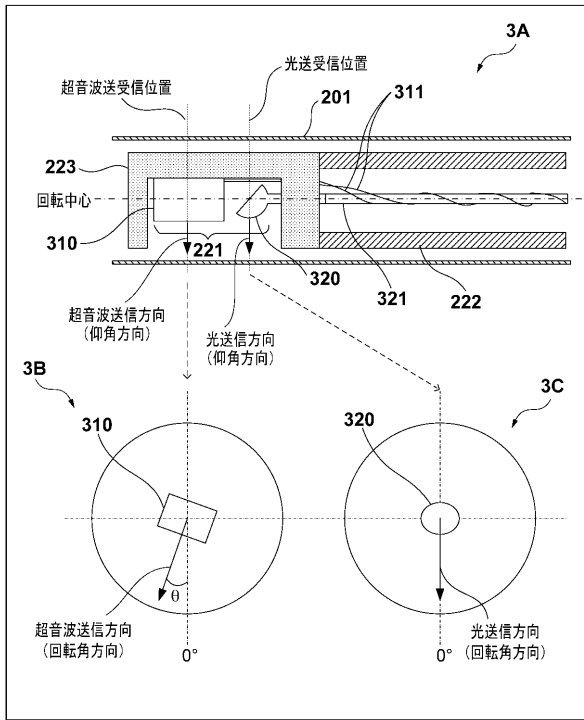
【図1】



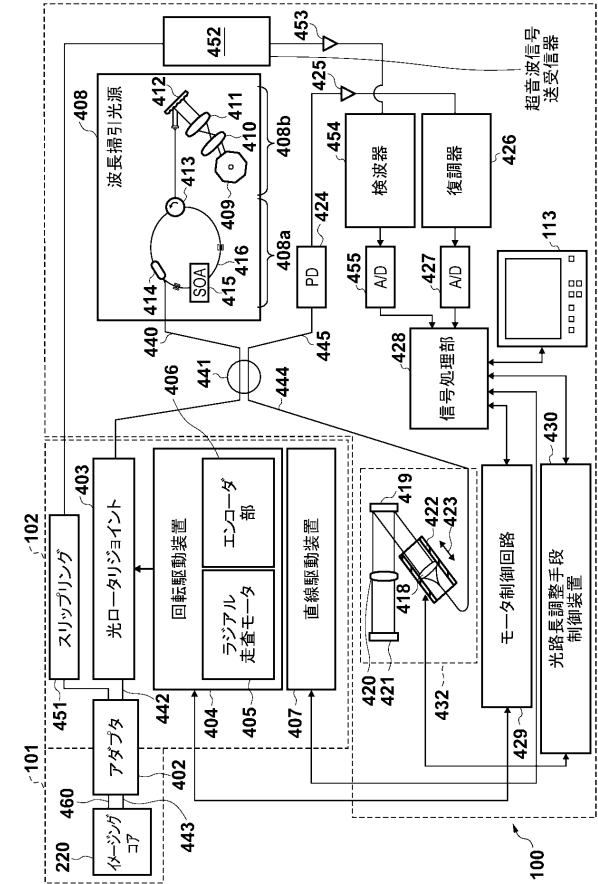
【図2】



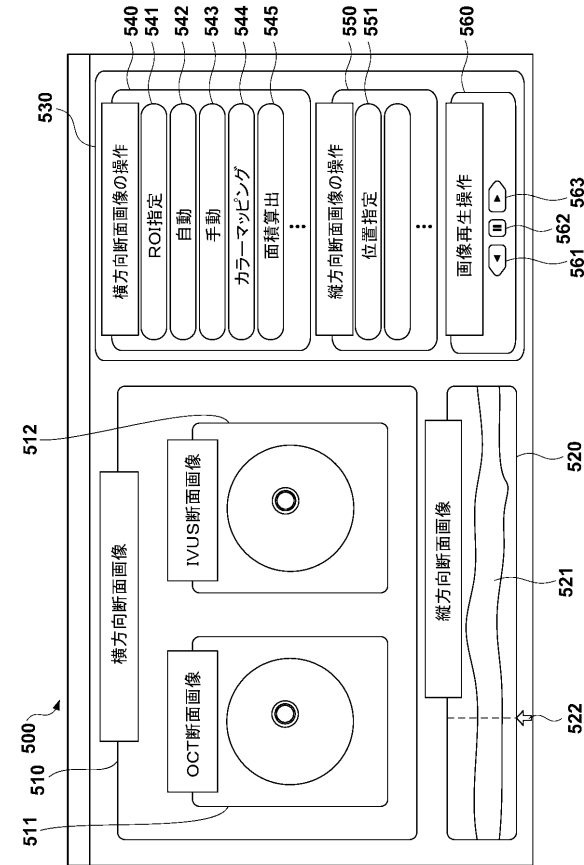
【図3】



【図4】



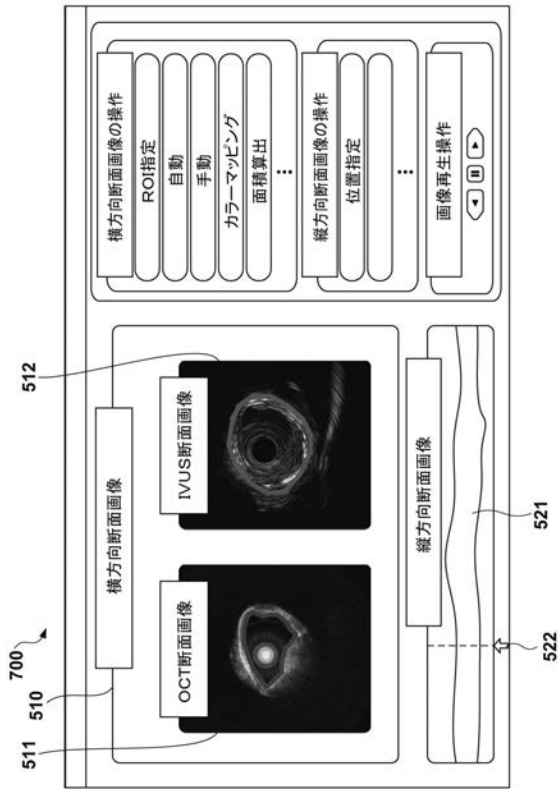
【図5】



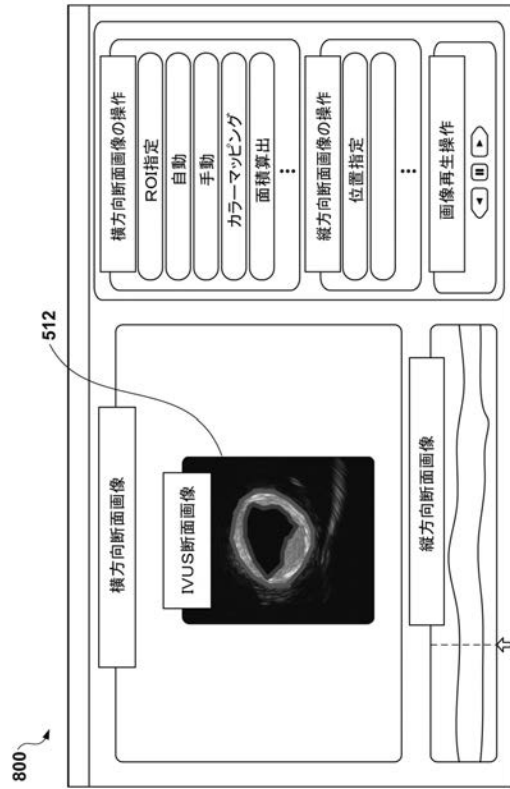
【図6】



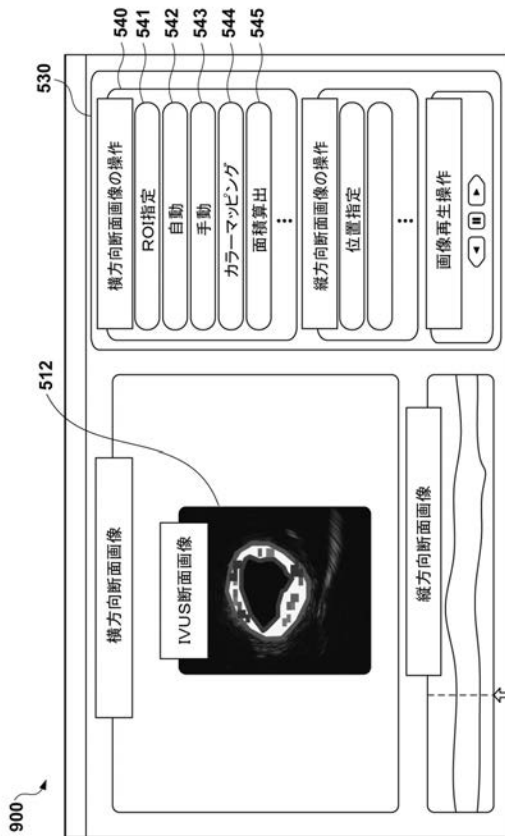
【 図 7 】



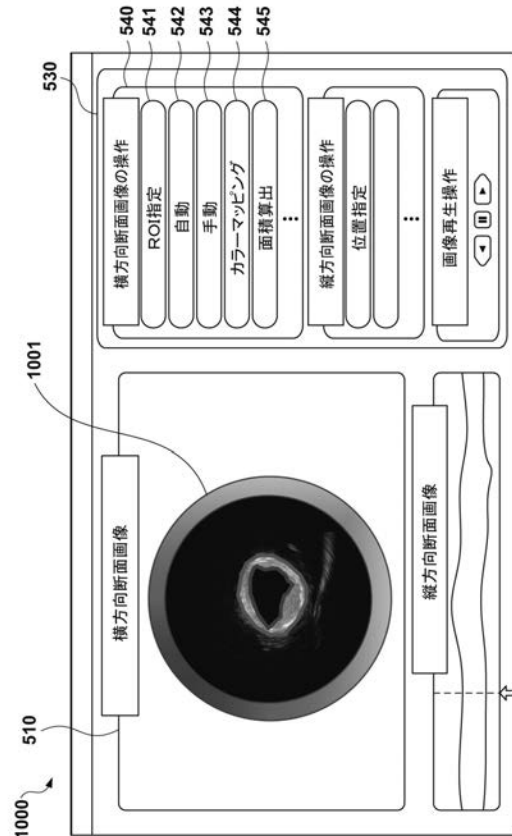
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



【手続補正書】

【提出日】平成28年2月5日(2016.2.5)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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

。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、画像診断装置に関するものである。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/005749
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/12, A61B1/00 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 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005-95624 A (Siemens AG.), 14 April 2005 (14.04.2005), paragraphs [0008], [0009], [0041] to [0044]; fig. 5 & US 2005/0101859 A1 & DE 10343808 A	1-5, 7
<input 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 19 November, 2012 (19.11.12)		Date of mailing of the international search report 27 November, 2012 (27.11.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.
Facsimile No.		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/005749

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 6
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. 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:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. 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.:
4. 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.:

- Remark on Protest**
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- 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.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/005749

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

It is considered that the method specified in claim 6 is a method for processing an image by an operator using an image processing device, and the method involves the treatment of a human or animal body by surgery, i.e., the insertion of a catheter into a blood vessel.

Consequently, the above-said method relates to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out a search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/005749									
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, A61B1/00(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, A61B1/00											
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>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012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	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (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									
X	JP 2005-95624 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2005.04.14 段落[0008], [0009], [0041]-[0044]、図5 & US 2005/0101859 A1 & DE 10343808 A	1-5, 7									
<input 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 19.11.2012		国際調査報告の発送日 27.11.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 右高 孝幸	2Q 9808								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2012/005749

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 6 は、この国際調査機関が調査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6に特定された方法は、操作者が画像処理装置を用いて画像処理する方法と解され、その方法は血管内へのカテーテルの挿入という手術による人体又は動物の体の処置を伴う。したがって、これは、PCT第17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調査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 金子 賢二

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

Fターム(参考) 4C161 BB08 CC04 JJ11 JJ17 MM10

4C601 BB03 BB14 DD14 EE09 EE11 FE04 GA14 GA30 JC09 JC37

KK02 KK12 KK28 KK41 KK47

(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		
公开(公告)号	JPWO2014041579A1	公开(公告)日	2016-08-12
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		
[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		
F-TERM分类号	4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/MM10 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE04 4C601/GA14 4C601/GA30 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK28 4C601/KK41 4C601/KK47		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP5981557B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的是能够准确且快速地设置关注区域。本发明是一种图像诊断装置，其通过从轴向上的预定位置处的超声波截面图像提取血管壁的位置，来生成用于生成表示血管壁的闭合曲线的第一生成装置，第二生成装置通过从预定位置处的光学截面图像和预定位置处的超声波截面提取血流区域的边界位置，来生成表示血流区域的边界的闭合曲线。当图像和光学截面图像对齐并重叠时，在由第一生成装置生成的闭合曲线和由第二生成装置生成的闭合曲线之间的区域，超声波 设定装置，用于设定为剖面图像或光学剖面图像中的关注区域。

