

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6533078号
(P6533078)

(45) 発行日 令和1年6月19日 (2019.6.19)

(24) 登録日 令和1年5月31日 (2019.5.31)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 3 0

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2015-58261 (P2015-58261)	(73) 特許権者	000109543
(22) 出願日	平成27年3月20日 (2015.3.20)		テルモ株式会社
(65) 公開番号	特開2016-174809 (P2016-174809A)		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(43) 公開日	平成28年10月6日 (2016.10.6)	(74) 代理人	100147485
審査請求日	平成30年1月15日 (2018.1.15)		弁理士 杉村 憲司
		(74) 代理人	230118913
			弁護士 杉村 光嗣
		(74) 代理人	100186015
			弁理士 小松 靖之
		(72) 発明者	小林 洋平
			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	奥田 雄介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置、その制御方法、プログラム及びコンピュータ可読記憶媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを回転自在に、且つ、移動自在に收容したプローブを用い、超音波に基づく血管断面画像、光干渉に基づく血管断面画像を生成する画像診断装置であって、

前記イメージングコアより検出した超音波の反射波データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第1の分類手段と、

前記イメージングコアより検出した光の反射波を含む干渉光データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第2の分類手段と、

前記第1の分類手段と前記第2の分類手段で分類されたそれぞれの血管組織性状を比較し、一致／不一致となる部分を判定する判定手段と、

該判定手段で判定した生体組織性状の分布を前記一致／不一致が識別可能な表示形態で表示する表示手段と、

を有し、

前記判定手段は、

光の浸達限界の境界より外側の領域では、前記第1、第2の分類手段による分類結果の比較対象外とし、前記第1の分類手段の組織性状の分布と種類を採用すると共に、当該組織性状の分布と種類を高い精度として判定し、

前記光の浸達限界より内側では、

前記第1の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第2の分類手段で判定

10

20

した該当する領域の組織性状が同じである場合には、組織性状の分類は高い精度と判定し、

前記第1の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第2の分類手段で判定した該当する領域の組織性状が異なる場合には、組織性状の分類は低い精度であると判定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、超音波断面、光干渉断面画像、超音波画像と光断層画像との合成画像のいずれかの背景画像に、前記判定手段で判定した生体組織性状の分布を前記一致／不一致が識別可能な表示形態で重畳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】

前記表示手段で表示する前記背景画像として、超音波断面、光干渉断面画像、超音波画像と光断層画像との合成画像のいずれにするかを選択する第1の選択手段を更に有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】

前記第1、第2の分類手段それぞれは、石灰化プラーク、脂質性プラーク、線維性プラークの少なくとも3種類を分類し、

前記判定手段は、前記第1の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第2の分類手段で判定した該当する領域の組織性状との関係が、特定の条件を満たすとき、予め設定された組織性状として分類する

20

ことを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の画像診断装置。

【請求項5】

前記表示手段で表示する組織性状として、超音波の反射波データから得られた組織性状、干渉光データから得られた組織性状、或いは、超音波の反射波データ及び干渉光データの両方に基づく組織性状情報のいずれを表示するかを選択する第2の選択手段を更に有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】

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを回転自在に、且つ、移動自在に収容したプローブを用い、超音波に基づく血管断面画像、光干渉に基づく血管断面画像を生成する画像診断装置であって、

30

前記イメージングコアより検出した超音波の反射波データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第1の分類手段と、

前記イメージングコアより検出した光の反射波を含む干渉光データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第2の分類手段と、

前記第1の分類手段と前記第2の分類手段で分類されたそれぞれの血管組織性状を比較し、一致／不一致となる部分を判定する判定手段と、

該判定手段の結果と所定のデータベースに基づき判定された組織性状の分類を表示する表示手段と、

を有し、

前記判定手段は、

40

光の浸達限界の境界より外側の領域では、前記第1、第2の分類手段による分類結果の比較対象外とし、前記第1の分類手段の組織性状の分布と種類を採用すると共に、当該組織性状の分布と種類を高い精度として判定し、

前記光の浸達限界より内側では、

前記第1の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第2の分類手段で判定した該当する領域の組織性状が同じである場合には、組織性状の分類は高い精度と判定し、

前記第1の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第2の分類手段で判定した該当する領域の組織性状が異なる場合には、組織性状の分類は低い精度であると判定することを特徴とする画像診断装置。

50

【請求項 7】

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを回転自在に、且つ、移動自在に収容したプローブを有し、超音波に基づく血管断面画像、光干渉に基づく血管断面画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、

前記イメージングコアより検出した超音波の反射波データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第 1 の分類工程と、

前記イメージングコアより検出した光の反射波を含む干渉光データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第 2 の分類工程と、

前記第 1 の分類工程と前記第 2 の分類工程で分類されたそれぞれの血管組織性状を比較し、一致／不一致となる部分を判定する判定工程と、

該判定工程で判定した生体組織性状の分布を前記一致／不一致が識別可能な表示形態で表示する表示制御工程と、

を有し、

前記判定工程は、

光の浸達限界の境界より外側の領域では、前記第 1、第 2 の分類工程による分類結果の比較対象外とし、前記第 1 の分類工程の組織性状の分布と種類を採用すると共に、当該組織性状の分布と種類を高い精度として判定し、

前記光の浸達限界より内側では、

前記第 1 の分類工程で判定した領域の組織性状と、前記第 2 の分類工程で判定した該当する領域の組織性状が同じである場合には、組織性状の分類は高い精度と判定し

、

前記第 1 の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第 2 の分類工程で判定した該当する領域の組織性状が異なる場合には、組織性状の分類は低い精度であると判定することを特徴とする画像診断装置の制御方法。

【請求項 8】

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを回転自在に、且つ、移動自在に収容したプローブを用い、超音波に基づく血管断面画像、光干渉に基づく血管断面画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、

前記イメージングコアより検出した超音波の反射波データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第 1 の分類工程と、

前記イメージングコアより検出した光の反射波を含む干渉光データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第 2 の分類工程と、

前記第 1 の分類工程と前記第 2 の分類工程で分類されたそれぞれの血管組織性状を比較し、一致／不一致となる部分を判定する判定工程と、

該判定工程の結果と所定のデータベースに基づき判定された組織性状の分類を表示する表示制御工程と、

を有し、

前記判定工程は、

光の浸達限界の境界より外側の領域では、前記第 1、第 2 の分類工程による分類結果の比較対象外とし、前記第 1 の分類工程の組織性状の分布と種類を採用すると共に、当該組織性状の分布と種類を高い精度として判定し、

前記光の浸達限界より内側では、

前記第 1 の分類工程で判定した領域の組織性状と、前記第 2 の分類工程で判定した該当する領域の組織性状が同じである場合には、組織性状の分類は高い精度と判定し

、

前記第 1 の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第 2 の分類工程で判定した該当する領域の組織性状が異なる場合には、組織性状の分類は低い精度であると判定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】

コンピュータが読み込み実行することで、前記コンピュータを、請求項 1 乃至 6 のい

10

20

30

40

50

れか1項に記載の画像診断装置の各手段として機能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が読み取り可能な記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は画像診断装置及びその制御方法、プログラム及びコンピュータ可読記憶媒体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。超音波は生体組織の比較的深い箇所まで到達するので、IVUSの断面画像は比較的深い組織まで診断するのに都合がよい。一方、光は超音波ほどの浸達距離はないので、光断面画像による診断は比較的浅い組織までとなるが、超音波と比較して得られる画像の解像度は高く鮮明なものとすることができる。上記の通りなので、IVUSとOCTの両機能を有し、光断面画像における光浸達限界を境界にし、その境界より内側では光断面画像を、その境界より外側では超音波断面画像を採用し、それらを合成し表示する技術が知られている（特許文献1乃至4）。

【0004】

また、画像診断装置を利用することで、血管組織の組織性状分類と分布を把握することも可能になっている。例えば、特許文献5は、OCTで得られたデータを解析し、血管断面を石灰化部（Calcification）、線維部（Fibrosis）、脂質部（Lipid）の生体領域に分類する技術を開示している。また、特許文献6、7は、IVUSで得られたデータから同様に組織の生体を分類する技術を開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第3772002号公報

【特許文献2】米国特許第7935060号公報

【特許文献3】特表2010-516304号公報

【特許文献4】特開2005-095624号公報

【特許文献5】特開2014-97417号公報

【特許文献6】特許第4933045号公報

【特許文献7】米国特許第6200268号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記の通り、これまでの生体組織の性状分類では、超音波、又は、光による単独でのスキニングで得られた情報から行っていたので、その性状分類は一方向から見たものとなり、その精度を評価するには至っていない。また、分類する生体の性状の種類も、石灰化部（Calcification）、線維部（Fibrosis）、脂質部（Lipid）程度であり、更に多くの種類まで推定する範囲を広げることにはできない。

【0007】

本発明は係る問題に鑑みてなされたものであり、血管組織の分類に対する精度を視覚的

10

20

30

40

50

にわかりやすく通知する技術を提供するものである。また、他の発明は、これに加えて、更なる組織状態の可能性までも分類可能とする技術を提供しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、例えば本発明の画像診断装置は以下の構成を有する。すなわち、

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを回転自在に、且つ、移動自在に収容したプローブを用い、超音波に基づく血管断面画像、光干渉に基づく血管断面画像を生成する画像診断装置であって、

前記イメージングコアより検出した超音波の反射波データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第1の分類手段と、前記イメージングコアより検出した光の反射波を含む干渉光データに基づき血管断面における組織性状の分布と種類を判定する第2の分類手段と、

前記第1の分類手段と前記第2の分類手段で分類されたそれぞれの血管組織性状を比較し、一致／不一致となる部分を判定する判定手段と、

該判定手段で判定した生体組織性状の分布を前記一致／不一致が識別可能な表示形態で表示する表示手段とを有し、

前記判定手段は、

光の浸達限界の境界より外側の領域では、前記第1、第2の分類手段による分類結果の比較対象外とし、前記第1の分類手段の組織性状の分布と種類を採用すると共に、当該組織性状の分布と種類を高い精度として判定し、

前記光の浸達限界より内側では、

前記第1の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第2の分類手段で判定した該当する領域の組織性状が同じである場合には、組織性状の分類は高い精度と判定し、

前記第1の分類手段で判定した領域の組織性状と、前記第2の分類手段で判定した該当する領域の組織性状が異なる場合には、組織性状の分類は低い精度であると判定する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、血管組織の分類に対する精度を視覚的にわかりやすく通知することが可能になる。また、他の発明は、これに加えて、更なる組織状態の可能性までも分類可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施形態にかかる画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態における画像診断装置のブロック構成図である。

【図3】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】断面画像を生成する処理を示す図である。

【図5】実施形態における超音波断面画像と光断面画像を模式的に示す図である。

【図6】実施形態における血管組織の分類処理を説明するための図である。

【図7】実施形態における表示画面の一例を示す図である。

【図8】実施形態における信号処理部の処理手順を示すフローチャートである。

【図9】実施形態における組織性状判定のためのテーブルを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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

10

20

30

40

50

載がない限り、これらの態様に限られるものではない。

【0012】

図1は、実施形態における画像診断装置100の外観構成を示している。この画像診断装置100はIVUS機能とOCT機能を有するものである。

【0013】

図1に示すように、画像診断装置100は、プローブ101と、プルバック部102と、操作制御装置103とを備え、プルバック部102と操作制御装置103とは、コネクタ105を介して、信号線や光ファイバを収容したケーブル104により接続されている。

【0014】

プローブ101は、直接血管内に挿入されるものであり、その長手方向に移動自在であって、且つ、回転自在なイメージングコアを収容している。このイメージングコアの先端には、パルス信号に基づく超音波を送信すると共に血管内からの反射波を受信する超音波送受信部と、伝送されてきた光を（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が設けられている。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。

【0015】

プルバック部102は、プローブ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101に内挿されたカテーテル内のイメージングコアの血管内の軸方向の移動及びその軸に対する回転動作を規定している。また、プルバック部102は、イメージングコア内の超音波送受信部及び光送受信部と、操作制御装置103との間の信号の中継装置として機能する。すなわち、プルバック部102は、操作制御装置103からの超音波駆動信号を超音波送受信部へ伝達すると共に、超音波送受信部で検出した生体組織からの反射波を示す電気信号を操作制御装置103に伝達する機能を有する。そして、プルバック部102は、操作制御装置103からの測定光を光送受信部へ伝達すると共に、光送受信部で検出した生体組織からの反射光を操作制御装置103に伝達する機能を有する。

【0016】

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超音波データや光干渉データを処理し、各種血管像を表示するための機能を備える。

【0017】

操作制御装置103において、111は本体制御部である。この本体制御部111は、測定により得られた超音波の反射波の信号に基づき、回転中心位置から径方向に向かうラインデータを生成する。そして、各ラインデータの補間処理を経て超音波断面像を生成する。さらに、この本体制御部111は、イメージングコアからの反射光と、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、該干渉光データをFFTすることでラインデータを生成する。そして、補間処理を経て光干渉に基づく血管断面画像を生成する。

【0018】

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モニタ（たとえばLCD）であり、本体制御部111において生成された各種断面画像を表示する。114は、ポインティングデバイス（座標入力装置）としてのマウスである。

【0019】

次に、画像診断装置100の機能構成について説明する。図2は、画像診断装置100のブロック構成図である。以下、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。

【0020】

図中、201は画像診断装置の全体の制御を司る信号処理部であり、マイクロプロセッサをはじめ、いくつかの回路で構成される。210はハードディスクに代表される不揮発性の記憶装置であり、信号処理部201が実行する各種プログラムやデータファイルを格納している。202は信号処理部201内に設けられたメモリ(RAM)である。203は波長掃引光源であり、時間軸に沿って、予め設定された範囲内で変化する波長の光を繰り返し発生する光源である。

【0021】

波長掃引光源203から出力された光は、第1のシングルモードファイバ271の一端に入射され、先端側に向けて伝送される。第1のシングルモードファイバ271は、途中の光ファイバカップラ272において第4のシングルモードファイバ275と光学的に結合されている。

10

【0022】

第1のシングルモードファイバ271に入射され、光ファイバカップラ272より先端側に発した光は、コネクタ105を介して、第2のシングルモードファイバ273に導かれる。この第2のシングルモードファイバ273の他端はプルバック部102内の光ロータリジョイント230に接続されている。

【0023】

一方、プローブ101はプルバック部102と接続するためのアダプタ101aを有する。そして、このアダプタ101aによりプローブ101をプルバック部102に接続することで、プローブ101が安定してプルバック部102に保持される。さらに、プローブ101内に回転自在に収容された第3のシングルモードファイバ274の端部が、光ロータリジョイント230に接続される。この結果、第2シングルモードファイバ273と第3シングルモードファイバ274が光学的に結合される。第3のシングルモードファイバ274の他方端(プローブ101の先端部分側)には、光を回転軸に対してほぼ直行する方向に出射するミラーとレンズで構成される光送受信部(詳細は図3を用いて説明する)を搭載したイメージングコア250が設けられている。

20

【0024】

上記の結果、波長掃引光源203が発した光は、第1シングルモードファイバ271、第2シングルモードファイバ273、第3のシングルモードファイバ274を介して、第3のシングルモードファイバ274の端部に設けられたイメージングコア250に導かれる。イメージングコア250の光送受信部は、この光を、ファイバの軸に直行する方向に出射するとともに、その反射光を受信し、その受信した反射光が今度は逆に導かれ、操作制御装置103に返される。

30

【0025】

一方、光ファイバカップラ272に結合された第4のシングルモードファイバ275の反対の端部には、参照光の光路長を微調整する光路長調整機構220が設けられている。この光路長可変機構220は、プローブ101を交換した場合など、個々のプローブ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更手段として機能する。そのため、第4のシングルモードファイバ275に端部に位置するコリメートレンズ225が、その光軸方向である矢印226で示すように移動自在な1軸ステージ224上に設けられている。

40

【0026】

具体的には、1軸ステージ224はプローブ101を交換した場合に、プローブ101の光路長のばらつきを吸収できるだけの光路長の変換範囲を有する光路長変更手段として機能する。さらに、1軸ステージ224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。

【0027】

1軸ステージ224で光路長が微調整され、グレーティング221、レンズ222を介

50

してミラー 2 2 3 にて反射された光は再び第 4 のシングルモードファイバ 2 7 5 に導かれ、光ファイバカップラ 2 7 2 にて、第 2 のシングルモードファイバ 2 7 3 側から得られた光と混合されて、干渉光としてフォトダイオード 2 0 4 にて受光される。

【0028】

このようにしてフォトダイオード 2 0 4 にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ 2 0 5 により増幅された後、復調器 2 0 6 に入力される。この復調器 2 0 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 2 0 7 に入力される。

【0029】

A/D 変換器 2 0 7 では、干渉光信号を例えば 9 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 9 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（2 5 μ 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。

【0030】

A/D 変換器 2 0 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 2 0 1 に入力され、一旦、メモリ 2 0 2 に格納される。そして、信号処理部 2 0 1 では干渉光データを F F T により周波数分解して深さ方向のデータ（ラインデータ）を生成される。信号処理部 2 0 1 は、このラインデータから、血管内の各位置での光断面画像を構築し、場合によっては、所定のフレームレートでモニタ 1 1 3 に出力する。

【0031】

信号処理部 2 0 1 は、更に光路長調整用駆動部 2 0 9、通信部 2 0 8 と接続されている。信号処理部 2 0 1 は光路長調整用駆動部 2 0 9 を介して 1 軸ステージ 2 2 4 の位置の制御（光路長制御）を行う。

【0032】

通信部 2 0 8 は、いくつかの駆動回路を内蔵するとともに、信号処理部 2 0 1 の制御下にてプルバック部 1 0 2 と通信する。具体的には、プルバック部 1 0 2 内の光ロータリージョイントによる第 3 のシングルモードファイバの回転を行うためのラジアル走査モータへの駆動信号の供給、ラジアルモータの回転位置を検出するためのエンコーダ部 2 4 2 からの信号受信、並びに、第 3 のシングルモードファイバ 2 7 4 を所定速度で引っ張るための直線駆動部 2 4 3 への駆動信号の供給である。

【0033】

なお、信号処理部 2 0 1 における上記処理も、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。

【0034】

上記構成において、プローブ 1 0 1 を患者の診断対象の血管位置（冠状動脈など）に位置させると、ユーザの操作によりプローブ 1 0 1 の先端に向けて、ガイディングカテーテルなどを通じて透明なフラッシュ液を血管内に放出させる。血液の影響を除外するためである。そして、ユーザがスキャン開始の指示入力を行うと、信号処理部 2 0 1 は、波長掃引光源 2 0 3 を駆動し、ラジアル走査モータ 2 4 1 並びに直線駆動部 2 4 3 を駆動させる（以降、ラジアル走査モータ 2 4 1 と直線駆動部 2 4 3 の駆動による光の照射と受光処理をスキャンングと呼ぶ）。この結果、波長掃引光源 2 0 3 から波長掃引光が、上記のような経路でイメージングコア 2 5 0 に供給される。このとき、プローブ 1 0 1 の先端位置にあるイメージングコア 2 5 0 は回転しながら、回転軸に沿って移動することになるので、イメージングコア 2 5 0 は、回転しながら、なおかつ、血管軸に沿って移動しながら、血管内腔面への光の出射とその反射光の受信を行うことになる。

【0035】

ここで、1 枚の光断面画像の生成にかかる処理を図 4 を用いて簡単に説明する。同図はイメージングコア 2 5 0 が位置する血管の内腔面 4 0 1 の断面画像の再構成処理を説明するための図である。イメージングコア 2 5 0 の 1 回転（ $2\pi = 360$ 度）する間に、複数

10

20

30

40

50

回の測定光の送信と受信を行う。1回の光の送受信により、その光を照射した方向の1ラインのデータを得ることができる。このデータをFFTすることで、回転中心位置から径方向に向かう各位置における光の反射強度（もしくは吸収量）を示すラインデータを得る。従って、1回転の間に、例えば512回の光の送受信を行うことで、回転中心402から放射線状に延びる512個のラインデータを得ることができる。この512個のラインデータは、回転中心位置の近傍では密で、回転中心位置から離れるにつれて互いに疎になっていく。そこで、この各ラインの空いた空間における画素については、周知の補間処理を行なって生成していき、人間が視覚できる2次元の断面画像を生成することになる。そして、生成された2次元断面画像を血管軸に沿って互いに接続することで、3次元血管画像を得ることができる。なお、2次元の断面画像の中心位置は、イメージングコア250の回転中心位置と一致するが、血管断面の中心位置ではない点に注意されたい。また、微弱ではあるが、イメージングコア250のレンズ表面、カテーテルの表面などで光は反射するので、図示の参照符号403に示すように、回転中心軸に対して同心円がいくつか発生する。

10

【0036】

次に、超音波を用いた画像形成にかかる構成とその処理内容を説明する。

【0037】

超音波を用いたスキヤニングは、上記の光干渉のスキヤニングと同時に行われる。すなわち、スキヤニングを行い、イメージングコア250を回転させながら、プローブ101のカテーテルシース内を移動している間、そのイメージングコア250に収容された超音波送受信部から超音波の出射とその反射波の検出を行う。このため、イメージングコア250に収容された超音波送受信部への駆動するための駆動電気信号の生成、並びに、超音波送受信部が出力した超音波の検出信号を受信する必要がある。この駆動信号の送信と、検出した信号の受信を行うのが、超音波送受信制御部232である。この超音波送受信制御部232と、イメージングコア250とは、信号線ケーブル281、282、283を介して接続される。イメージングコア250は回転するので、プルバック部102内に設けられたスリップリング231を介して、信号線ケーブル282と283とが電氣的に接続されることになる。なお、図示では信号線ケーブル281乃至283は一本の線で結ばれているように示しているが、実際には、複数の信号線で収容している。

20

【0038】

超音波送受信制御部232は、信号処理部201の制御下で動作し、イメージングコア250に収容された超音波送受信部を駆動し、超音波のパルス波を発生させる。超音波送受信部は、血管組織からの反射波を電気信号に変換し、超音波送受信制御部232に供給する。超音波送受信制御部232は、受信した超音波信号をアンプ233に出力し、増幅させる。この後、この増幅された超音波信号は、検波器234、A/D変換器235を経て、超音波データとして信号処理部201に供給され、メモリ202に一旦格納される。なお、A/D変換器235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。

30

40

【0039】

信号処理部201は、メモリ202に格納された超音波データから、グレースケールに対応するラインデータを生成する。これ以降は、光断面画像の再構成処理と同様、各ラインデータを2次元に配列し、補間することにより、血管内の各位置での超音波断面画像を生成することになる。

【0040】

次に、プローブ部101における、イメージングコア250の構造について図3に従い説明する。

50

【0041】

図3はプローブ部101の先端部の断面図を示している。プローブ部101の先端部は、光を透過するために透明なカテーテルシース201で構成される。図に示すように、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（同図の一点鎖線上）において軸方向に沿って距離Lだけ隔てて配置されている。光送受信部320は、図示のごとく、第3のシングルモードファイバ274の端部に設けられた半球形状のボールレンズで構成される。この構造により、その傾斜面により、第3のシングルモードファイバ274から入射した光を、図示矢印方向に反射し血管組織に向けて送信すると共に、血管組織からの反射光を第3のシングルモードファイバ274に向けて転送することが可能になっている。

10

【0042】

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。

【0043】

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、プローブ部101におけるカテーテルシース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ても良い。

20

【0044】

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283と、光送受信部320に接続された第3のシングルモードファイバ274が収容されている。電気信号ケーブル283は、第3のシングルモードファイバ274に対して螺旋状に巻き回されている。

【0045】

なお、図3に示すように、超音波送受信部310と光送受信部320は、その軸に沿って距離Lだけ隔てている。従って、同じタイミングで得られた超音波のラインデータと、光干渉のラインデータとの間には、距離L、イメージングコア250の回転速度 w 、及び、回転軸に沿った移動速度 v に基づくオフセットがあることになる。それ故、血管の同一箇所の超音波断面画像、光断面画像を生成する際には、このオフセットを用いることになる。

30

【0046】

以上、実施形態における画像診断装置の基本的な構成と機能について説明した。次に、実施形態の特徴部分について説明する。

【0047】

スキニング処理で得た、光干渉データや超音波データを解析することで、石灰化プラーク、線維性プラーク、脂質性プラーク等の組織性状領域を分類できることは既に説明した。そして、実施形態における、画像診断装置が利用するプローブ部101は、超音波送受信部310、光送受信部320の両方を収容したイメージングコア250を持つ。それ故、それぞれのスキニングで得たデータを解析することで、血管の同一箇所における超音波断面画像、光断面画像それぞれに対する組織性状領域を分類できることになる。

40

【0048】

実施形態では、両者の分類結果を比較し、互いに同じ組織性状となった領域は、単一送受信部を有する装置で検出した組織性状よりも高い精度をもって分類できたことを通知する。一方、同一領域が異なった組織性状に分類された場合、いずれか又は両方の分類の精度が低いものとして通知する。そして、特定の関係にある場合には、これまでの分類では推定し得ない性状である可能性があることを通知する。以下、係る点を実現するための処理について説明する。

50

【0049】

血管は、血液が流れる内側から、内膜、中膜、外膜の3層構造となっている。図5(a)は、その血管の超音波断面画像を模式的に示している。同図における符号501はカテーテルシース(図4の参照符号403)に対応し、その中心がイメージングコアの回転中心位置を表す。符号502は、血液と接する血管内腔面(内膜の表面)を示している。503は、中膜と外膜の境界に位置する外弾性板を示している。超音波は外弾性板より外側の外膜にまで浸達するので、超音波断面画像は外膜を含むものとなる。超音波データを解析して得られる組織性状の分類は、外弾性板よりも内側であれば或る程度の精度を持って推定できる。なお、外弾性板の位置は、超音波ラインをイメージングコアの回転中心位置から径方向にサーチし、その輝度が急激に上昇する位置を見つけることでその候補位置を決定できる。ただし、1本のラインデータでは係る候補が数箇所存在する可能性がある。しかし、隣り合うラインデータも順に行っていけば、円周に連続する1つを特定できるので、外弾性板を特定できる。

10

【0050】

一方、光は超音波ほどには深く浸達しない。図5(b)は、光断面画像を模式的に示している。同図(b)の符号501、502は、同図(a)と同じである。同図(b)に示すように、光の浸達するのは、内腔面から比較的浅い部分となる。図示の参照符号504は、光浸達境界を示している。光干渉データの場合、光浸達境界504よりも外側には光が到達しないので(正確にはその位置での反射光を検出できないので)、光断面画像における、この光浸達境界504より外側は一般に黒単色となる。それ故、光浸達深度限界の位置は、イメージングコアの回転中心位置から径方向にサーチし、その輝度が急激に下がり、その後は緩やかになる箇所を見つけ、緩やかになる直前の急激に輝度が下がった位置を候補位置として決定する。この理由で、光干渉データに基づく組織性状の分類を行う対象領域は、この光浸達境界504以内の領域となる。

20

【0051】

上記の通りであるから、実施形態では、超音波、光の両方を用いた血管組織の性状分類では以下のようにして分類処理した。

(i). 光浸達境界の外側は、超音波データに基づく組織性状分類が正しいものとして推定する。

(ii). 光浸達境界の内側は、超音波データ、光干渉データそれぞれから得た組織性状を利用して推定する。

30

【0052】

上記(i)については、説明するまでもないであろう。そこで、以下では後者の(ii)について更に詳しく検討する。

【0053】

(ii)の場合、理論上、同一領域に対し、超音波データと光干渉データで共に同じ性状を示す場合と、そうならない場合が起こり得る。なお、超音波データ、並びに、光干渉データを解析した組織性状の分布する領域は、全く同じサイズ、形状となるとは限らない。そこで、両者間のサイズ、形状との共通部分が、それぞれの面積の所定閾値(たとえば90%)以上あれば、互いに同じ組織性状領域として推定する。また、一方が、他方を完全に包含する場合には、包含される側に相当する領域については互いに同じ組織性状の領域であるものとして推定する。

40

【0054】

図9は、実施形態における超音波データ、光干渉データの両方を用いた場合の組織性状を決定するテーブルを示している。「IVUS」が超音波データを、「OCT」が光干渉データを表している。実施形態では、超音波、光干渉データのいずれでも、組織性状として、石灰化プラーク、線維性プラーク、脂質性プラークの3種類を分類するものとする。それ故、組み合わせ的には図9のようになる。また、図示の「-」はその性状は精度が低い(又は不明)ことを示す。また、超音波データ、光干渉データともに線維性プラークと判定された場合の判定に「マクロファージ」とあるのは、以下の条件を満たす特異なケー

50

スである。

『超音波データによる組織性状が線維性プラークと判定された領域に対し、光干渉データでは、その領域の内側（血液が流れる側）が線維性プラーク、外側が脂質性プラークと判定された場合は、内側の領域はマクロファージとして推定する』

【0055】

上記を踏まえ、今、超音波データ、光干渉データを解析し、図6（a）、（b）に示すような組織性状領域が判定されたとする。同図（a）が超音波データに基づく組織性状領域601乃至603を示し、領域601、602が石灰化プラーク、領域603が線維性プラークとして判定されたとする。同図（b）は光干渉データに基づく組織性状領域604乃至607を示している。領域604、605が石灰化プラーク、領域607が線維性プラーク、領域608が脂質性プラークとして判定されたとする。

10

【0056】

図示のごとく、領域601は領域604を包含している。そして、領域601における光浸達境界より内側の領域と、領域604との共通の面積割合が互いに閾値を超えており、且つ、同じ組織性状として判定されているので、領域601、604は組織性状の判定は正しいものとして推定する。同様の理由で、領域602における光浸達境界の内側の領域と、領域605との共通の面積割合が互いに閾値を超えており、同じ組織性状であるので、これらの判定も正しいものとして推定する。

【0057】

一方、領域603は、領域607、608を完全に包含している。しかし、領域603の光浸達境界より内側の領域は線維性プラークであるのに対し、領域608は脂質性プラークと超音波と光干渉とで異なる判定結果となっている。それ故、領域603の光浸達境界より内側の部分、領域608、607については、精度が低い、もしくは誤った判定である可能性がある。かかる点について更に詳しく検討する。

20

【0058】

実施形態では、表示の際の背景画像として、超音波断面画像、光断面画像、超音波断面画像と光断面画像の合成画像のいずれかを指定できる。更に、その断面画像に重畳表示する組織性状として、次の3通りの中から指定できる。

（1）超音波データに基づく組織性状

（2）光干渉データに基づく組織性状

（3）超音波、光干渉データの両方に基づく組織性状

30

【0059】

上記（1）を選択した場合、実施形態では、図6（c）の組織性状を表示する。この場合、領域601、602は石灰化プラークであり、且つ、光干渉データによる判定と同じであるので、その精度は高いことを示す。そして、領域603は線維性プラークであり、その精度が高いことを示すが、内包される領域609（同図（b）の領域608に対応）は線維性プラークとしての精度が低いことを示す。

【0060】

なお、組織性状の種類は境界や境界内部の色で区別可能にし、精度の高低はその色の輝度の高低で示すものとする。上記の結果、超音波データに基づく、組織性状を表示させた場合に、各領域の組織性状がいずれであるか、更にはその精度が高いのか低いのかを判別できる。かかる点は以下でも同様である。

40

【0061】

（2）を選択した場合、実施形態では、図6（b）の組織性状を表示する。この場合、領域604、605は石灰化プラークであり、且つ、それらは超音波データに基づく判定と同じであるので、その精度は高いことを示す。また、領域608は光干渉データでは脂質性プラークであるものの、超音波データでの判定結果と不一致なので、精度は低いことを示す。領域607は、超音波データに基づく判定結果と一致するので、精度は高いことを示す。なお、領域607の表示形態については、以下に説明する（3）を踏まえて、精度が低いことを示すようにしても良い。

50

【0062】

(3)を選択した場合、実施形態では、図6(d)の組織性状を表示する。超音波断面画像が表す領域範囲は、光断面画像のそれより広いので、ベースとなる組織性状は超音波の組織性状となる。そして、領域604、605それぞれは、領域601、602に完全に包含され、且つ、同じ組織性状である。従って、領域601、602が石灰化プラークを示し、且つ、その精度は高いことを示す。一方、領域610、611を除く、領域603は、光浸達境界の外側の存在するので、線維性プラークであり、その精度が高いことを示す。

【0063】

そして、領域610、611については、先に示した条件に合致する。すなわち、領域610、611を包含する領域603は、超音波データによる組織性状の判定処理で線維性プラークとして分類されている、そして、領域610、611のうち、領域610はイメージングコアの回転位置に近い方であるので、血液の流れる側(内側)に存在し、領域611はその外側に位置する。そして、光干渉データに基づく組織性状の判定処理によって、領域610は線維性プラーク、領域611は脂質性プラークとして判定されている。故に、領域610は、マクロファージとして推定する。そして、領域611は、脂質性プラークであり、超音波、光干渉での組織性状が異なるので、その精度は低いことを示す。マクロファージは、両データを利用して初めて判明する組織性状であるので、他の組織性状と異なる色であれば良く、且つ、信頼度の高低は無い。図9において、超音波データで線維性プラーク、光干渉データで線維性プラークと判定された場合に、マクロファージとなり得るのは、係る理由である。

【0064】

なお、(3)を選択した場合であって、同じ領域に対し、超音波データでは脂質性プラーク、光干渉データでは石灰化プラークとして判定された場合、図9のテーブルでは「-」となっているので、該当する領域は基本的に「不明」を示す色で表示するものとする。ただし、「-」となっている箇所では、精度が高いと判断される方の組織性状を表示させても良い。この組み合わせの場合、石灰化プラークとその周辺組織との境界が鮮明に現れる光干渉データの解析結果の方が高精度と考えられるので、精度が高い判定結果として石灰化プラークと表示させることになる。実際には、より高精度と考えられる判定結果の判断を予めデータベース化し、そのデータベースに基づき精度が高い方の分類を提供し、表示させることになる。このとき、データベースは、ハードディスク210またはメモリ202に格納されている。

【0065】

超音波または光干渉のいずれかの組織性状を優先的に利用することを指定可能としても良い。この場合、超音波データの解析を優先することが指定されていて、同一領域について超音波データでは脂質性プラーク、光干渉データでは石灰化プラークとして判定された場合には、精度が低いものの該当する領域は脂質性プラークとして表示させることになる。

【0066】

以上のように、実施形態によれば、超音波データのみ、或いは、光干渉データのみに基づく組織性状を表示させる場合であっても、その分類に対する精度の高低も併せて表示することが可能になる。更に、超音波、及び、光干渉データの両方を用いた組織性状を表示させる場合には、単なる精度の高低だけでなく、新たな組織性状の可能性を示すことも可能になる。

【0067】

図7は実施形態における画像診断装置100のスキャン処理後にモニタ113に表示されるウインドウ700を示している。このウインドウ700は、大きく分けて表示領域710、720、730に大別される。

【0068】

表示領域710は、血管の軸に直交する面の血管断面画像を表示するための領域である

。この表示領域 710 には、表示する断面画像として超音波断面画像、光断面画像、及び、超音波断面画像と光断面画像の合成画像のいずれにするかを切り換えるボタン 711、並びに、組織性状を表示するか否か、表示する場合には超音波データより得られた組織性状（図 6（c））、光干渉データより得られた組織性状（図 6（b））、或いは、両データを用いた組織性状（図 6（d））とするかを切り換えるボタン 712 を有する。いずれのボタンの下部には、現在、何が選択されているかを示す情報が表示される。

【0069】

表示領域 720 は、スキャンした際の血管軸に沿った縦方向断面画像 721 を表示する。この縦断面画像 721 の垂直方向の 1 ライン分は、メモリ 202 に蓄積された或る 1 つの光干渉ラインデータと、そこから 180° 回転した際のラインデータを接続したものである。縦断面画像 721 の水平方向は、イメージングコアの移動位置に対応する。なお、実施形態では、この縦断面画像 721 は、その表面が高精細にできることから、光干渉のラインデータを用いるものとするが、超音波のラインデータを用いても構わない。マーカ 722 は、ユーザ（医師）がマウス 114 の操作でその位置を水平方向に移動可能としている。先に示した表示領域 710 には、マーカ 722 が示す位置の断面画像が表示されることになる。

10

【0070】

表示領域 730 は、各種処理を指示するためのボタンが配置されている。スキャンして得られたラインデータを保存するため、或いは過去に保存したデータを読み出すためのファイルボタン 731 を始めとする各種ボタンが配置されているが、これらのボタンは、本願の本質ではないためその説明は省略する。

20

【0071】

上記のウインドウ 700 において、ユーザはマウス 114 を操作してマーカ 722 の位置を変更できる。マーカ 722 が移動すると、信号処理部 201 はその位置に応じた血管断面画像を表示領域 710 に表示する。その際に表示されるのは、ボタン 711 で指定された超音波断面画像、光断面画像、及び、超音波断面画像と光断面画像の合成画像のいずれかとなる。また、このとき、ボタン 712 により組織性状の表示が指示されている場合には、その指示に応じた組織性状を、血管断面画像に重畳表示することになる。ユーザは、ボタン 711、712 を操作することで、表示する血管断面画像として超音波断面画像、光断面画像、超音波断面画像と光断面画像の合成画像を切り換えることもできるし、組織性状情報を表示／非表示は勿論、表示する際の組織性状を指定することもできる。

30

【0072】

最後に実施形態における信号処理部 201 の処理手順を図 8 のフローチャートに従って説明する。同図に係るプログラムは、ハードディスク 210 に格納されているものであり、メモリ 202 にロードし、信号処理部 201 が実行するものである。

【0073】

プローブ 101 の先端を患者の目標とする血管の位置まで挿入し、ユーザからのスキャンの指示の入力があると、信号処理部 201 はプルバック部 102 を制御し、スキャンを行う（ステップ S801）。この結果、A/D 変換器 207、235 からは光干渉データ、超音波干渉データが得られるので、信号処理部 201 は一旦、これらをメモリ 202 に格納する。そして、信号処理部 201 は、それらを適宜処理してラインデータへ変換し、メモリ 202 に再び蓄積していく（ステップ S802）。

40

【0074】

この後、信号処理部 201 は光干渉ラインデータを用いて縦方向血管断面画像を生成する（ステップ S803）。なお、この縦方向血管断面画像は、超音波ラインデータを用いて作成しても構わないし、ユーザが、いずれを採用するかを選択できるようにしても構わない。

【0075】

そして、ステップ S804 にて、マーカ 722 の位置を初期位置 $M_x = 0$ に設定する、そして、ステップ S805 にて、信号処理部 201 は、マーカ 722 の位置の縦方向血管

50

断面画像を有する、図 7 に示すウインドウ（ユーザインターフェース）をモニタ 113 に表示する。

【0076】

この後、ステップ S806 にて、信号処理部 201 は、マーカ 722 の位置 M_x に対応する超音波断面画像、光断面画像を生成する。そしてステップ S807 では、信号処理部 201 は、マーカ位置 M_x に対応する超音波データを解析し、組織性状を分類処理を実行する（図 6（a）参照）。また、ステップ S808 では、信号処理部 201 は、マーカ位置 M_x に対応する光干渉データを解析し、組織性状を分類処理を実行する（図 6（b）参照）。更に、ステップ S809 では、光干渉データ、及び、超音波データの両方に基づく組織性状の分類処理を行う。この後、信号処理部 201 は、ステップ S810 にて、信号処理部 201 は、各組織性状の分類結果に基づき、組織性状の修正や精度の判定処理を行う。この後、信号処理部 201 は、ボタン 711、712 の選択状態に応じて、ユーザインターフェースにおける表示領域 710 の血管断面画像&組織性状の更新を行う（ステップ S811）。

10

【0077】

上記の結果、マーカ 722 の初期値に基づく、図 7 に示すユーザインターフェースとしてのウインドウ 700 が表示されることになる。この後、ステップ S812 にて、ユーザからの各種指示入力待つ。ユーザからの指示有りと判定された場合、信号処理部 201 は、ステップ S813、S814 にて、その指示入力がマーカ 722 の移動か、ボタン 711、712 に対する指示か判定する。マーカ 722 の移動であると判定した場合には、マーカ位置を示す変数 M_x を指示された位置に応じて更新し、ステップ S806 以降の処理を行う。一方、ボタン 711、712 のいずれかの指示であった場合には、マーカ M_x の位置に対する変更指示ではなく、且つ、表示すべき断面画像や組織性状は既に構築されているので、ステップ S811 以降の処理を行う。また、マーカ 722 の移動指示、ボタン 711、712 の操作でもないとは判定した場合には、ステップ S816 にて、該当する処理を行う。

20

【0078】

以上説明したように本実施形態によれば、超音波データ、及び、光干渉データの両方に基づき、血管の組織性状を分類することで、組織性状の精度の高低、更には、これまで単体のスキニングデータでは推定し得ない組織性状を推定することも可能になる。

30

【0079】

また、上記実施形態からもわかるように、実施形態における処理の大部分は、マイクロプロセッサで構成される信号処理部 201 によるものである。従って、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。

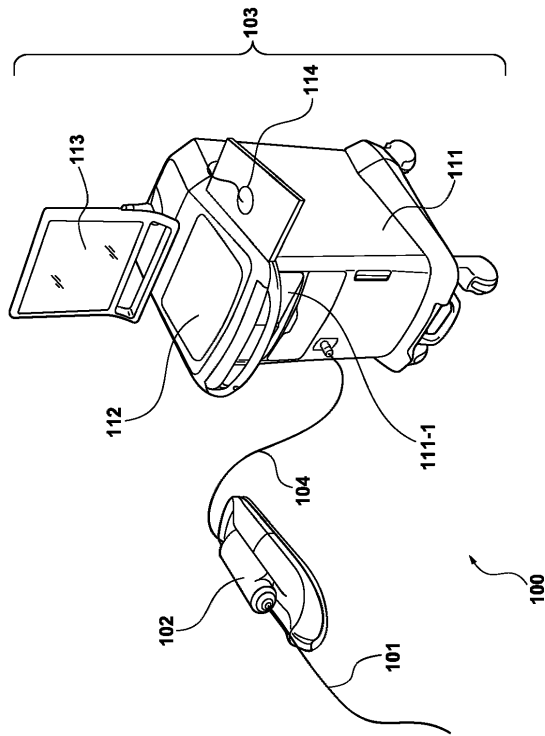
【符号の説明】

40

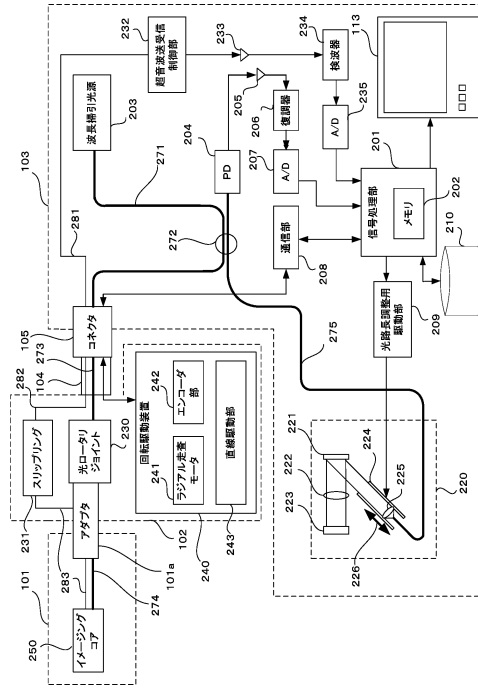
【0080】

101…プローブ、102…プルバック部、111…本体制御部、113…モニタ、201…信号処理部、202…メモリ、250…イメージングコア

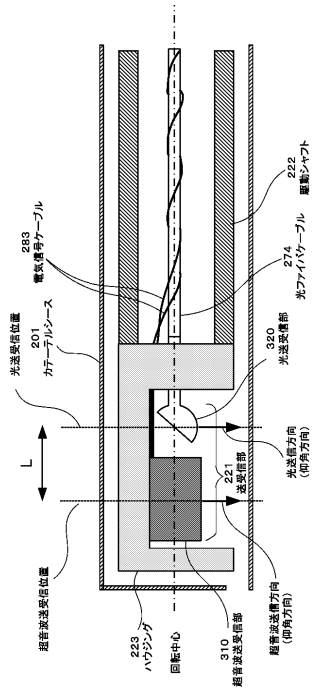
【図 1】



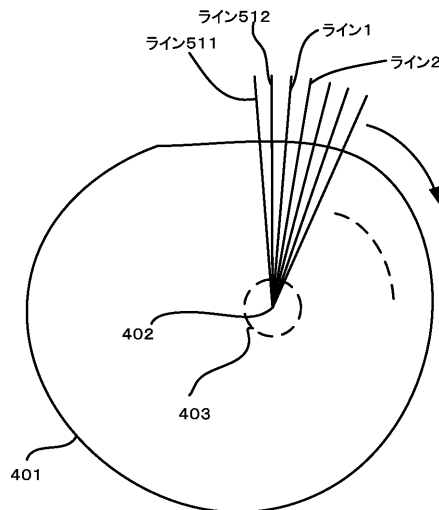
【図 2】



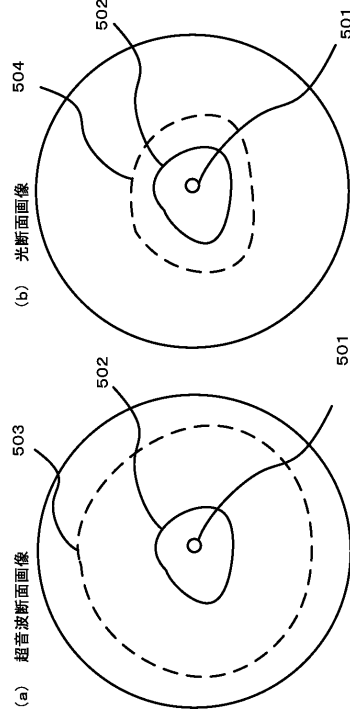
【図 3】



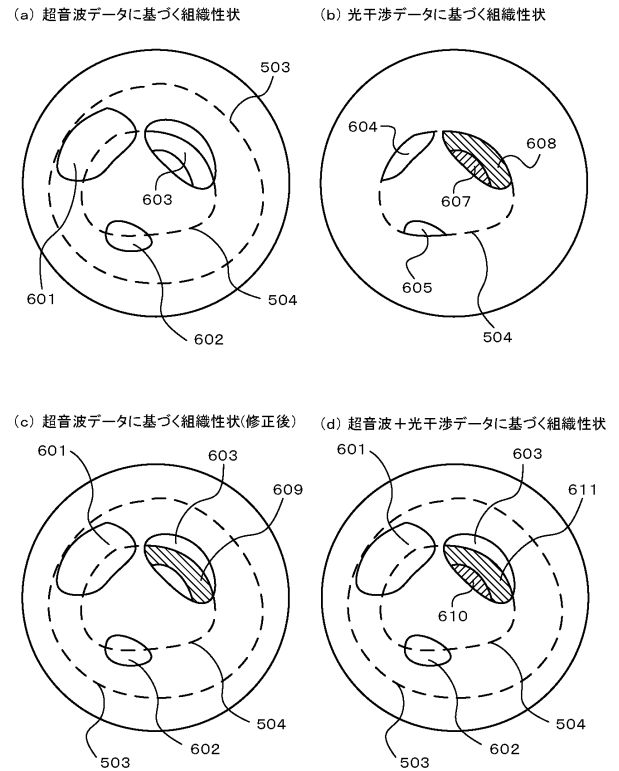
【図 4】



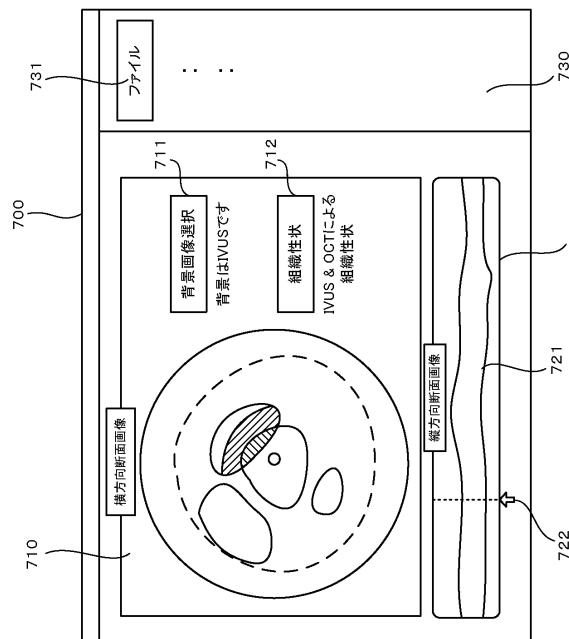
【図 5】



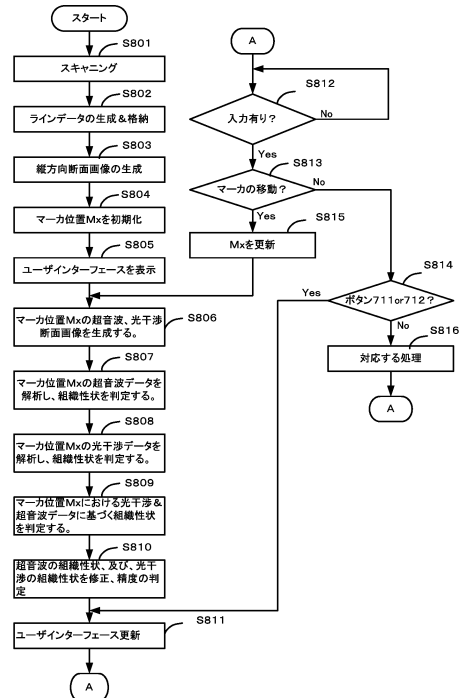
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【図 9】

OCT IVUS	石灰化 プラーク	線維性 プラーク	脂質性 プラーク
石灰化 プラーク	石灰化 プラーク	—	—
線維性 プラーク	—	線維性プラーク or マクロファージ	—
脂質性 プラーク	—	—	脂質性 プラーク

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2013/145689 (WO, A1)

特開2004-180932 (JP, A)

特開2012-075702 (JP, A)

特開2010-011964 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

A61B 1/00

专利名称(译)	图像诊断设备，其控制方法，程序和计算机可读存储介质		
公开(公告)号	JP6533078B2	公开(公告)日	2019-06-19
申请号	JP2015058261	申请日	2015-03-20
[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	小林洋平		
发明人	小林 洋平		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B5/02007 A61B5/7425 A61B5/743 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/5261 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/5223 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.530 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/00.524 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/313.510		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/PP11 4C161/UU05 4C161/WW10 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB26 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/FE04 4C601/JC21 4C601/KK24 4C601/LL33		
代理人(译)	杉村健二		
其他公开文献	JP2016174809A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题]提供一种能够可视地通知血管组织分类准确度的装置。种类代码：A1基于从成像核心检测的反射超声波数据确定血管横截面中的组织特征的分布和类型。另外，基于包括从成像核心检测到的反射光的干涉光数据来确定血管横截面中的组织特征的分布和类型。然后，比较分类的血管组织特性，并确定匹配/不匹配的部分。然后，以显示形式显示，其中生物组织特性的分布可以被识别为不一致/不一致，叠加在超声波横截面，光学干涉横截面图像或超声波横截面的合成图像和光学干涉横截面图像中的任何一个上。[选择图]图8

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6533078号 (P6533078)	
(45) 発行日 令和1年6月19日 (2019. 6. 19)		(24) 登録日 令和1年5月31日 (2019. 5. 31)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006. 01) A 6 1 B 1 / 0 0 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 1 2 A 6 1 B 1 / 0 0 5 3 0			
請求項の数 10 (全 19 頁)					
(21) 出願番号 特願2015-58261 (P2015-58261) (22) 出願日 平成27年3月20日 (2015. 3. 20) (65) 公開番号 特開2016-174809 (P2016-174809A) (43) 公開日 平成28年10月6日 (2016. 10. 6) 審査請求日 平成30年1月15日 (2018. 1. 15)		(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 100147485 弁理士 杉村 憲司 (74) 代理人 230118913 弁理士 杉村 光嗣 (74) 代理人 100186015 弁理士 小松 清之 (72) 発明者 小林 洋平 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 奥田 謙介			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 画像診断装置、その制御方法、プログラム及びコンピュータ可読記憶媒体					