

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-75080

(P2018-75080A)

(43) 公開日 平成30年5月17日(2018.5.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2016-217433 (P2016-217433)	(71) 出願人	000109543
(22) 出願日	平成28年11月7日 (2016.11.7)		テルモ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目44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 靖之
		(72) 発明者	坂本 真透
			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
		(72) 発明者	森 功
			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

最終頁に続く

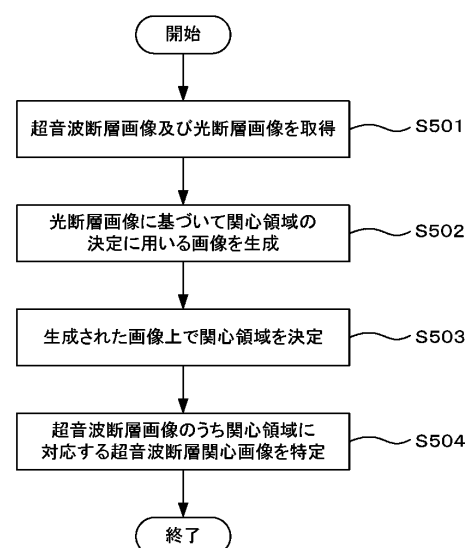
(54) 【発明の名称】 画像診断装置、画像診断装置の制御方法およびプログラム

(57) 【要約】

【課題】所望の関心領域を介してガイドワイヤを適切に挿入する際の補助情報を取得する。

【解決手段】画像診断装置であって、超音波送受信部及び光送受信部を備えるプローブを用いて超音波断層画像及び光断層画像を取得する画像取得部と、光断層画像に基づいて関心領域の決定に用いる画像を生成する生成部と、当該画像上における関心領域を決定する決定部と、超音波断層画像のうち関心領域に対応する超音波断層関心画像を特定する特定部とを備える。

【選択図】 図5



【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備えるプローブを用いて超音波断層画像及び光断層画像を取得する画像取得手段と、

前記光断層画像に基づいて関心領域の決定に用いる画像を生成する生成手段と、

前記画像における前記関心領域を決定する決定手段と、

前記超音波断層画像のうち前記関心領域に対応する超音波断層関心画像を特定する特定手段と、

を備えることを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

前記特定手段により前記超音波断層関心画像が特定された後に、リアルタイムの超音波断層画像を取得する第 2 の画像取得手段をさら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】

前記特定手段により前記超音波断層関心画像が特定された後に、前記関心領域に基づいて前記プローブを配置する目標位置を決定し、前記目標位置に応じて前記プローブを移動させる移動手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像診断装置。

【請求項 4】

前記プローブの回転軸に沿った位置をプローブ情報として取得するプローブ情報取得手段をさらに備え、

前記移動手段は、前記プローブ情報と前記目標位置とからプローブ移動量をさらに決定し、前記プローブ移動量に基づいて前記プローブを移動させ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】

前記プローブ情報取得手段は、前記プローブの回転軸に交差する面内の向きを前記プローブ情報としてさらに取得することを特徴とする請求項 4 に記載の画像診断装置。

【請求項 6】

前記画像取得手段は、前記光送受信部による送受信を阻害する物質を除外した上で前記超音波断層画像及び前記光断層画像を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 7】

前記関心領域の決定に用いる画像は、前記光断層画像に基づく 3 次元画像、前記 3 次元画像を平面上に展開した略 2 次元画像、前記 3 次元画像又は前記略 2 次元画像の断面画像、前記 3 次元画像又は前記略 2 次元画像の平面投影画像のうちの少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 乃至 6 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 8】

前記特定手段は、前記光断層画像のうち前記関心領域に対応する光断層関心画像を特定し、当該特定された光断層関心画像に対応する画像を前記超音波断層関心画像として特定することを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 9】

前記画像取得手段により取得された前記超音波断層画像と、前記第 2 の画像取得手段により取得されるリアルタイムの超音波断層画像との類似度を算出する算出手段と、

をさら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 10】

前記特定手段により前記超音波断層関心画像が特定された後に、前記関心領域に基づいて前記プローブを配置する目標位置を決定し、前記目標位置に応じて前記プローブを移動させる移動手段をさらに備え、

前記移動手段は、前記算出手段により算出される前記目標位置の超音波断層画像と前記リアルタイムの超音波断層画像との類似度に基づいて前記プローブを移動させることを特徴とする請求項 9 に記載の画像診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記類似度を提示する類似度提示手段をさらに備えることを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の画像診断装置。

【請求項 1 2】

前記特定手段により特定された前記超音波断層関心画像と、前記第 2 の画像取得手段により取得されるリアルタイムの超音波断層画像とを表示装置に表示させる表示制御手段をさらに備えることを特徴とする請求項 9 乃至 1 1 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 1 3】

前記特定手段は、前記関心領域に対応する前記超音波断層関心画像上の関心方向をさらに特定することを特徴とする請求項 1 乃至 1 2 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

10

【請求項 1 4】

前記超音波断層関心画像上の関心方向を示す情報を提示する提示手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 3 に記載の画像診断装置。

【請求項 1 5】

前記生成手段により生成された前記画像からステントストラット及びステントリンクを抽出する抽出手段をさらに備え、

前記決定手段は、前記抽出手段により抽出された情報と、予め保持しているステントデザイン情報とに基づいて、前記画像上で前記関心領域を決定することを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 1 6】

20

前記特定手段により特定された前記関心領域に対応する超音波断層関心画像と、前記第 2 の画像取得手段により取得されるリアルタイムの超音波断層画像との、前記プローブの回転軸に交差する面内の向きがそれぞれ揃うように前記プローブを調整する調整手段をさら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 1 7】

前記特定手段により特定された前記関心領域に対応する超音波断層関心画像と、前記第 2 の画像取得手段により取得されるリアルタイムの超音波断層画像との共通特徴を抽出する特徴抽出手段と、

前記共通特徴の向きが揃うように、少なくとも一方の画像を回転させることで向きを調整する調整手段と、

30

をさら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 1 8】

前記共通特徴は、脈管腔、脈管表面、脈管分岐部、脈管以外の臓器、人為的に体内又は体表に置かれた物体、若しくは、当該物体に由来するシャドウ又はアーチファクト、のうちの少なくとも何れか 1 つに基づく特徴であることを特徴とする請求項 1 7 に記載の画像診断装置。

【請求項 1 9】

画像診断装置の制御方法であって、

超音波送受信部及び光送受信部を備えるプローブを用いて超音波断層画像及び光断層画像を取得する画像取得工程と、

40

前記光断層画像に基づいて関心領域の決定に用いる画像を生成する生成工程と、

前記画像上における前記関心領域を決定する決定工程と、

前記超音波断層画像のうち前記関心領域に対応する超音波断層関心画像を特定する特定工程と、

を有することを特徴とする画像診断装置の制御方法。

【請求項 2 0】

コンピュータを、請求項 1 乃至 1 8 の何れか 1 項に記載の画像診断装置として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、画像診断装置、画像診断装置の制御方法およびプログラムに関するものである。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

血管及び脈管などの生体管腔内に生じる心筋梗塞等の原因となる狭窄部の経皮的な治療に際し、狭窄部の性状を観察するため、又は治療後の状態を観察するため、超音波又は光等の検査波を利用して生体管腔の画像を取得する診断用のカテーテルが用いられている。

【 0 0 0 3 】

血管内超音波診断 (I V U S : I n t r a V a s c u l a r U l t r a S o u n d) では、挿入部の先端に超音波振動子を有するイメージングコアを回転自在に設け、体腔内に挿入した後、手元側の駆動部から延在するドライブシャフト等を介して回転させながら走査 (ラジアルスキャン) するものが一般的である。

【 0 0 0 4 】

また、波長掃引を利用した光干渉断層画像診断 (O C T : O p t i c a l C o h e r e n c e T o m o g r a p h y) では、光ファイバの先端に光学レンズおよび光学ミラー (送受信部) が取り付けられたイメージングコアを内挿した光プローブ部を血管内に挿入し、イメージングコアを回転させながら先端の送受信部から血管内に測定光を出射するとともに、生体組織からの反射光を受光することで血管内におけるラジアル走査を行う。そして、該受光した反射光と参照光とを干渉させることにより生成した干渉光に基づいて、血管の断面画像を描出するものが一般的である。

【 0 0 0 5 】

O C T は血管の内腔面に対して高い解像度の画像が得られるが、その血管内腔面から比較的浅い組織までの像しか得られない。一方、I V U S の場合は、得られる画像の解像度という点ではO C T よりは低いものの、逆に、O C T より深い血管組織の像を得ることができる。そこで、最近では、I V U S の機能とO C T の機能とを組み合わせたデュアルセンサを搭載したイメージングコアを有する画像診断装置 (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) が提案されている (特許文献 1 参照) 。

【 0 0 0 6 】

高機能カテーテルを用いた血管内治療では、血管の分岐部にステントが留置されることがある。そして、血管の本幹から側枝への血流確保や、側枝へのステントの留置を目的に、本幹に留置されたステントに対して二次的な処置が行われることがある。その際、本幹に留置されたステントのセルの一つを介してガイドワイヤを側枝へ挿入させることがある。これに対して、特許文献 2 では、O C T 画像を用いて、どのセルにガイドワイヤを通せばよいかの指針を提示する技術が開示されている。

【 0 0 0 7 】

一方、画像取得時に血液の除去が不要な I V U S を使用して、I V U S 画像を観察しながらガイドワイヤをセルに挿入することも行われている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開平 1 1 - 5 6 7 5 2 号公報

【 特許文献 2 】 国際公開 2 0 1 5 - 0 4 4 9 8 7 号明細書

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、I V U S 画像について所望のセルを同定してガイドワイヤを挿入するには、依然としてユーザの経験や技量に依存しているのが現状である。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、所望の関心領域を介してガイドワイヤを適切に挿入する際の補助を行うための技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記の目的を達成するために、本発明の一態様による画像診断装置は以下の構成を備える。即ち、

超音波送受信部及び光送受信部を備えるプローブを用いて超音波断層画像及び光断層画像を取得する画像取得手段と、

前記光断層画像に基づいて関心領域の決定に用いる画像を生成する生成手段と、

前記画像上における前記関心領域を決定する決定手段と、

前記超音波断層画像のうち前記関心領域に対応する超音波断層関心画像を特定する特定手段と、

を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、所望の関心領域を介してガイドワイヤを適切に挿入する際の補助を行うことが可能となる。補助を行うための情報の適切な提示により、例えばステントが留置された血管の分岐部において、ガイドワイヤを側枝へ挿入させる際の補助をIVUS画像についても実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の一実施形態に係る画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る画像診断装置（制御装置及びその周辺装置）の構成を示す図である。

【図3】本発明の一実施形態に係る断面画像の再構成処理を説明するための図である。

【図4】本発明の一実施形態に係る再構成された血管の3次元モデルデータの例を示す図である。

【図5】本発明の一実施形態に係る画像診断装置が実施する処理の手順を示すフローチャートである。

【図6】本発明の一実施形態に係る、関心領域の決定に用いる画像、光断層関心画像、超音波断層関心画像の一例を示す図である。

【図7】本発明の一実施形態に係る、リアルタイム画像である超音波断層画像と、参照画像である超音波断層関心画像の表示の一例を示す図である。

【図8】本発明の一実施形態に係る、リアルタイム画像である超音波断層画像と、参照画像である超音波断層関心画像との類似度の表示の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

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。

【0015】

< 1. 画像診断装置の外観構成 >

本実施形態に係る画像診断装置は、IVUS機能とOCT機能を有するものとして説明する。図1は、本発明の一実施形態に係る画像診断装置100の外観構成を示す図である。図1に示すように、画像診断装置100は、プローブ101と、スキャナ及びブルバック部102と、制御装置103と、表示装置113とを備え、スキャナ及びブルバック部102と制御装置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。なお、本実施形態では制御装置103と表示装置113とを別体として説明するが、制御装置103が表示装置113を備える構成であっ

10

20

30

40

50

てもよい。

【 0 0 1 6 】

プローブ 1 0 1 は、直接血管内に挿入されるものであり、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とを備えるイメージングコアを収容するカテーテルが内挿されている。画像診断装置 1 0 0 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 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 1 0 1 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動作及び回転方向の動作を規定している。また、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 は、イメージングコア内の超音波送受信部において受信された反射波の信号及び光送受信部において受信された反射光を取得し、制御装置 1 0 3 に対して送信する。

10

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

制御装置 1 0 3 において、1 1 1 は本体制御部である。本体制御部 1 1 1 は、測定により得られた超音波の反射波の信号からラインデータを生成し、補間処理を経て超音波断層画像（I V U S 画像）を生成する。さらに、本体制御部 1 1 1 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、該干渉光データに基づいてラインデータを生成し、補間処理を経て光干渉に基づく血管の光断層画像を生成する。

20

【 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各種断面画像を表示する。1 1 4 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。

30

【 0 0 2 1 】

< 2 . 画像診断装置（主に制御装置）の機能構成 >

続いて、画像診断装置 1 0 0（主に制御装置 1 0 3）の機能構成について説明する。図 2 は、画像診断装置 1 0 0 のブロック構成図である。以下、同図を用いて、波長掃引型の光干渉断層画像診断を実現するための機能構成について説明する。

【 0 0 2 2 】

図中、2 0 1 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。2 1 0 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 2 0 1 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。2 0 2 は信号処理部 2 0 1 内に設けられたメモリ（R A M）である。2 0 3 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生成する光源である。ここで、2 0 1 0 は画像取得部であり、後述のイメージングコア 2 5 0 で撮影された超音波断層画像（I V U S 画像）や光断層画像を取得する。2 0 1 1 は制御部であり、各種処理を行うとともに表示装置 1 1 3 への表示を制御する。2 0 1 2 は選択受付部であり、操作パネル 1 1 2、表示装置 1 1 3 がタッチ機能を有する場合は当該表示装置 1 1 3、およびマウス 1 1 4 等を通じてユーザからの入力を受け付け、各種の選択処理を行う。

40

【 0 0 2 3 】

波長掃引光源 2 0 3 から出力された光は、第 1 のシングルモードファイバ 2 7 1 の一端

50

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。

【００２４】

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。第２のシングルモードファイバ２７３の他端はブルバック部１０２内の光ロータリジョイント２３０に接続されている。

【００２５】

一方、プローブ１０１はブルバック部１０２と接続するためのアダプタ１０１ａを有する。そして、アダプタ１０１ａによりプローブ１０１をブルバック部１０２に接続することで、プローブ１０１が安定してブルバック部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のシングルモードファイバ２７３と第３の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の先頭部分側）には、光を回転軸に対してほぼ直交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を搭載したイメージングコア２５０が設けられている。

【００２６】

上記の結果、波長掃引光源２０３が発した光は、第１のシングルモードファイバ２７１、第２の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、ファイバの軸にほぼ直交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、制御装置１０３に返される。

【００２７】

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。光路長調整機構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の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。

【００２８】

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可変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。

【００２９】

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を介してミラー２２３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２７５に導かれ、光ファイバカップラ２７２にて、第２のシングルモードファイバ２７３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２０４にて受光される。

【００３０】

このようにしてフォトダイオード２０４にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ２０５により増幅された後、復調器２０６に入力される。復調器２０６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２０７に入力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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（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層画像を構築し、所定のフレームレートで表示装置 1 1 3 に出力する。

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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 の制御下にてブルバック部 1 0 2 と通信する。具体的には、ブルバック部 1 0 2 内の光ロータリジョイント 2 3 0 による第 3 のシングルモードファイバ 2 7 4 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、直線駆動部 2 4 3 への駆動信号の供給を行うために使用される。

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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）に位置させて、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も称する）。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、回転しながら且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。

【 0 0 3 7 】

ここで、1 枚の光断層画像の生成にかかる処理を図 3 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 3 0 1 の断層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 が 1 回転（3 6 0 度）する間に、複数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。従って、1 回転の間に、例えば 5 1 2 回の光の送受信を行うことで、回転中心 3 0 2 から放射線状に延びる 5 1 2 個のラインデータを得ることができる。5 1 2 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、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 次元の断層画像を生成することになる。

【 0 0 3 8 】

そして、図 4 に示すごとく、生成された 2 次元断層画像 4 0 1 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 4 0 2 を得ることができる。なお、2 次元の断層画像の中心位置は、イメージングコア 2 5 0 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 2 5 0 のレンズ表面、カテーテルの表面などで光が反射するので、図示の符号 3 0 3 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。

【0039】

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。超音波を用いたスキャンニングは、上記の光干渉のスキャンニングと同時に行われる。すなわち、スキャンニングを行い、イメージングコア 2 5 0 を回転させながら、プローブ 1 0 1 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 2 5 0 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 2 5 0 に収容された超音波送受信部への駆動するための駆動信号の生成、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。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 2 3 2 である。超音波送受信制御部 2 3 2 と、イメージングコア 2 5 0 とは、信号線ケーブル 2 8 1、2 8 2、2 8 3 を介して接続される。イメージングコア 2 5 0 は回転するので、プルバック部 1 0 2 内に設けられたスリップリング 2 3 1 を介して、信号線ケーブル 2 8 2 と 2 8 3 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 2 8 1 乃至 2 8 3 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、複数の信号線を収容している。

【0040】

超音波送受信制御部 2 3 2 は、信号処理部 2 0 1 の制御下で動作し、イメージングコア 2 5 0 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 2 3 2 に供給する。超音波送受信制御部 2 3 2 は、受信した超音波信号をアンプ 2 3 3 に出力し、増幅させる。このあと、増幅された超音波信号は、検波器 2 3 4、A/D 変換器 2 3 5 を経て、超音波データとして信号処理部 2 0 1 に供給され、メモリ 2 0 2 に一旦格納される。なお、A/D 変換器 2 3 5 では、検波器 2 3 4 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。

【0041】

信号処理部 2 0 1 は、メモリ 2 0 2 に格納された超音波データから、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画像を生成することになる。

【0042】

< 3 . 処理 >

次に、図 5 のフローチャートを参照しながら、本発明の一実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 が実施する処理の手順を説明する。血管の分岐部にステントが留置された状態で、ステントを形成するセルの一部を介して血管の側枝に向けてガイドワイヤを通す手技を実施する際に、適切な超音波画像を提示することによりユーザの補助を行う例を説明する。

【0043】

S 5 0 1 では、画像診断装置 1 0 0 は、超音波送受信部及び光送受信部を備えるプローブ 1 0 1 を用いて超音波断層画像及び光断層画像を取得する。その際、通常は、超音波送受信部による血管への超音波送受信を阻害する物質（空気等の気体）を生理食塩水等のプライミング液を用いて除外し、光送受信部による血管への光送受信を阻害する物質（血液）を生理食塩水や造影剤等のフラッシュ液を用いて除外（フラッシュ）した上で超音波断層画像及び光断層画像を取得する。

【0044】

S 5 0 2において、画像診断装置 1 0 0 は、S 5 0 1 で取得された光断層画像に基づいて関心領域の決定に用いる画像を生成する。ここでの関心領域とは、例えばステントを形成する各セルのうち、ガイドワイヤを通して側枝へ当該ガイドワイヤを挿入する時に使用されるセルと側枝 6 0 5 をあらかず閉曲線内領域とが重複する領域である。

【 0 0 4 5 】

また、関心領域の決定に用いる画像とは、光断層画像に基づく 3 次元画像や、3 次元画像を平面上に展開した略 2 次元画像である。あるいは、3 次元画像又は略 2 次元画像の断面画像、3 次元画像又は略 2 次元画像の平面投影画像であってもよい。これらのうちの少なくとも何れか 1 つであってもよい。

【 0 0 4 6 】

ここで、図 6 の 6 0 1 は、本実施形態に係る関心領域の決定に用いる画像の一例を示す図であり、光断層画像から再構成された 3 次元画像を平面上に展開した略 2 次元画像を示している。6 0 2 はステントストラットを、6 0 3 はセルをそれぞれ示している。そして、6 0 4 の白ドットで示した領域が関心領域を示している。ここでの関心領域は、複数のセルのうちの血管の側枝 6 0 5 と重複する領域であるが、当該セル全体であってもよい。

【 0 0 4 7 】

ステントは、細い金属線を円筒状に編み込んだような構造を有し、血管内に配置するまでの状態で径は細く、位置決めした際にはバルーンなどの作用で径が膨張する構造となっている。ステントは、ステントストラット 6 0 2 により構成された空洞部分であるセル 6 0 3 を多数含んだ構造を成し、ステントリンク 6 0 6 がステントストラットの血管の軸方向の動きを拘束する構造を成すのが一般的である。

【 0 0 4 8 】

S 5 0 3 において、画像診断装置 1 0 0 は、S 5 0 2 で生成された画像上で関心領域を決定する。関心領域の決定は、血管の側枝へガイドワイヤを挿入する時に使用されるべきステントのセルを自動で抽出することにより決定してもよいし、ユーザが画像上で関心領域を指定することにより決定してもよい。ステントのセルの自動抽出には、例えば特許文献 2 に開示の技術を用いることができる。特許文献 2 では、関心領域の決定に用いる画像として、例えば、3 次元画像を平面上に展開した略 2 次元画像を利用し、ステントストラットの抽出によってセルを作成している。そして、血管分岐部を特定することにより、セルと分岐部領域との重複部分の面積やセルの分岐部領域に対する相対的な位置を算出し、スコアリングされた結果からガイドワイヤを挿入するのに好適なセルを抽出している。

【 0 0 4 9 】

さらに、セルの自動抽出の際にステントリンクの情報を併せて取得してもよく、当該ステントリンクと分岐部領域の相対的な位置を算出し、スコアリングに反映させてもよい。

【 0 0 5 0 】

より具体的には、ステントストラット 6 0 2 及びステントリンク 6 0 6 を抽出して、当該抽出された情報と、予め保持しているステントデザイン情報とに基づいて、関心領域を決定してもよい。例えば、取得した光断層画像からステントストラットが十分に抽出されない場合、当該ステントデザイン情報を用いて十分に抽出されなかったステントストラットを補間して作成することが可能となり、また同様に、不明瞭なステントリンクの同定にも用いることができるため、より適切に関心領域を決定することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

S 5 0 4 において、画像診断装置 1 0 0 は、S 5 0 1 で取得された超音波断層画像のうち、S 5 0 3 で決定された関心領域に対応する位置の超音波断層画像のフレームを特定し、超音波断層関心画像を特定する。例えば、予め関心領域を決定する際に用いる画像において、回転もしくはブルバックのモータのエンコーダ信号に基づいたカウンタ情報がリンクされており、関心領域が決定すると対応するカウンタが定まり、それに対応するフレームの超音波断層画像が超音波断層関心画像として特定される。また例えば、S 5 0 1 で取得された光断層画像のうち、S 5 0 3 で決定された関心領域に対応する位置の光断層関心画像を特定し、当該光断層関心画像に対応する超音波断層関心画像を、S 5 0 1 で取得さ

10

20

30

40

50

れた超音波断層画像から特定する。すなわち、関心領域であるセルを含む光断層画像のフレームを特定し、対応する超音波断層画像のフレームを特定する。何れの具体例においても、略等しい空間位置で取得された光断層画像のフレーム番号と超音波断層画像のフレーム番号との間には一定の差があり、その差は、光送受信部と超音波送受信部の位置関係と回転及びブルバックの速度から予め定められているものとする。

【0052】

ここで、図6の611は、特定された光断層画像の各フレーム（光断層関心画像）を示しており、621は、対応する超音波断層画像のフレーム（超音波断層関心画像）を示す。612、622は、それぞれステントを示している。また、612、622では、紙面左方向に血管の側枝が存在することが見て取れる。

10

【0053】

なお、超音波断層関心画像上の関心方向（例えば、血管の側枝が存在する方向）をさらに特定してもよい。当該処理で特定された超音波断層関心画像、さらには当該超音波断層関心画像上の関心方向を示す情報を表示装置113に表示することにより、ユーザに対して提示してもよい。超音波断層関心画像に関するこれらの情報は、その後の処理で取得されるリアルタイムの超音波断層画像と共に表示装置113に表示することにより、ユーザに対して提示してもよい。これにより、ガイドワイヤを通して側枝へ当該ガイドワイヤを挿入する手技の際の利便性が向上する。以上で図5の一連の処理が終了する。

【0054】

なお、具体的には以降の処理において、画像診断装置100は、S504で超音波断層関心画像が特定された後に、リアルタイムの超音波断層画像を取得する。そして、当該リアルタイムの超音波断層画像を表示装置113に表示することにより、ユーザに対して提示する。

20

【0055】

図7の701は、リアルタイム画像である超音波断層画像を示す。その際、超音波断層関心画像の少なくとも1つである参照画像702を並べて表示する。さらに、711、712に示すように、関心方向（ガイドワイヤを挿入すべき方向）を示す表示を行ってもよい。縦断面画像703において、721は、参照画像702の断面位置に対応しており、超音波断層関心画像の各フレームは、断面位置722から断面位置723の間に含まれているものとする。

30

【0056】

さらには、図8に示すように、リアルタイム画像である超音波断層画像801と、超音波断層関心画像の少なくとも1つである参照画像802との類似度803を表示装置113に提示する表示制御を行ってもよい。ここで表示される参照画像802は、超音波断層関心画像のうち最も現在の超音波断層画像801と最も類似度が高い画像であってもよい。すなわち、関心領域に対応する超音波断層関心画像の任意の1つのフレームと、取得されたリアルタイムの超音波断層画像との類似度を算出し、算出した類似度を提示する。また、プローブ101を配置すべき目標位置（詳細は後述）の超音波断層画像と、リアルタイムの超音波断層画像との類似度を算出し、当該算出した類似度に基づいてプローブを目標位置へ移動させてもよい。さらに、当該類似度を提示してもよい。

40

【0057】

また、proximal~distalに渡ってプローブ101の軸方向の超音波断層関心画像の各フレームのサムネイル画像804と、超音波断層画像801と各サムネイル画像との類似度805を並べて提示してもよい。

【0058】

なお、リアルタイムの超音波断層画像の取得の前に、画像診断装置100は、S503で決定された関心領域に基づいてプローブ101を配置すべき目標位置を決定し、当該目標位置に応じてプローブを移動させてもよい。ここでの目標位置とは、例えばプローブ101の元の位置であり、また例えば、超音波断層関心画像の各フレームのうちの何れか1つと合致するプローブ101の回転軸の軸方向の位置である。

50

【 0 0 5 9 】

より具体的には、画像診断装置 1 0 0 は、プローブ 1 0 1 の回転軸に沿った位置をプローブ情報として取得し、当該プローブ情報と目標位置とからプローブ移動量を決定し、当該プローブ移動量に基づいてプローブを移動させる。

【 0 0 6 0 】

画像診断装置 1 0 0 は、プローブの回転軸に交差（直交）する面内の向きをプローブ情報としてさらに取得し、当該面内の向きも調整して目標位置へプローブ 1 0 1 を移動させてもよい。ユーザが手動で（例えば、回転軸方向にプローブ 1 0 1 を前進又は後退させるボタン等のスイッチの押下に応じて）プローブ 1 0 1 の位置を調節できるように半自動化してもよく、その場合、目標位置へ自動で移動させた後に微調整として用いてもよいし、初めからこの半自動化機能を用いて目標位置へ移動させてもよい。

10

【 0 0 6 1 】

プローブ 1 0 1 の回転軸に沿った位置は、プローブ 1 0 1 を回転軸の軸方向に沿って移動させる駆動装置 2 4 0（直線駆動部 2 4 3）のエンコーダ信号から取得することができる。同様に、プローブ 1 0 1 の回転軸に直交する面内の向きは、プローブ 1 0 1 を回転させる駆動装置 2 4 0（ラジアル走査モータ 2 4 1）のエンコーダ信号から取得することができる。また、駆動装置 2 4 0 とは別に、プローブ 1 0 1 の位置や向きの変化を検知する装置を設けてもよい。

【 0 0 6 2 】

画像診断装置 1 0 0 は、超音波断層関心画像と、リアルタイムに取得される超音波断層画像との、プローブ 1 0 1 の回転軸に交差する面内の向きがそれぞれ揃うようにプローブ 1 0 1 を調整する。あるいは、超音波断層関心画像と、リアルタイムの超音波断層画像との共通特徴を画像処理により抽出し、共通特徴の向きが揃うように、少なくとも一方の画像を回転させることで向きを調整するように構成してもよい。

20

【 0 0 6 3 】

ここでの共通特徴とは、脈管腔、脈管表面、脈管分岐部、脈管以外の臓器、人為的に体内又は体表に置かれた物体（ステント等）、若しくは、当該物体に由来するシャドウ又はアーチファクト、のうちの少なくとも何れか 1 つに基づく特徴であってもよい。なお、ここでの画像（断層画像）の「回転」とは、生成された断層画像を回転させることだけではなく、断層画像を生成する前に、断層画像を構成する A ラインの開始ラインを変更することも含む。断層画像は所定数の A ラインにより構成されている。例えば 5 1 3 ライン目から 1 0 2 4 ライン目までの 5 1 2 ラインを放射状に並べて断層画像の 1 フレームが生成される場合を考える。A ラインの開始ラインを 5 1 3 ライン目ではなく 5 0 1 ライン目へと変更し、5 0 1 ライン目から 1 0 1 2 ライン目までの 5 1 2 ラインを用いて断層画像を生成することで、断層画像を実際に回転させるのと同様の効果が得られる。

30

【 0 0 6 4 】

また、ガイドワイヤが関心領域（ステントの所望のセル）を介して適切に側枝に挿入されたかどうかの判定をさらに行ってもよい。超音波断層画像を取得し、ガイドワイヤの側枝への挿入位置の前後で各断面画像中のガイドワイヤの検出を行い、挿入位置の前後でガイドワイヤが検出されなくなった場合に、適切に側枝に挿入されたと判定してもよい。判定結果をユーザに対して提示してもよい。

40

【 0 0 6 5 】

以上説明したように、本実施形態によれば、所望の関心領域（側枝へのガイドワイヤの挿入に適したステントの所望セル）を介してガイドワイヤを適切に挿入する際の補助を I V U S 画像についても実現することができる。

【 0 0 6 6 】

当該補助情報の適切な提示、例えば、取得した超音波断層関心画像とリアルタイムの超音波断層画像との表示、さらには関心方向（所望のセルの存在する方向）を示す情報の表示によって、例えばステントが留置された血管の分岐部において、ガイドワイヤを側枝へ挿入させる際の補助を実現することができる。

50

【 0 0 6 7 】

なお、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。

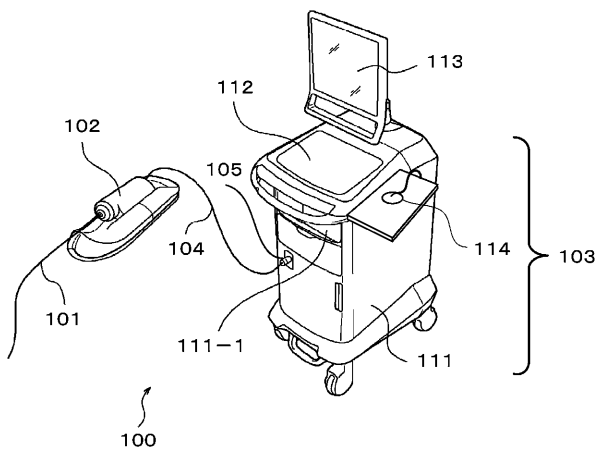
【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

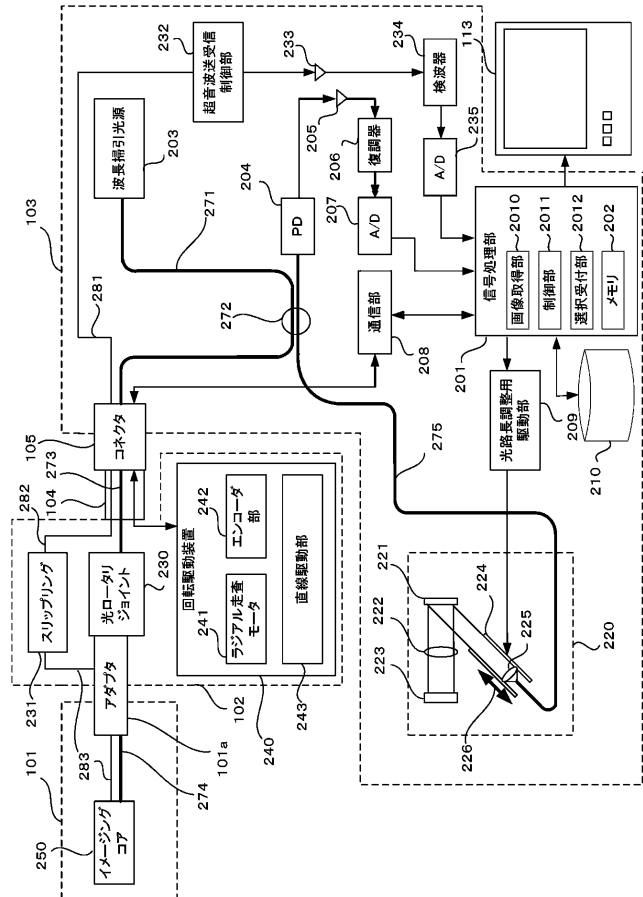
100：画像診断装置、101：プローブ、102：プルバック部、103：制御装置、104：ケーブル、105：コネクタ、111：本体制御部、112：操作パネル、113：表示装置、114：マウス、201：信号処理部、202：メモリ、2010：画像取得部、2011：制御部、2012：選択受付部

10

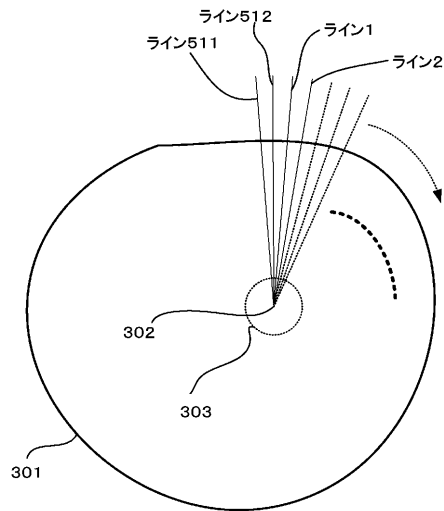
【 図 1 】



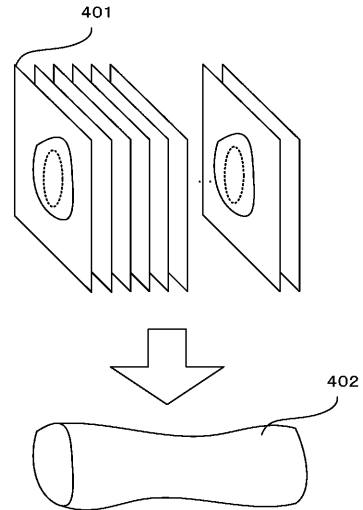
【 図 2 】



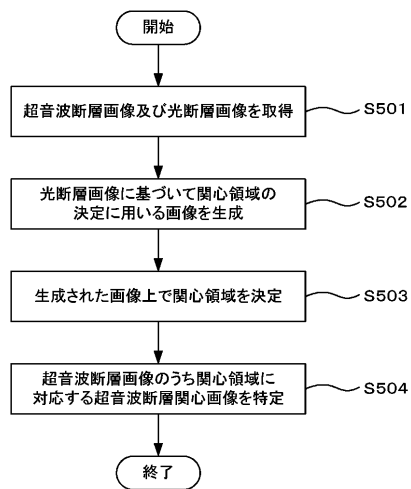
【図 3】



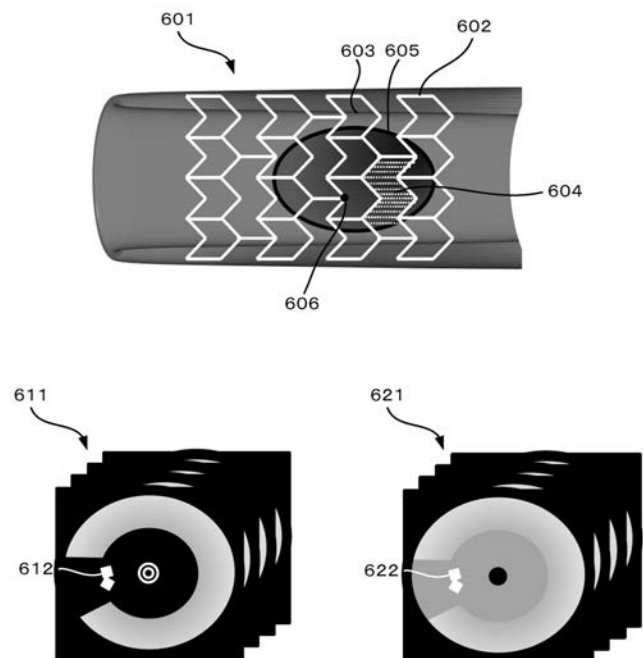
【図 4】



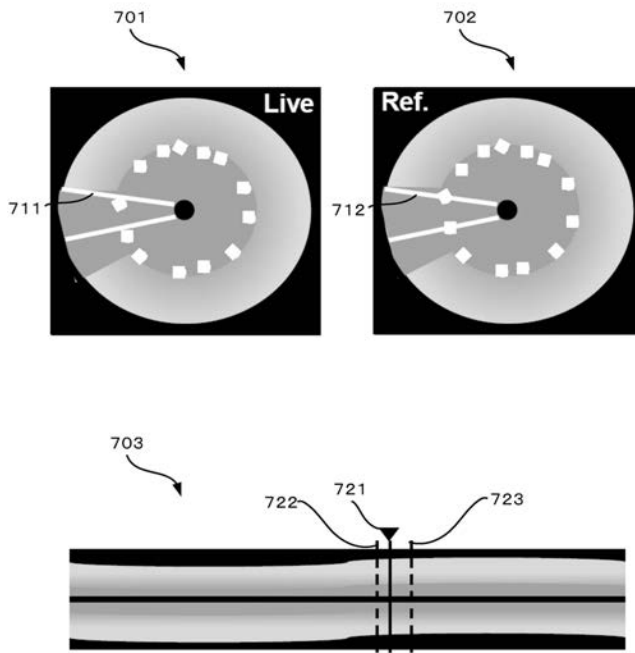
【図 5】



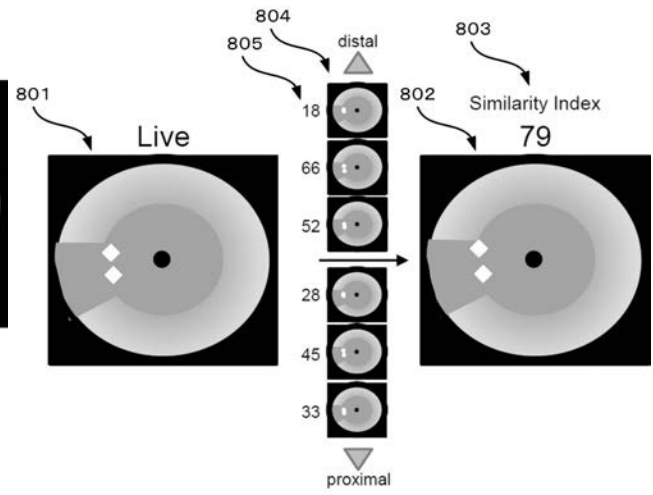
【図 6】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB14 DD14 DD15 EE11 FE04 JC15 JC37 KK21

专利名称(译)	图像诊断设备		
公开(公告)号	JP2018075080A	公开(公告)日	2018-05-17
申请号	JP2016217433	申请日	2016-11-07
[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	坂本真透 森 功		
发明人	坂本 真透 森 功		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FE04 4C601/JC15 4C601/JC37 4C601/KK21		
代理人(译)	杉村健二		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得用于通过期望的感兴趣区域适当地插入导丝的辅助信息。一种图像诊断装置包括：图像获取单元，通过使用包括超声波发送和接收单元以及光发送和接收单元的探针来获取超声波断层图像和光学断层图像，生成单元，被配置为生成用于确定的图像；以及指定单元，其指定与超声波断层图像中的感兴趣区域对应的超声波断层图像感兴趣图像。发明背景

