

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6125615号
(P6125615)

(45) 発行日 平成29年5月10日 (2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日 (2017.4.14)

(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 3 0 0 D

A 6 1 B 1/00 3 0 0 F

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2015-509610 (P2015-509610)
 (86) (22) 出願日 平成25年4月5日 (2013.4.5)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/002384
 (87) 国際公開番号 W02014/162367
 (87) 国際公開日 平成26年10月9日 (2014.10.9)
 審査請求日 平成27年10月2日 (2015.10.2)

(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 100076428
 弁理士 大塚 康德
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (74) 代理人 100130409
 弁理士 下山 治
 (74) 代理人 100134175
 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波信号の送受信を行う第1の送受信部と、光信号の送受信を行う第2の送受信部とが配置された送受信部を内挿するカテーテルシースを被測定体の管腔内に位置させ、前記カテーテルシース内にて前記送受信部を回転しながら軸方向に移動した場合において、該第1の送受信部が送受信した超音波信号を用いて前記被測定体の管腔内の第1の断層画像を構築し、前記第2の送受信部が送受信した光信号を用いて前記被測定体の管腔内の第2の断層画像を構築する画像診断装置であって、

前記送受信部の回転と移動を行った際に、前記管腔内に流したフラッシュ液の、前記超音波信号の伝播速度を取得する取得手段と、

前記超音波信号の送受信方向の各位置からの反射信号の強度を表す超音波ラインデータを、所定の伝播速度に基づいて生成する生成手段と、

前記生成手段により生成された超音波ラインデータにおける、前記カテーテルシースの外表面から前記管腔の内腔位置に至る範囲内であって、前記フラッシュ液が流れる範囲内の各位置の位置情報を、前記所定の伝播速度と、前記取得手段により取得された伝播速度との比率に基づいて変換する変換手段と、を備え、

前記第1の断層画像を、前記変換手段により変換された超音波ラインデータを用いて構築することを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

前記管腔は、前記被測定体の血管であり、

10

20

前記画像診断装置は、更に、

前記光信号に基づいて生成される光ラインデータのうち、前記生成手段により生成された超音波ラインデータに対応する光ラインデータを用いて、前記血管の内腔位置を検出する第1の検出手段と、

前記生成手段により生成された超音波ラインデータに対応する光ラインデータを用いて、前記送受信部を内挿する前記カテーテルシースの外表面位置を検出する第2の検出手段と、

前記血管の内腔位置と前記カテーテルシースの外表面位置との間の内腔距離を算出する算出手段と、

該算出手段で算出した前記内腔距離を前記取得手段が取得した伝播速度で伝播するのに要する時間を T 、前記所定の伝播速度を V_0 としたとき、

前記フラッシュ液が流れる範囲は、前記生成手段が生成した前記超音波ラインデータにおける前記カテーテルシースの外表面を示す位置から、前記内腔位置に向かう方向に「 $V_0 \times T$ 」隔てた位置までの範囲とする

ことを特徴とする請求項1に記載の画像診断装置。

【請求項3】

前記変換手段は、前記フラッシュ液が流れる範囲内における各位置の、前記カテーテルシースの外表面位置からの距離に対して、前記所定の伝播速度と、前記取得手段により取得された伝播速度との比率を積算することにより、前記位置情報を変換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】

前記位置情報が変換された、前記フラッシュ液が流れる範囲内の超音波ラインデータは、前記比率が1より大きい場合には補間され、前記比率が1より小さい場合には、間引きされ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】

前記変換手段により変換された超音波ラインデータは、前記位置情報が変換された、前記フラッシュ液が流れる範囲内の超音波ラインデータと、前記位置情報が変換されていない、前記フラッシュ液が流れる範囲以外の超音波ラインデータとを組み合わせ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】

前記超音波信号の伝播速度を、前記フラッシュ液の種類に応じて区分けして記憶する記憶手段を更に備え、

前記所定の伝播速度は、血管組織における超音波信号の伝播速度であ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7】

超音波信号の送受信を行う第1の送受信部と、光信号の送受信を行う第2の送受信部とが配置された送受信部が、被測定体の管腔内を回転しながら軸方向に移動した場合において、該第1の送受信部が送受信した超音波信号を用いて前記被測定体の管腔内の第1の断層画像を構築し、前記第2の送受信部が送受信した光信号を用いて前記被測定体の管腔内の第2の断層画像を構築する画像診断装置であって、

前記管腔内を流れる媒質の、前記超音波信号の伝播速度を取得する取得手段と、

前記超音波信号の送受信方向の各位置からの反射信号の強度を表す超音波ラインデータを、前記取得手段により取得された伝播速度に基づいて生成する生成手段と、

前記生成手段により生成された超音波ラインデータについて、前記媒質が流れる範囲よりも外側の各位置の位置情報を、所定の伝播速度と、前記取得手段により取得された伝播速度との比率に基づいて変換する変換手段と、を備え、

前記第1の断層画像を、前記変換手段により変換された超音波ラインデータを用いて構築することを特徴とする画像診断装置。

【請求項8】

コンピュータを、請求項1乃至7のいずれか1項に記載の画像診断装置の各手段として

10

20

30

40

50

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】

【0001】

本発明は、画像診断装置及びプログラム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。

10

【0003】

画像診断装置には、超音波断層画像診断装置（IVUS：IntraVascular Ultra Sound）や光干渉断層画像診断装置（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。

【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層画像（超音波断層画像）と、高分解能で測定できるOCTの特性を活かした断層画像（光干渉断層画像、以下「光断層画像」と称す）の両方を、一回の走査で構築することができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【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】

ここで、光送受信部により光を送受信するにあたっては、フラッシュ液を用いて血管内の血液を置換するフラッシュ作業を行う必要がある。このため、IVUSの機能とOCTの機能とを組み合わせた画像診断装置の場合、超音波送受信部から出力される超音波は、（血液ではなく）フラッシュ液に向けて送信されることとなる。

30

【0007】

一般に、フラッシュ液には様々な種類があり、それぞれのフラッシュ液ごとに超音波の伝播速度は異なっている。このため、異なるフラッシュ液でフラッシュを行った場合、生成される超音波断層画像のスケールには誤差が生じることとなる。

【0008】

このようなことから、IVUSの機能とOCTの機能とを組み合わせた画像診断装置の場合、超音波断層画像のスケール誤差を低減すべく、超音波の送受信経路における各領域での超音波の伝播速度を考慮に入れて、超音波断層画像を構築することが重要である。

40

【0009】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、複数の送受信部を有する画像診断装置において、構築する断層画像のスケール誤差を低減させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

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、

超音波信号の送受信を行う第1の送受信部と、光信号の送受信を行う第2の送受信部と

50

が配置された送受信部を内挿するカテーテルシースを被測定体の管腔内に位置させ、前記カテーテルシース内にて前記送受信部を回転しながら軸方向に移動した場合において、該第1の送受信部が送受信した超音波信号を用いて前記被測定体の管腔内の第1の断層画像を構築し、前記第2の送受信部が送受信した光信号を用いて前記被測定体の管腔内の第2の断層画像を構築する画像診断装置であって、

前記送受信部の回転と移動を行った際に、前記管腔内に流したフラッシュ液の、前記超音波信号の伝播速度を取得する取得手段と、

前記超音波信号の送受信方向の各位置からの反射信号の強度を表す超音波ラインデータを、所定の伝播速度に基づいて生成する生成手段と、

前記生成手段により生成された超音波ラインデータにおける、前記カテーテルシースの外表面から前記管腔の内腔位置に至る範囲内であって、前記フラッシュ液が流れる範囲内の各位置の位置情報を、前記所定の伝播速度と、前記取得手段により取得された伝播速度との比率に基づいて変換する変換手段と、を備え、

前記第1の断層画像を、前記変換手段により変換された超音波ラインデータを用いて構築することを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、複数の送受信部を有する画像診断装置において、構築する断層画像のスケール誤差を低減させることが可能となる。

【0012】

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】

【0013】

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の信号処理部428の機能構成を示す図である。

【図6】図6は、生成される断層画像のデータ構造を説明するための図である。

【図7A】図7Aは、超音波ラインデータ変換処理の概要を説明するための図である。

【図7B】図7Bは、超音波ラインデータ変換処理の概要を説明するための図である。

【図8】図8は、超音波ラインデータ変換処理の流れを示すフローチャートである。

【図9】図9は、超音波ラインデータ変換処理の概要を説明するための図である。

【図10】図10は、超音波ラインデータ変換処理の流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、必要に応じて添付図面を参照しながら本発明の各実施形態の詳細を説明する。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】

[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

10

20

30

40

50

を備える画像診断装置) 100の外観構成を示す図である。

【0016】

図1に示すように、画像診断装置100は、プローブ部101と、スキャナ及びプルバック部102と、操作制御装置103とを備え、スキャナ及びプルバック部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。

【0017】

プローブ部101は、直接血管(被測定体の管腔)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(反射信号)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(反射信号)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。

10

【0018】

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動作及び軸周りの回転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。

【0019】

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、血管内の断層画像を表示するための機能を備える。

20

【0020】

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超音波ラインデータを処理することで、超音波断層画像を構築する。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光ラインデータを処理することで、光断層画像を構築する。

【0021】

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層画像を表示する。

30

【0022】

<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、ガイドワイヤルーメンを構成するガイドワイヤルーメン用チューブ203が設けられている。カテーテルシース201は、ガイドワイヤルーメン用チューブ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。

40

【0023】

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挿し、送受信部221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。

【0024】

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

50

ネクタ２０２a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２０２bとを備える。

【００２５】

シースコネクタ２０２a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。

【００２６】

駆動シャフトコネクタ２０２b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。

【００２７】

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。

【００２８】

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。

【００２９】

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。

【００３０】

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。

【００３１】

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。

【００３２】

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用ルーメンを有する。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。

【００３３】

< 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。

【００３４】

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距離Ｌだけ離れて配置されている。

【００３５】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

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 の超音波送受信方向（仰角方向）、及び、光送受信部 3 2 0 の光送受信方向（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、各送受信方向は、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。

【 0 0 3 7 】

駆動シャフト 2 2 2 の内部には、超音波送受信部 3 1 0 と接続された電気信号ケーブル 3 1 1 と、光送受信部 3 2 0 に接続された光ファイバケーブル 3 2 1 とが配されており、電気信号ケーブル 3 1 1 は、光ファイバケーブル 3 2 1 に対して螺旋状に巻き回されている。

10

【 0 0 3 8 】

図 3 の 3 b 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 3 b 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 3 1 0 の超音波送受信方向（周方向（方位角方向ともいう））は、 θ 度となっている。

【 0 0 3 9 】

図 3 の 3 c 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 3 c に示すように、紙面下方向を 0 度とした場合、光送受信部 3 2 0 の光送受信方向（周方向）は、0 度となっている。つまり、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 は、超音波送受信部 3 1 0 の超音波送受信方向（周方向）と、光送受信部 3 2 0 の光送受信方向（周方向）とが、互いに θ 度の角度差をもって配置されている。

20

【 0 0 4 0 】

< 4 . 画像診断装置の機能構成 >

次に、画像診断装置 1 0 0 の機能構成について説明する。図 4 は、I V U S の機能と O C T（ここでは、一例として波長掃引型 O C T）の機能とを組み合わせた画像診断装置 1 0 0 の機能構成を示す図である。なお、I V U S の機能と他の O C T 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。

【 0 0 4 1 】

(1) I V U S の機能

イメージングコア 2 2 0 は、先端内部に超音波送受信部 3 1 0 を備えており、超音波送受信部 3 1 0 は、超音波信号送受信器 4 5 2 より送信されたパルス波に基づいて、超音波を血管内の生体組織に送信するとともに、その反射波を受信し、アダプタ 4 0 2 及びスリップリング 4 5 1 を介して超音波信号として超音波信号送受信器 4 5 2 に送信する。

30

【 0 0 4 2 】

なお、スキャナ及びブルバック部 1 0 2 において、スリップリング 4 5 1 の回転駆動部側は回転駆動装置 4 0 4 のラジアル走査モータ 4 0 5 により回転駆動される。これにより、イメージングコア 2 2 0 の回転動作が規定される。なお、ラジアル走査モータ 4 0 5 の回転角度は、エンコーダ部 4 0 6 により検出される。更に、スキャナ及びブルバック部 1 0 2 は、直線駆動装置 4 0 7 を備え、信号処理部 4 2 8 からの信号に基づいて、イメージングコア 2 2 0 の軸方向動作を規定する。

40

【 0 0 4 3 】

超音波信号送受信器 4 5 2 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 4 2 8 から送信された制御信号に基づいて、イメージングコア 2 2 0 内の超音波送受信部 3 1 0 に対してパルス波を送信する。

【 0 0 4 4 】

また、受信波回路は、イメージングコア 2 2 0 内の超音波送受信部 3 1 0 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 4 5 3 により増幅された後、検波器 4 5 4 に入力され検波される。

【 0 0 4 5 】

更に、A / D 変換器 4 5 5 では、検波器 4 5 4 より出力された超音波信号を 3 0 . 6 M

50

Hz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(超音波送受信部310による超音波の送受信方向における各位置からの反射信号の強度を表すデジタルデータである「超音波ラインデータ」)を生成する。なお、ここでは、30.6MHzとしているが、これは血管組織における超音波の伝播速度を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。

【0046】

A/D変換器455にて生成されたライン単位の超音波ラインデータは信号処理部428に入力される。信号処理部428では、超音波ライン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層画像を構築し、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

10

【0047】

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。そして、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層画像の構築を行う。また、モータ制御回路429のビデオ同期信号は、回転駆動装置404にも送られる。そして、回転駆動装置404では、受信したビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力する。

【0048】

(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とポリゴンスキヤニングフィルタ(408b)よりなる、Extended-cavity Laserの一種である。

20

【0049】

SOA415から出力された光は、光ファイバ416を進み、ポリゴンスキヤニングフィルタ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。

【0050】

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。

30

【0051】

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。

【0052】

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。

40

【0053】

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。

【0054】

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

50

ファイバ 4 4 2 の先端側には、プローブ部 1 0 1 の第 5 のシングルモードファイバ 4 4 3 がアダプタ 4 0 2 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 2 2 0 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 4 4 3 に、波長掃引光源 4 0 8 からの光が伝送される。

【 0 0 5 5 】

伝送された光は、イメージングコア 2 2 0 の光送受信部 3 2 0 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 2 2 0 の光送受信部 3 2 0 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 4 4 0 側に戻る。さらに、光カップラ部 4 4 1 によりその一部が第 2 のシングルモードファイバ 4 4 5 側に移り、第 2 のシングルモードファイバ 4 4 5 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 4 2 4 ）にて受光される。

10

【 0 0 5 6 】

なお、光ロータリジョイント 4 0 3 の回転駆動部側は回転駆動装置 4 0 4 のラジアル走査モータ 4 0 5 により回転駆動される。

【 0 0 5 7 】

一方、第 3 のシングルモードファイバ 4 4 4 の光カップラ部 4 4 1 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 4 3 2 が設けられている。

【 0 0 5 8 】

この光路長の可変機構 4 3 2 はプローブ部 1 0 1 を交換して使用した場合の個々のプローブ部 1 0 1 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

【 0 0 5 9 】

第 3 のシングルモードファイバ 4 4 4 およびコリメートレンズ 4 1 8 は、その光軸方向（矢印 4 2 3 ）に移動自在な 1 軸ステージ 4 2 2 上に設けられており、光路長変化手段を形成している。

【 0 0 6 0 】

具体的には、1 軸ステージ 4 2 2 はプローブ部 1 0 1 を交換した場合に、プローブ部 1 0 1 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 4 2 2 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 1 0 1 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、参照光と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

【 0 0 6 1 】

1 軸ステージ 4 2 2 で光路長が微調整され、グレーティング 4 1 9、レンズ 4 2 0 を介してミラー 4 2 1 にて反射された光は第 3 のシングルモードファイバ 4 4 4 の途中に設け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 2 】

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。

40

【 0 0 6 3 】

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 8 0 k H z にした場合に、波長掃引の周期（1 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 6 4 】

50

A/D変換器427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428に
入力される。信号処理部428では干渉光データをFFT（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（光送受信部320による光の送受信の方向における各位
置からの反射光の強度を表すデータである「光ラインデータ」）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L
CDモニタ113に出力する。

【0065】

なお、信号処理部428は、更に光路長調整手段制御装置430と接続されており、光
路長調整手段制御装置430を介して上記1軸ステージ422の位置の制御を行う。

【0066】

<5. 信号処理部428の説明>

次に、画像診断装置100の信号処理部428の機能構成について説明する。図5は、
画像診断装置100の信号処理部428の機能構成ならびに関連する機能ブロックを示し
た図である。なお、図5に示す機能構成は、専用のハードウェアを用いて実現されてもよ
いし、その一部がソフトウェアにより（つまり、コンピュータが当該機能を実現するた
めのプログラムを実行することにより）実現されてもよい。

【0067】

図5に示すように、A/D変換器427で生成された干渉光データ521は、信号処理
部428内の光ラインデータ生成部501において、モータ制御回路429から出力され
るラジアル走査モータ405のエンコーダ部406の信号を用いて、1回転あたりのライ
ン数が512本となるように処理される。

【0068】

光ラインデータ生成部501より出力された光ラインデータ522は、制御部506か
らの指示に基づいて、1回転分（1フレーム）ごとに、光ラインデータメモリ502に格
納される。このとき、制御部506では、直線駆動装置407の移動量検出器より出力さ
れたパルス信号541をカウントしておき、光ラインデータ522を光ラインデータメモ
リ502に格納する際、それぞれの光ラインデータ522を生成した際のカウント値を対
応付けて格納する。

【0069】

カウント値と対応付けて格納された光ラインデータ523は、光断層画像構築部504
に入力され、各種処理（ライン加算平均処理、フィルタ処理等）が施された後、Rθ変換
され、順次光断層画像525として出力される。

【0070】

また、カウント値と対応付けて格納された光ラインデータ524は、並行して、内腔距
離算出部503にも入力される。内腔距離算出部503では、各光ラインデータより、シ
ース外表面位置及び内腔位置をそれぞれ検出し、シース外表面位置から内腔位置までの内
腔距離dを算出する。なお、算出した内腔距離dは、内腔距離情報として超音波ラインデ
ータ変換部513に入力される。

【0071】

なお、光断層画像構築部504より出力された光断層画像525は、画像処理部505
において、LCDモニタ113に表示するための画像処理が施された後、光断層画像52
6としてLCDモニタ113に出力される。

【0072】

同様に、A/D変換器455で生成された超音波データ531は、信号処理部428内
の超音波ラインデータ生成部511において、モータ制御回路429から出力されるラジ
アル走査モータ405のエンコーダ部406の信号を用いて、1回転あたりのライン数が
512本となるように処理される。なお、このとき生成される超音波ラインデータは、血
管組織における超音波の伝播速度 V_0 を用いて生成されるものとする。

【0073】

超音波ラインデータ生成部511より出力された超音波ラインデータ532は、制御部

10

20

30

40

50

506からの指示に基づいて、1回転分(1フレーム)ごとに、超音波ラインデータメモリ512に格納される。このとき、制御部506では、直線駆動装置407の移動量検出器より出力されたパルス信号541をカウントしておき、超音波ラインデータ532を超音波ラインデータメモリ512に格納する際、それぞれの超音波ラインデータ532を生成した際のカウンタ値と対応付けて格納する(なお、この時対応づけられるカウンタ値は、超音波送受信部310と光送受信部320との間の角度差 θ 及び距離Lが考慮されたカウンタ値であるとする。つまり、同じカウンタ値であれば、超音波ラインデータと光ラインデータとは、血管内の同じ位置を示しているものとする)。

【0074】

カウンタ値と対応付けて格納された超音波ラインデータ533は、超音波ラインデータ変換部513に入力され、制御部506より受信したフラッシュ液(フラッシュ動作を行う際に用いる媒質)に関する情報と、内腔距離算出部503より受信した内腔距離情報(Td)に基づいて、スケール変換処理が実行される(制御部506には、フラッシュ液に関する情報として、予めフラッシュ液の種類ごとに区分けして、対応する超音波伝播速度が記憶されているものとする。なお、デフォルトとして血管組織内の超音波伝播速度もあわせて記憶されているものとする)。

【0075】

なお、スケール変換処理は、超音波ラインデータのうち、シース外表面位置から内腔距離Tdの範囲を対象として実行されるものとする(詳細は後述)。また、フラッシュ液情報は、操作パネル112を介してユーザにより入力されるものとする。

【0076】

超音波ラインデータ変換部513においてスケール変換処理された超音波ラインデータ534は、超音波断層画像構築部514に入力される。そして、制御部506からの指示に基づいて、超音波断層画像構築部514にて各種処理(ライン加算平均処理、フィルタ処理等)が施された後、R θ 変換され、順次超音波断層画像535として出力される。

【0077】

更に、画像処理部505において、LCDモニタ113に表示するための画像処理が施され、超音波断層画像536としてLCDモニタ113に出力される。

【0078】

<6. イメージングコア220の動作>

次に、血管内におけるイメージングコア220の動作と、当該イメージングコア220の動作により取得されるラインデータ(超音波ラインデータ及び光ラインデータ)との関係について説明する。

【0079】

図6は、イメージングコア220を血管600内に挿通させた状態を、血管600の断面方向から見た様子を示している。かかる状態で断層画像の構築処理が開始されると、イメージングコア220を内挿するカテーテルシースの外側であって、内腔位置の内側(つまり、シース外表面位置と内腔位置との間)をフラッシュ液が流れるとともに、イメージングコア220が、ラジアル走査モータ405により矢印602方向に回転する。

【0080】

このとき、超音波送受信部310では、各回転角度にて超音波の送信/受信が行われる。ライン1、2、・・・512は各回転角度における超音波の送受信方向を示している。本実施形態に係る画像診断装置100では、超音波送受信部310が血管600内において360度回転する間に、512回の超音波の送信/受信が断続的に行われる。これにより、512本の超音波ラインデータが生成される。

【0081】

同様に、光送受信部320からも、各回転角度にて光の送信/受信が行われる。光送受信部320においても血管600内において360度回転する間に、512回の光の送信/受信が連続的に行われる。これにより、512本の光ラインデータが生成される。

【0082】

< 7 . 超音波ラインデータのスケール変換処理の概要 >

次に、超音波ラインデータのスケール変換処理の概要について図 7 A、図 7 B を参照しながら説明する。図 7 A、図 7 B は、超音波ラインデータのスケール変換処理の概要を説明するための図であり、図 7 A は、内腔距離算出部 5 0 3 における内腔距離算出処理を示しており、図 7 B は、超音波ラインデータ変換部 5 1 3 におけるスケール変換処理を示している。

【 0 0 8 3 】

図 7 A に示すように、内腔距離算出部 5 0 3 では、光ラインデータメモリ 5 0 2 に格納されたライン n (n は 1 ~ 5 1 2 の任意の整数) の光ラインデータより、シース外表面位置及び内腔位置をそれぞれ検出する。更に、内腔距離算出部 5 0 3 では、検出したシース外表面位置と内腔位置とに基づいて、シース外表面位置から内腔位置までの距離 (「内腔距離 d 」と称す) を算出する。内腔距離算出部 5 0 3 において算出された内腔距離 d は、超音波ラインデータ変換部 5 1 3 に入力される。

10

【 0 0 8 4 】

ここで、図 7 B に示すように、超音波ラインデータ変換部 5 1 3 では、制御部 5 0 6 より、フラッシュ動作に用いられるフラッシュ液 α における超音波の伝播速度 V_m を受信する。

【 0 0 8 5 】

超音波ラインデータ変換部 5 1 3 では、当該フラッシュ液 α 中に超音波を伝播させた場合の、シース外表面位置から内腔位置までの時間 T_d ($= d / V_m$) を算出する (ここでは、超音波ラインデータよりシース外表面位置を検出し、超音波が当該シース外表面位置を通過する時点での時間 T を “ 0 ” としている)。

20

【 0 0 8 6 】

このとき算出される時間 T_d は、超音波がフラッシュ液 α 中を伝播している時間であるから、フラッシュ液 α 中の超音波の伝播速度 V_m を積算することにより、超音波ラインデータ上で正確な内腔位置を特定することができる。

【 0 0 8 7 】

しかしながら、本実施形態において超音波ラインデータを生成するにあたっては、超音波の伝播速度として、血管組織中の超音波の伝播速度 V_0 が用いられている。このため、超音波ラインデータ変換部 5 1 3 に入力される超音波ラインデータは、いずれも、シース外表面位置から距離 $D_f = T_d \times V_0$ までの範囲において、スケール誤差が含まれていることとなる。反対に、シース外表面位置から距離 D_f よりも離れた位置は血管組織であるため (つまり、フラッシュ液が存在しないため)、超音波の伝播速度は、 V_0 を用いるのが適当である (図 7 B の紙面上側参照)。

30

【 0 0 8 8 】

そこで、超音波ラインデータ変換部 5 1 3 では、スケールが不正確な範囲である、シース外表面位置から距離 D_f までの範囲をスケール変換の対象範囲として、スケール変換処理を行う。具体的には、当該対象範囲の超音波ラインデータについて、シース外表面からの各位置座標 (各位置の位置情報) に、 V_m / V_0 を積算する。

【 0 0 8 9 】

これにより、スケール変換の対象範囲内 (シース外表面位置から距離 D_f の範囲内) の各位置座標が、シース外表面位置から距離 $D_f' (= T_d \times V_m)$ の範囲内の各位置座標へと変換される。図 7 B の例では、 $V_m < V_0$ であるため、スケール変換前のシース外表面位置から内腔位置までの距離と比べて、スケール変換後のシース外表面から内腔位置までの距離は短くなる (V_m と V_0 との間の比率分だけ短くなる)。このため、この範囲の超音波ラインデータは間引きされることとなる。

40

【 0 0 9 0 】

なお、シース外表面位置から距離 D_f よりも離れた位置 (内腔位置よりも外側の血管組織) の超音波ラインデータに対しては、スケール変換処理を行う必要がないため、スケール変換処理が行われた超音波ラインデータの後に、そのまま平行移動して組み合わせられる

50

こととなる。この結果、スケール変換後の超音波ラインデータが生成される（図 7 B の紙面下側参照）。

【 0 0 9 1 】

< 8 . 超音波ラインデータ変換処理の流れ >

次に、信号処理部 4 2 8 における超音波ラインデータ変換処理の流れについて説明する。図 8 は、信号処理部 4 2 8 における 1 フレーム分の超音波ラインデータ変換処理の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 9 2 】

図 8 に示すように、ステップ S 8 0 1 では、フラッシュ液の種類を識別し、ステップ S 8 0 2 では、ステップ S 8 0 1 において識別されたフラッシュ液の種類に応じた超音波伝播速度 V_m を制御部 5 0 6 より超音波ラインデータ変換部 5 1 3 に送信する。

10

【 0 0 9 3 】

ステップ S 8 0 3 では、カウンタ n に “ 1 ” を入力し、ステップ S 8 0 4 では、ライン n （ここでは、ライン 1）の光ラインデータについて、シース外表面位置及び内腔位置を検出する。更に、ステップ S 8 0 5 では、シース外表面位置及び内腔位置に基づいて、ライン n の光ラインデータにおける内腔距離 d を算出する。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 8 0 6 では、血管組織における超音波伝播速度として予め設定されている値（ V_0 ）と、ステップ S 8 0 2 において送信された超音波伝播速度 V_m と、ステップ S 8 0 5 において取得された内腔距離 d とに基づいて、スケール変換対象範囲を特定する。具体的には、超音波ラインデータにおいて検出されるシース外表面位置から距離 D_f （ $= (d / V_m) \times V_0$ ）をスケール変換対象範囲として特定する。

20

【 0 0 9 5 】

ステップ S 8 0 7 では、ステップ S 8 0 6 において特定されたスケール変換対象範囲内における超音波ラインデータについて、スケール変換処理を行うとともに、スケール変換対象範囲以外の超音波ラインデータの各位置座標を平行移動させた後、スケール変換対象範囲内の超音波ラインデータと組み合わせることで、スケール変換後の超音波ラインデータを生成する。

【 0 0 9 6 】

ステップ S 8 0 8 では、カウンタ n をインクリメントし、ステップ S 8 0 9 では、カウンタ n が 5 1 2 より大きいかなかを判定する。ステップ S 8 0 9 においてカウンタ n が 5 1 2 以下であると判定された場合には、ステップ S 8 0 4 に戻り、1 フレームを形成する 5 1 2 本の超音波ラインデータに対して、スケール変換処理を行う。

30

【 0 0 9 7 】

一方、1 フレームを形成する 5 1 2 本の超音波ラインデータに対して、スケール変換処理が完了した場合には、処理を終了する。

【 0 0 9 8 】

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 1 0 0 では、

- ・超音波ラインデータ変換部を配し、超音波ラインデータごとにスケール変換処理を行う構成とした。
- ・スケール変換処理を行うにあたっては、フラッシュ液の種類に応じた超音波伝播速度を用いる構成とした。
- ・光ラインデータに基づいて算出された内腔距離を用いて、スケール変換対象範囲を特定する構成とした。
- ・スケール変換前の超音波ラインデータを生成する際に用いた、血管組織内の超音波伝播速度と、フラッシュ液の種類に応じた超音波伝播速度との比率に基づいて、特定されたスケール変換対象範囲についてスケール変換処理を行う構成とした。

40

【 0 0 9 9 】

これにより、フラッシュ液の種類に関わらず、超音波断層画像のスケール誤差を低減させることが可能となった。

50

【 0 1 0 0 】

[第 2 の実施形態]

上記第 1 の実施形態では、血管組織における超音波伝播速度 V_0 を用いて超音波ラインデータを生成したうえで、フラッシュ液が流れる領域に対応する範囲内の超音波ラインデータについてスケール変換処理を行う構成としたが、本発明はこれに限定されない。

【 0 1 0 1 】

例えば、フラッシュ液における超音波伝播速度 V_m を用いて超音波ラインデータを生成したうえで、血管組織の範囲内の超音波ラインデータについてスケール変換処理を行う構成としてもよい。以下、本実施形態の詳細について説明する。

【 0 1 0 2 】

< 1 . 超音波ラインデータのスケール変換処理の概要 >

はじめに、本実施形態における超音波ラインデータのスケール変換処理の概要について図 7 A 及び図 9 を参照しながら説明する。図 7 A 及び図 9 は、超音波ラインデータのスケール変換処理の概要を説明するための図であり、図 7 A は、上述したとおり、内腔距離算出部 5 0 3 における内腔距離算出処理を示しており、図 9 は、超音波ラインデータ変換部 5 1 3 におけるスケール変換処理を示している。なお、図 7 A については既に上記第 1 の実施形態において説明済みであるため、ここでは説明を省略する。

【 0 1 0 3 】

図 9 に示すように、超音波ラインデータ変換部 5 1 3 では、制御部 5 0 6 より、フラッシュに用いられるフラッシュ液 α における超音波の伝播速度 V_m を受信する。

【 0 1 0 4 】

超音波ラインデータ変換部 5 1 3 では、当該フラッシュ液 α 中に超音波を伝播させた場合の、シース外表面位置から内腔位置までの時間 T_d を算出する（ここでは、超音波ラインデータよりシース外表面位置を検出し、超音波が当該シース外表面位置を通過する時点での時間 T を “ 0 ” としている）。

【 0 1 0 5 】

このとき算出される時間 T_d は、超音波がフラッシュ液 α 内を伝播している時間であるから、フラッシュ液 α 中の超音波の伝播速度 V_m を積算すれば、超音波ラインデータ上で正確な内腔位置（シース外表面位置から距離 $D_f = T_d \times V_m$ の位置、すなわち d ）を特定することができる。

【 0 1 0 6 】

本実施形態では、超音波ラインデータが、フラッシュ液 α 中の超音波の伝播速度 V_m に基づいて生成されているため、超音波ラインデータ上において、シース外表面位置から距離 D_f までの範囲は、超音波の伝播速度に影響のない範囲（つまり、スケール変換非対象範囲）であるといえる。

【 0 1 0 7 】

一方、超音波ラインデータのうち、シース外表面位置から距離 D_f よりも離れた位置（内腔位置よりも外側の血管組織内）の超音波ラインデータは、血管組織中の伝播速度 V_0 を用いて生成されていない。このため、超音波ラインデータ変換部 5 1 3 に入力される超音波ラインデータは、いずれも、シース外表面位置から距離 $D_f = T_d \times V_m$ より離れた範囲において、スケール誤差が含まれていることとなる（図 9 の紙面上側参照）。

【 0 1 0 8 】

そこで、スケールが不正確な範囲である、シース外表面位置から距離 D_f より離れた範囲をスケール変換の対象範囲として、スケール変換処理を行う。具体的には、当該対象範囲の超音波ラインデータについて、内腔位置（シース外表面から距離 D_f の位置）を基準とする各位置座標に、 V_0 / V_m を積算する。

【 0 1 0 9 】

これにより、スケール変換の対象範囲内（シース外表面位置から距離 D_f より離れた範囲内）の各位置の位置座標が変換される。図 9 の例では、 $V_m < V_0$ であるため、スケール変換前の範囲と比べて、スケール変換後の範囲は広がる（ V_m と V_0 との間の比率分

10

20

30

40

50

だけ広くなる)。このため、この範囲の超音波ラインデータは補間されることとなる。

【0110】

なお、シース外表面位置から距離 D_f までの超音波ラインデータに対しては、スケール変換が行われないため、スケール変換された範囲の超音波ラインデータがそのまま組み合わせられることとなる。この結果、スケール変換後の超音波ラインデータが生成される(図9の紙面下側参照)。

【0111】

<2. 超音波ラインデータ変換処理の流れ>

次に、信号処理部428における超音波ラインデータ変換処理の流れについて説明する。図10は、信号処理部428における1フレーム分の超音波ラインデータ変換処理の流れを示すフローチャートである。

10

【0112】

なお、図10に示す各工程のうち、上記第1の実施形態の図8の各工程と同様の工程については、同じ参照番号を付すこととし、ここでは説明を省略する。図8との相違点は以下のとおりである。

【0113】

ステップS1006では、ステップS805において取得された内腔距離 d に基づいて、スケール変換非対象範囲を特定する。具体的には、ステップS804において検出されたシース外表面位置から距離 $D_f (= d)$ をスケール変換非対象範囲として特定する。

【0114】

20

ステップS1007では、ステップS1006において特定されたスケール変換非対象範囲を除く範囲の超音波ラインデータについてスケール変換し、スケール変換非対象範囲の超音波ラインデータと組み合わせることで、スケール変換後の超音波ラインデータを生成する。

【0115】

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、

- ・超音波ラインデータ変換部を配し、超音波ラインデータごとにスケール変換処理を行う構成とした。
- ・スケール変換処理を行うにあたっては、血管組織における超音波伝播速度を用いる構成とした。
- ・光ラインデータに基づいて算出された内腔距離を用いて、スケール変換非対象範囲を特定したうえで、スケール変換対象範囲を特定する構成とした。
- ・スケール変換前の超音波ラインデータを生成する際に用いた、フラッシュ液の種類に応じた超音波伝播速度と、血管組織内の超音波伝播速度との間の比率に基づいて、特定されたスケール変換対象範囲についてスケール変換処理を行う構成とした。

30

【0116】

これにより、フラッシュ液の種類に関わらず、超音波断層画像のスケール誤差を低減させることが可能となった。

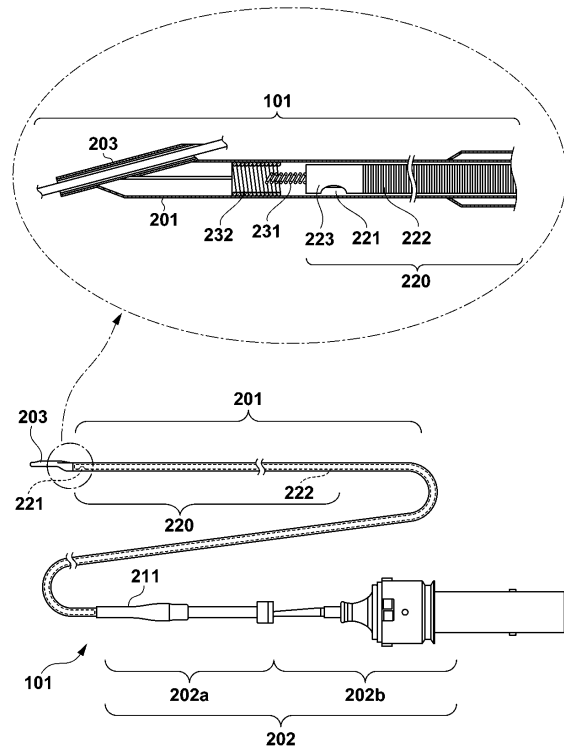
【0117】

[その他の実施形態]

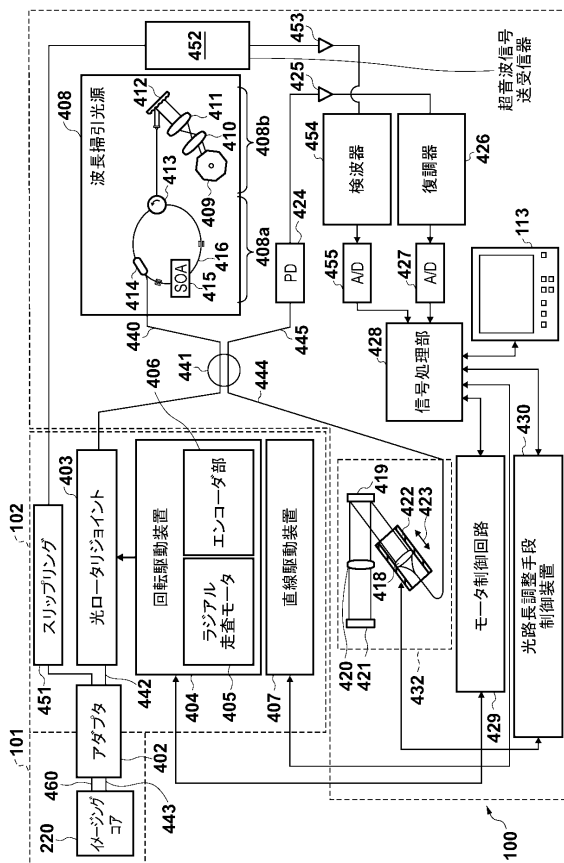
40

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。

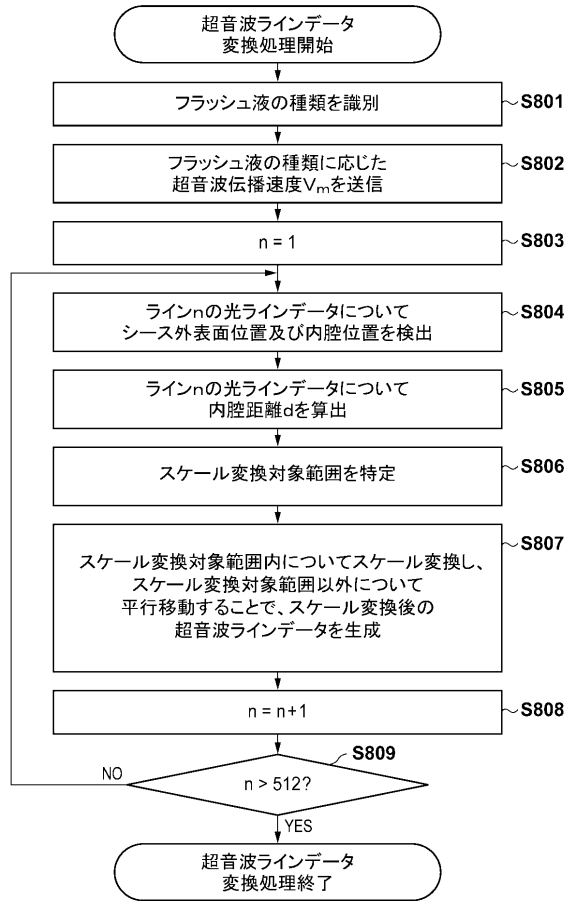
【 図 2 】



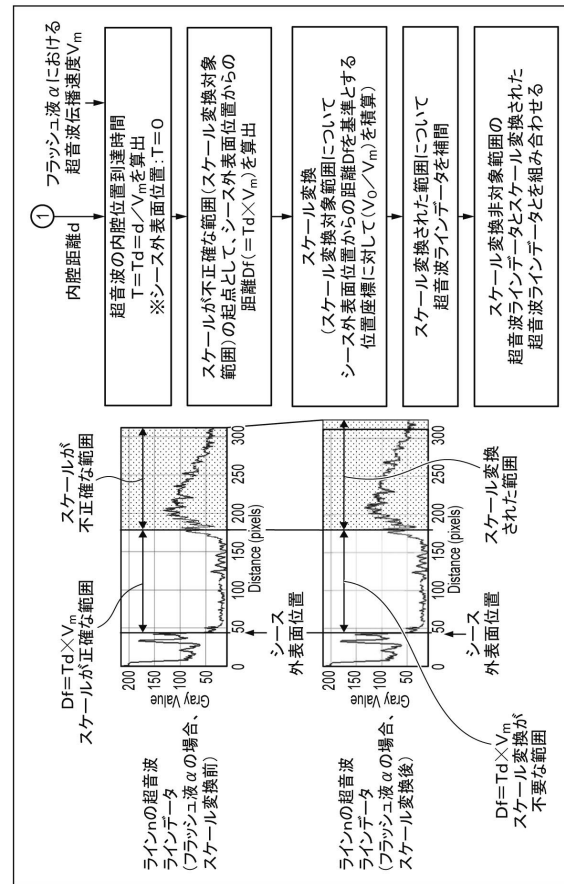
【圖 4】



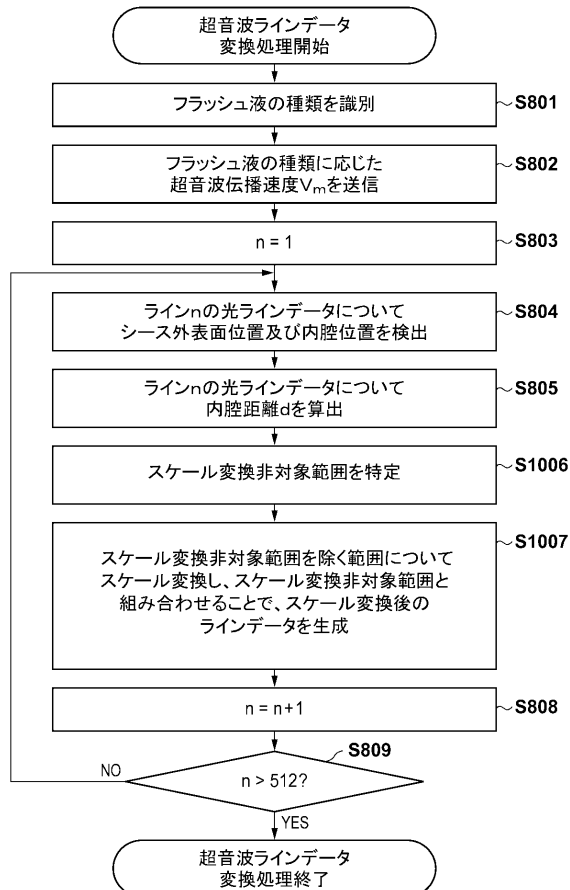
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 伊藤 エマ
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

審査官 山口 裕之

- (56)参考文献 特表2010-508973(JP,A)
特開2009-100997(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	图像诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP6125615B2	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	JP2015509610	申请日	2013-04-05
[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	伊藤工マ 森 功		
发明人	伊藤 工マ 森 功		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B5/0035 A61B5/02007 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/4427 A61B8/4444 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/462 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5261 A61B8/54 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
审查员(译)	山口博之		
其他公开文献	JPWO2014162367A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在具有多个发送和接收部分的图像诊断装置中，要生成的断层图像的比例误差减小。根据本发明的图像诊断装置包括：获取装置，用于获取冲洗液体中的超声波信号的传播速度;生成装置，用于基于血管组织中的超声波信号的传播速度生成超声波线数据;对于由产生装置产生的每个超声线数据，在闪光液体流动的范围内的每个位置的位置信息，并且转换装置用于基于血管组织中的传播速度与冲洗液中的传播速度之间的比率来转换超声线数据，并且通过使用由转换装置转换的超声线数据来构建血管的断层图像。如图1所示。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6125615号 (P6125615)
(45) 発行日 平成29年5月10日 (2017. 5. 10)	(24) 登録日 平成29年4月14日 (2017. 4. 14)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 1 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 2 A 6 1 B 1 / 0 0 3 0 0 D A 6 1 B 1 / 0 0 3 0 0 F	
請求項の数 8 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-509610 (P2015-509610) (86) (22) 出願日 平成25年4月5日 (2013. 4. 5) (86) 国際出願番号 PCT / JP2013 / 002384 (87) 国際公開番号 W02014 / 162367 (87) 国際公開日 平成26年10月9日 (2014. 10. 9) 審査請求日 平成27年10月2日 (2015. 10. 2)	(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 4 番 1 号 (74) 代理人 100076428 弁理士 大塚 康徳 (74) 代理人 100115071 弁理士 大塚 康弘 (74) 代理人 100112508 弁理士 高柳 司郎 (74) 代理人 100116884 弁理士 木村 秀二 (74) 代理人 100130409 弁理士 下山 治 (74) 代理人 100134175 弁理士 永川 行光	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 画像診断装置及びプログラム		