

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5913607号

(P5913607)

(45) 発行日 平成28年4月27日 (2016. 4. 27)

(24) 登録日 平成28年4月8日 (2016. 4. 8)

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

請求項の数 11 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2014-537831 (P2014-537831)	(73) 特許権者	000109543
(86) (22) 出願日	平成24年9月26日 (2012. 9. 26)		テルモ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/006131		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(87) 国際公開番号	W02014/049644	(74) 代理人	100076428
(87) 国際公開日	平成26年4月3日 (2014. 4. 3)		弁理士 大塚 康德
審査請求日	平成27年3月2日 (2015. 3. 2)	(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】 校正治具、画像診断装置及び画像診断装置の校正方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の信号の送受信を行う第1の送受信部と、第2の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第1の信号と該第2の送受信部が送受信した第2の信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第1の断層画像及び第2の断層画像を生成する画像診断装置であって、

前記第1の信号と前記第2の信号とを反射する反射部が配され、前記送受信部が挿通される管腔を有する校正治具について、前記第1の送受信部が送受信した第1の信号に基づいて、該校正治具の第1の断層画像を生成し、前記第2の送受信部が送受信した第2の信号に基づいて該校正治具の第2の断層画像を生成する生成手段と、

前記校正治具の第1の断層画像において検出された前記反射部の位置情報と、前記校正治具の第2の断層画像において検出された前記反射部の位置情報とに基づいて、前記第1の送受信部と前記第2の送受信部との間の、軸周りにおける周方向の角度差を算出する算出手段と、

前記被測定体の管腔内の第1の断層画像及び第2の断層画像を表示する場合において、前記算出手段により算出された角度差に応じて、前記被測定体の管腔内の第1の断層画像または第2の断層画像の周方向の角度を補正する補正手段と

を備えることを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

10

20

前記反射部は、前記校正治具において、軸方向に一定のピッチで螺旋状に配されており、

前記算出手段は、前記校正治具の第1の断層画像において、各フレームごとに検出された前記反射部のフレーム端からの角度と、前記校正治具の第2の断層画像において、各フレームごとに検出された前記反射部のフレーム端からの角度との差を算出することにより、前記周方向の角度差を算出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】

前記反射部は、前記校正治具において螺旋状に配され、かつ、螺旋のピッチが、前記校正治具の軸方向に向かって変化するように配されており、

前記算出手段は、

前記校正治具の第1の断層画像において、各フレームごとに検出された前記反射部の隣接するフレーム間における周方向の角度差と、各フレームごとに検出された前記反射部の軸方向の位置と、に基づいて算出される第1の近似式と、

前記校正治具の第2の断層画像において、各フレームごとに検出された前記反射部の隣接するフレーム間における周方向の角度差と、各フレームごとに検出された前記反射部の軸方向の位置と、に基づいて算出される第2の近似式と、

を用いて、前記第1の送受信部と前記第2の送受信部との間の、前記周方向の角度差と、軸方向の距離差と、を算出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4】

前記算出手段は、前記第1の近似式と前記第2の近似式とが重なるように、該第1の近似式または該第2の近似式を移動させた場合の移動量に基づいて、前記第1の送受信部と前記第2の送受信部との間の、前記周方向の角度差と、前記軸方向の距離差と、を算出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】

前記反射部は、前記校正治具の軸方向に略平行な直線により形成されており、

前記算出手段は、前記校正治具の第1の断層画像において、各フレームごとに検出された前記反射部のフレーム端からの角度と、前記校正治具の第2の断層画像において、各フレームごとに検出された前記反射部のフレーム端からの角度との差を算出することにより、前記周方向の角度差を算出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6】

前記反射部は、有線部分と断線部分とが交互に繰り返される断続線により形成されており、かつ、該断続線の有線部分の長さまたは断線部分の長さのいずれかが、前記校正治具の軸方向に向かって変化しており、

前記算出手段は、前記校正治具の第1の断層画像において、前記反射部を検出したフレームの連続する長さと、前記校正治具の第2の断層画像において、前記反射部を検出したフレームの連続する長さとが、互いに一致するように、前記校正治具の第1の断層画像または前記校正治具の第2の断層画像を軸方向に移動させた場合の移動量を算出することにより、前記第1の送受信部と前記第2の送受信部との間の軸方向の距離差を算出することを特徴とする請求項5に記載の画像診断装置。

【請求項7】

前記反射部の位置情報には、軸周りにおける周方向の角度が含まれ、

前記軸周りにおける周方向の角度は、前記第1及び第2の送受信部が前記校正治具の中心位置を軸方向に移動した場合の角度に変換された角度であ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8】

第1の信号の送受信を行う第1の送受信部と、第2の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第1の信号と該第2の送受信部が送受信した第2の信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第1の断層画像及び第2の断層画像を生成する画像診断装置の校正方法であって、

10

20

30

40

50

前記第１の信号と前記第２の信号とを反射する反射部が配され、前記送受信部が挿通される管腔を有する校正治具について、前記第１の送受信部が送受信した第１の信号に基づいて、該校正治具の第１の断層画像を生成し、前記第２の送受信部が送受信した第２の信号に基づいて該校正治具の第２の断層画像を生成する生成工程と、

前記校正治具の第１の断層画像において検出された前記反射部の位置情報と、前記校正治具の第２の断層画像において検出された前記反射部の位置情報とに基づいて、前記第１の送受信部と前記第２の送受信部との間の、軸周りにおける周方向の角度差を算出する算出工程と、

前記被測定体の管腔内の第１の断層画像及び第２の断層画像を表示する場合において、前記算出工程において算出された角度差に応じて、前記被測定体の管腔内の第１の断層画像または第２の断層画像の周方向の角度を補正する補正工程と

を備えることを特徴とする画像診断装置の校正方法。

【請求項 ９】

請求項 ８に記載の校正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。

【請求項 １０】

第１の信号の送受信を行う第１の送受信部と、第２の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第１の信号と該第２の送受信部が送受信した第２の信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第１の断層画像及び第２の断層画像を生成する画像診断装置を校正するための校正治具であって、

前記第１の信号と前記第２の信号とを反射する反射部が配され、かつ前記送受信部が挿通される管腔を有しており、

前記反射部は、軸方向に沿って螺旋状に配されていることを特徴とする校正治具。

【請求項 １１】

第１の信号の送受信を行う第１の送受信部と、第２の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第１の信号と該第２の送受信部が送受信した第２の信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第１の断層画像及び第２の断層画像を生成する画像診断装置を校正するための校正治具であって、

前記第１の信号と前記第２の信号とを反射する反射部が配され、かつ前記送受信部が挿通される管腔を有しており、

前記反射部は、軸方向に略平行な直線により形成されていることを特徴とする校正治具。

【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、画像診断装置を校正するための校正治具、ならびに、該校正治具を用いた画像診断装置の校正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：ＩｎｔｒａＶａｓｃｕｌａｒ 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。

【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

10

20

30

40

50

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(光断層画像)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】

【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、IVUS用の送受信部とOCT用の送受信部は、いずれも一定のサイズを有し、両者の送受信位置を完全に一致させることはできないことから、通常、両者は、軸方向にずらして配置されるか、あるいは、軸周りにおける超音波の送受信方向と光の送受信方向とが異なるように周方向に角度差をもたせて配置される。

【0007】

このため、超音波断層画像及び光断層画像の生成に際しては、IVUS用の送受信部とOCT用の送受信部との間の軸方向の距離差及び／または周方向の角度差を加味する必要がある。

【0008】

しかしながら、IVUS用の送受信部とOCT用の送受信部との間の軸方向の距離差及び／または周方向の角度差を精度よく測定することは困難であり、また、仕様上の距離差または角度差と実際の距離差または角度差との間には多少の誤差があり、完全に一致しているとは限らない。

【0009】

このようなことから、複数の送受信部を有する画像診断装置では、生成されたそれぞれの断層画像を用いて、各送受信部間の軸方向の距離差及び／または周方向の角度差を精度よく算出し、当該算出結果に基づいて、一方の断層画像を他方の断層画像に位置合わせすべく、位置補正できる構成となっていることが望ましい。

【0010】

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、各送受信部間の軸方向の距離差及び／または周方向の角度差に基づいて、生成された断層画像を位置補正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】

【0011】

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、

第1の信号の送受信を行う第1の送受信部と、第2の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第1の信号と該第2の送受信部が送受信した第2の信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第1の断層画像及び第2の断層画像を生成する画像診断装置であって、

前記第1の信号と前記第2の信号とを反射する反射部が配され、前記送受信部が挿通される管腔を有する校正治具について、前記第1の送受信部が送受信した第1の信号に基づいて、該校正治具の第1の断層画像を生成し、前記第2の送受信部が送受信した第2の信号に基づいて該校正治具の第2の断層画像を生成する生成手段と、

前記校正治具の第1の断層画像において検出された前記反射部の位置情報と、前記校正治具の第2の断層画像において検出された前記反射部の位置情報とに基づいて、前記第1の送受信部と前記第2の送受信部との間の、軸周りの角度差を算出する算出手段と、

10

20

30

40

50

前記被測定体の管腔内の第１の断層画像及び第２の断層画像を表示する場合において、前記算出手段により算出された角度差に応じて、前記被測定体の管腔内の第１の断層画像または第２の断層画像の軸周りの角度を補正する補正手段とを備える。

【発明の効果】

【００１２】

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、各送受信部間の軸方向の距離差及び／または周方向の角度差に基づいて、生成された断層画像を位置補正することができるようになる。

【００１３】

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】

【００１４】

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、画像診断装置１００を校正するための校正治具の一例を示す図である。

【図７】図７は、生成される断層画像のデータ構造を示す図である。

【図８Ａ】図８Ａは、校正治具を走査することで取得された超音波断層画像のデータの一例を示す図である。

【図８Ｂ】図８Ｂは、校正治具を走査することで取得された光断層画像のデータの一例を示す図である。

【図９】図９は、校正治具を走査することで取得された超音波断層画像及び光断層画像のデータを模式的に示した図である。

【図１０】図１０は、校正部における校正処理の流れを示すフローチャートである。

【図１１】図１１は、超音波断層画像及び光断層画像を用いて算出された、超音波送受信部と光送受信部との間の周方向の角度差を示すグラフである。

【図１２】図１２は、画像診断装置１００を校正するための校正治具の一例を示す図である。

【図１３】図１３は、校正治具を走査することで取得された超音波断層画像及び光断層画像のデータを模式的に示した図である。

【図１４】図１４は、超音波断層画像及び光断層画像を用いて算出された、超音波送受信部と光送受信部との間の周方向の角度差を示すグラフである。

【図１５】図１５は、画像診断装置１００を校正するための校正治具の一例を示す図である。

【図１６】図１６は、校正治具を走査することで取得された超音波断層画像及び光断層画像のデータを模式的に示した図である。

【図１７】図１７は、超音波断層画像及び光断層画像を用いて算出された、超音波送受信部と光送受信部との間の軸方向及び周方向のずれを示すグラフである。

【図１８】図１８は、画像診断装置１００を校正するための校正治具の一例を示す図である。

【図１９】図１９は、超音波断層画像及び光断層画像を用いて算出された、超音波送受信部及び光送受信部の軸方向及び周方向のずれを示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 20】図 20 は、校正治具とイメージングコアとの位置関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

【0016】

[第 1 の実施形態]

< 1. 画像診断装置の外観構成 >

10

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。

【0017】

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。

【0018】

プローブ部 101 は、直接血管（被測定体）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。

20

【0019】

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軸周りの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。

【0020】

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。

30

【0021】

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、超音波断層画像を生成する。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、光断層画像を生成する。

【0022】

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。

40

【0023】

< 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

50

。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。

【００２４】

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。

【００２５】

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。

10

【００２６】

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。

【００２７】

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。

【００２８】

20

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。

【００２９】

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。

30

【００３０】

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。

【００３１】

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。

【００３２】

40

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。

【００３３】

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

【００３４】

< 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

50

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。

【0035】

図 3 の 3 a 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（3 a 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。

【0036】

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

【0037】

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 の超音波送受信方向（仰角方向）、及び、光送受信部 320 の光送受信方向（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、各送受信方向は、カテーテルシース 201 の管腔内表面での反射を受信しないように 90° よりややずらして取り付けられることが望ましい。

【0038】

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。

20

【0039】

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 310 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。

【0040】

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 320 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 310 と光送受信部 320 は、超音波送受信部 310 の超音波送受信方向（周方向）と、光送受信部 320 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。

30

【0041】

< 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。

【0042】

（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、超音波を血管内の生体組織に送信するとともに、その反射波（エコー）を受信し、アダプタ 402 及びスリップリング 451 を介して超音波信号として超音波信号送受信器 452 に送信する。

40

【0043】

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。

50

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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層画像を生成し、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

【0048】

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層画像の生成を行う。

【0049】

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。

【0050】

なお、生成した超音波断層画像をLCDモニタ113に出力するにあたっては、後述する校正治具を用いて校正処理を行うことにより算出された、超音波送受信部310と光送受信部320との間の軸方向の距離差及び／または周方向の角度差を補正する補正值を用いて、位置補正した超音波断層画像を出力するものとする。

【0051】

(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。

【0052】

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。

【0053】

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。

【0054】

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50000rpm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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

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。

【0058】

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。

【0059】

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。

【0060】

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。

【0061】

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。

【0062】

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。

【0063】

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。

【0064】

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

10

20

30

40

50

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。

【００６５】

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。

【００６６】

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８０ｋＨｚ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。

【００６７】

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（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ＬＣＤモニタ１１３に出力する。

【００６８】

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

【００６９】

<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。

【００７０】

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。

【００７１】

ラインデータ生成部５０１より出力されたラインデータ５２２は、制御部５０５からの指示に基づいて、１回転分（１フレーム）ごとに、ラインデータメモリ５０２に格納される。このとき、制御部５０５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、ラインデータ５２２をラインデータメモリ５０２に格納する際、それぞれのラインデータ５２２を生成した際のカウント値を対応付けて格納する。

【００７２】

カウント値と対応付けて格納されたラインデータ５２３は、後述する校正治具を用いて校正処理を行う校正モードにおいては、制御部５０５からの指示に基づいて、校正部５０６に入力される。また、光断層画像を生成する生成モードにおいては、制御部５０５からの指示に基づいて、光断層画像構築部５０３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、Ｒθ変換され、順次光断層画像５２４として出力される。

【００７３】

10

20

30

40

50

更に、画像処理部 504 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 525 として LCD モニタ 113 に出力される。

【0074】

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。

【0075】

ラインデータ生成部 511 より出力されたラインデータ 532 は、制御部 505 からの指示に基づいて、1 回転分（1 フレーム）ごとに、ラインデータメモリ 512 に格納される。このとき、制御部 505 では、直線駆動装置 407 の移動量検出機より出力されたパルス信号 541 をカウントしておき、ラインデータ 532 をラインデータメモリ 512 に格納する際、それぞれのラインデータ 532 を生成した際のカウンタ値を対応付けて格納する。

10

【0076】

カウンタ値と対応付けて格納されたラインデータ 533 は、校正モードにおいては、制御部 505 からの指示に基づいて、校正部 506 に入力される。また、超音波断層画像を生成する生成モードにおいては、制御部 505 からの指示に基づいて、超音波断層画像構築部 513 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 534 として出力される。

20

【0077】

更に、画像処理部 504 において、LCD モニタ 113 に表示するための画像処理とが施されるとともに、校正部 506 において算出された補正值（超音波断層画像と光断層画像とを位置合わせするための補正值）を用いた位置補正処理が施されたうえで、超音波断層画像 534 として LCD モニタ 113 に出力される。

【0078】

< 6. 校正治具の説明 >

次に、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の軸方向の距離差及び周方向の角度差を算出するための校正治具について説明する。なお、本実施形態では説明を簡略化するため、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の軸方向の距離差は既知であるとし、周方向の角度差のみを算出するのに用いられる校正治具について説明する。

30

【0079】

図 6 は、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の周方向の角度差を算出するために用いられる校正治具を示す図である。図 6 の 6a、6b に示すように、校正治具は、中空の円筒形状を有しており、イメージングコア 220 が挿通される構成となっている。なお、校正治具は、専用の治具として構成されてもよいし、図 6 の 6c に示すように、イメージングコア 220 をホルダ 620 に固定して納品する際に、イメージングコア 220 を保護する目的で装着される中空の円筒形状の保護部材 630 において実現されてもよい。

40

【0080】

このうち、図 6 の 6a に示す校正治具 600 の場合、内壁面または外壁面に、軸方向に略平行に配された直線状の反射部 601 が配されている。反射部 601 は、例えば、アルミニウムにより形成されており、これにより、超音波送受信部 310 により送信された超音波及び光送受信部 320 により送信された光が、当該反射部 601 において反射される。なお、反射部 601 の材質はアルミニウムに限定されるものではなく、校正治具 600 の壁面の材質と異なる材質であればよい。

【0081】

一方、図 6 の 6b に示す校正治具 600 の場合、内壁面に、軸方向に略平行に配された直線状の溝部 611 が配されている。このように、内壁面の一部に溝部を設けることで、

50

超音波送受信部 310 により送信された超音波及び光送受信部 320 により送信された光は、当該溝部 611 において反射される。つまり、溝部 611 も広義での反射部に含まれるといえる。

【0082】

＜7. 校正治具を用いて校正を行う場合のイメージングコア 220 の動作＞

次に、校正治具 600（または 601）を用いて校正を行う場合のイメージングコア 220 の動作及び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との関係について説明する。

【0083】

図 7 の 7a は、校正処理に際して、イメージングコア 220 を校正治具 600 に挿通させた状態を、校正治具 600 の開口部側から見た様子を示している。かかる状態で校正処理が開始されると、イメージングコア 220 は、ラジアル走査モータ 405 により矢印 702 方向に回転する。

10

【0084】

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 が校正治具 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。

【0085】

同様に、光送受信部 320 から、各回転角度にて光の送信／受信が行われる。光送受信部 320 においても校正治具 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。

20

【0086】

なお、図 7 の 7a において、光の送受信方向については図示していないが、光送受信部 320 と超音波送受信部 310 とは、周方向に角度差をもって配置されているため、光の送受信方向は、超音波の送受信方向とは一致しない。例えば、超音波送受信部 310 のライン 1 の方向と、光送受信部 320 のライン 1（不図示）の方向とは同じにならない。

【0087】

図 7 の 7b は、各回転角度にて超音波または光を送信／受信することで得られたラインデータの構成を示している。図 7 の 7b に示すように、本実施形態において超音波断層画像 1 フレーム及び光断層画像 1 フレームは、それぞれ、512 ラインのラインデータ群から構成され、各ラインデータは、超音波または光の送受信方向に、N 個の画素データ群を有している（N は、例えば 1024）。

30

【0088】

なお、超音波及び光の送信／受信は、校正治具 600 内を軸方向に進みながら行われるため、図 7 の 7b に示すラインデータ群からなる超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータは軸方向に複数フレームずつ生成される。

【0089】

＜8. 超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの具体例＞

次に、校正治具 600 を用いて校正処理を行う際に取得される超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの具体例について説明する。図 8A 及び図 8B は、校正治具 600 に挿通されたイメージングコア 220 を、周方向に回転させながら軸方向へ移動させている状態で、超音波送受信部 310 による超音波の送受信及び光送受信部 320 による光の送受信を行うことにより得られた超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの一例を示す図である。

40

【0090】

図 8A において、画素データ 801 がハッチングされているのは、超音波送受信部 310 が周方向における 1 回転目の回転動作で検出した校正治具 600 の反射部 601 を示している。また、画素データ 802 がハッチングされているのは、超音波送受信部 310 が周方向における 2 回転目の回転動作で検出された校正治具 600 の反射部 601 を示して

50

いる。

【0091】

校正治具600に配された反射部601は、軸方向に平行で直線状に形成されているため、各フレームの同じ位置で、反射部601が検出される。

【0092】

同様に図8Bにおいて、画素データ811がハッチングされているのは、光送受信部320が周方向における1回転目の回転動作で検出した校正治具600の反射部601を示している。また、画素データ812がハッチングされているのは、光送受信部320が周方向における2回転目の回転動作で検出された校正治具600の反射部601を示している。

10

【0093】

上述したように、校正治具600に配された反射部601は、軸方向に平行で直線状に形成されているため、各フレームの同じ位置で、反射部601が検出される。ただし、超音波送受信部310と光送受信部320とは周方向に角度差をもって配置されているため、超音波断層画像用のデータの各フレームでの反射部601の検出位置と、光断層画像用のデータの各フレームでの反射部601の検出位置とは同じではなく、周方向にずれることとなる。

【0094】

図9は、超音波断層画像用のデータの各フレームにおいて、反射部601を検出した位置、及び、光断層画像用のデータの各フレームにおいて、反射部601を検出した位置を、模式的に表現し、並べて示した図である。

20

【0095】

図9の9aにおいて、 θ_{u1} は、1フレーム目における、反射部601を検出したラインデータとラインデータ1（フレーム端）との間の角度を示している。また、 θ_{u2} は、2フレーム目における、反射部601を検出したラインデータとラインデータ1（フレーム端）との間の角度を示している。以下、同様に、 θ_{u3} 、 θ_{u4} 、 θ_{u5} は、それぞれ、3、4、5フレームにおける、反射部601を検出したラインデータとラインデータ1（フレーム端）との間の角度を示している。

【0096】

また、 L_{u1} は、超音波送受信部310が軸方向への移動を開始する前の位置を基準とした場合に、1フレーム目における、反射部601を検出した軸方向の位置を示している（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をカウントしたカウント値に対応する距離に等しい）。また、 L_{u2} は、2フレーム目における、反射部601を検出した軸方向の位置を示している。以下、同様に、 L_{u3} 、 L_{u4} 、 L_{u5} は、それぞれ、3、4、5フレームにおける、反射部601を検出した軸方向の位置を示している。

30

【0097】

同様に、図9の9bにおいて、 θ_{o1} は、1フレーム目における、反射部601を検出したラインデータとラインデータ1（フレーム端）との間の角度を示している。また、 θ_{o2} は、2フレーム目における、反射部601を検出したラインデータとラインデータ1（フレーム端）との間の角度を示している。以下、同様に、 θ_{o3} 、 θ_{o4} 、 θ_{o5} は、それぞれ、3、4、5フレームにおける、反射部601を検出したラインデータとラインデータ1（フレーム端）との間の角度を示している。

40

【0098】

また、 L_{o1} は、超音波送受信部310が軸方向への移動を開始する前の位置を基準とした場合に、1フレーム目における、反射部601を検出した軸方向の位置を示している（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をカウントしたカウント値に対応する距離に、超音波送受信部310と光送受信部320との間の軸方向の距離Lを加算したものに等しい）。上述したように、光送受信部320は、超音波送受信部310よりも基端側に距離Lだけ離れた位置に配置されているため、超音波断層画像デ

50

ータの1フレーム目の軸方向の位置と、光断層画像データの1フレーム目の軸方向の位置とは、距離 L だけずれることとなる。また、 L_{u2} は、2フレーム目における、反射部601を検出した軸方向の位置を、 L_{u3} 、 L_{u4} 、 L_{u5} は、それぞれ、3、4、5フレームにおける、反射部601を検出した軸方向の位置を示している。

【0099】

＜9. 校正部における校正処理＞

次に、校正部506における校正処理について説明する。図10は、校正部506における校正処理の流れを示すフローチャートである。

【0100】

イメージングコア220が校正治具600に挿通された状態で、ユーザが校正モードを選択し校正処理を開始すると、校正治具600に対する超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの取得が行われ、所定量の超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの取得が完了すると、図10に示す校正処理が開始される。

10

【0101】

ステップS1001では、校正治具600に対して取得された超音波断層画像用のデータを読み出し、ステップS1002では、各フレームより反射部601を抽出する。

【0102】

更に、ステップS1003では、軸方向における基準位置から、ステップS1002において各フレームより抽出された反射部601までの距離 L_x をそれぞれ算出する。また、ステップS1004では、各フレームにおけるフレーム端（ラインデータ1）と、ステップS1002において各フレームより抽出された反射部601との間の角度 θ_x を、それぞれ算出する。

20

【0103】

ステップS1005では、距離 L_x を横軸に、 θ_x を縦軸にしたグラフを作成し、ステップS1003及びステップS1004において算出された値を、当該グラフにプロットする。また、プロットした結果について、近似式を算出する。

【0104】

図11は、距離 L_x を横軸に、 θ_x を縦軸にしたグラフであり、1101は、ステップS1003及びステップS1004において算出された、 (L_{u1}, θ_{u1}) 、 (L_{u2}, θ_{u2}) 、 (L_{u3}, θ_{u3}) 、 (L_{u4}, θ_{u4}) 、 (L_{u5}, θ_{u5}) をプロットすることで算出された近似式を示している。

30

【0105】

図10に戻る。ステップS1011では、校正治具600に対して取得された光断層画像用のデータを読み出し、ステップS1012では、各フレームより反射部601を抽出する。

【0106】

更に、ステップS1013では、軸方向における基準位置から、ステップS1012において各フレームより抽出された反射部601までの距離 L_x をそれぞれ算出する。また、ステップS1014では、各フレームにおけるフレーム端（ラインデータ1）と、ステップS1012において各フレームより抽出された反射部601との間の角度 θ_x を、それぞれ算出する。

40

【0107】

ステップS1015では、距離 L_x を横軸に、 θ_x を縦軸にしたグラフを作成し、ステップS1013及びステップS1014において算出された値を、当該グラフにプロットする。また、プロットした結果について、近似式を算出する。

【0108】

図11において、1102は、ステップS1013及びステップS1014において算出された、 (L_{o1}, θ_{o1}) 、 (L_{o2}, θ_{o2}) 、 (L_{o3}, θ_{o3}) 、 (L_{o4}, θ_{o4}) 、 (L_{o5}, θ_{o5}) をプロットすることで算出された近似式を示している。

【0109】

50

図10に戻る。ステップS1021では、ステップS1005において算出された近似式1101とステップS1015において算出された近似式1102とに基づいて、超音波送受信部310の送受信方向と光送受信部320の送受信方向との間の周方向の角度差を算出する。具体的には、近似式1101の θ x軸に対する切片と近似式1102の θ x軸に対する切片とを比較することにより、周方向の角度差を算出することができる。

【0110】

ステップS1022では、ステップS1021において算出された周方向の角度差を、超音波断層画像535をLCDモニタ113に出力する際の位置補正処理用の補正值として、信号処理部428に格納し、校正処理を終了する。

【0111】

以上の説明から明らかなように、本実施形態では、中空の円筒形状からなり、軸方向に略平行な直線状の反射部を有する校正治具を用いることで、超音波送受信部と光送受信部との間の周方向の角度差を算出する構成とした。

【0112】

具体的には、画像診断装置において校正モードを設け、校正治具に対する超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータから、反射部の位置情報（軸方向における基準位置からの距離、各フレーム端からの角度）を求める構成とした。

【0113】

また、軸方向における基準位置からの距離と各フレーム端からの角度とをそれぞれ横軸及び縦軸としたグラフ上に、各フレームの反射部の位置をプロットし、近似式を算出することで、超音波送受信部と光送受信部との間の周方向の角度差を算出する構成とした。

【0114】

更に、算出した角度差を、超音波断層画像をLCDモニタに出力する際の位置補正用の補正值として用いる構成とした。

【0115】

この結果、超音波送受信部と光送受信部との間の周方向の角度差が未知であった場合でも、校正治具を用いた校正処理を行うことで、当該角度差に応じた位置補正処理を行うことが可能となった。

【0116】

[第2の実施形態]

上記第1の実施形態では、校正治具として、反射部601が軸方向に略平行に配されている場合について説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、反射部が螺旋状に配されていてもよい。以下、本実施形態の詳細について説明する。

【0117】

<1. 校正治具の説明>

はじめに、本実施形態に係る画像診断装置100の校正処理に用いられる校正治具について説明する。図12は、本実施形態に係る校正治具1200の一例を示す図である。なお、本実施形態においても説明を簡略化するために、超音波送受信部310の送受信方向と光送受信部320の送受信方向との間の軸方向の距離差は既知であるとし、周方向の角度差のみを算出するものとする。

【0118】

図12に示すように、校正治具1200には、外周面において軸方向に一定のピッチで、反射部1201が螺旋状に配されている。上記第1の実施形態同様、反射部1201は、例えば、アルミニウムにより形成されており、これにより、超音波送受信部310より送信された超音波及び光送受信部320より送信された光は、当該反射部1201において反射される。なお、反射部1201の材質はアルミニウムに限定されるものではなく、校正治具1200の壁面の材質と異なる材質であればよい。

【0119】

なお、反射部1201の螺旋の巻き方向は、イメージングコア220の回転方向と異なる方向であることが好ましい。これにより、反射部1201を確実に検出することができ

10

20

30

40

50

るからである。

【0120】

＜2．超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの具体例＞

次に、校正治具1200を用いて校正処理を行う際に取得される超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの具体例について説明する。

【0121】

図13は、超音波断層画像用のデータの各フレームにおいて、反射部1201を検出した位置、及び、光断層画像用のデータの各フレームにおいて、反射部1201を検出した位置を、模式的に示した図である。

【0122】

なお、図13の13aにおける、 $\theta_{u1} \sim \theta_{u5}$ 及び $L_{u1} \sim L_{u5}$ は、上記第1の実施形態において図9の9aを用いて説明済みであるため、ここでは説明は省略する。

【0123】

また、図13の13bにおける、 $\theta_{o1} \sim \theta_{o5}$ 及び $L_{o1} \sim L_{o5}$ についても、上記第1の実施形態において図9の9bを用いて説明済みであるため、ここでは説明は省略する。

【0124】

図13の13a、13bに示すように、校正治具1200の場合、反射部1201が螺旋状に配されているため、各フレームにおいて、フレーム端から反射部1201までの角度は一定にはならず、フレームが進むにつれて徐々に大きくなっていく。

【0125】

＜3．校正部における校正処理＞

次に、校正部506における校正処理について説明する。なお、校正部506における校正処理の流れは、図10と同じである。ただし、ステップS1005において生成されるグラフにおいて、ステップS1003及びステップS1004において算出された値をプロットした場合のプロット結果及び算出される近似式は異なってくる。同様に、ステップS1015において生成されるグラフにおいて、ステップS1013及びステップS1014において算出された値をプロットした場合のプロット結果及び近似式は異なってくる。

【0126】

図14は、校正治具1200を用いて校正処理を行うことで生成されたグラフ及び近似式を示した図である。

【0127】

図14において、1401は、校正治具1200に対して、ステップS1003及びステップS1004において算出された、 (L_{u1}, θ_{u1}) 、 (L_{u2}, θ_{u2}) 、 (L_{u3}, θ_{u3}) 、 (L_{u4}, θ_{u4}) 、 (L_{u5}, θ_{u5}) をプロットすることで算出された近似式を示している。また、1402は、校正治具1200に対して、ステップS1013及びステップS1014において算出された、 (L_{o1}, θ_{o1}) 、 (L_{o2}, θ_{o2}) 、 (L_{o3}, θ_{o3}) 、 (L_{o4}, θ_{o4}) 、 (L_{o5}, θ_{o5}) をプロットすることで算出された近似式を示している。

【0128】

図14に示すように、反射部1201が螺旋状に配された校正治具1200を用いて校正処理を行った場合、近似式1401、1402は、横軸に対して所定の傾きを有することとなる。なお、当該近似式1401、1402を用いて周方向の角度差を算出する方法は、上記第1の実施形態と同じであり、近似式1401の θ x 軸に対する切片と近似式1402の θ x 軸に対する切片とを比較することにより、周方向の角度差を算出することができる。

【0129】

以上の説明から明らかなように、本実施形態では、中空の円筒形状からなり、反射部が螺旋状に配された校正治具を用いることで、超音波送受信部と光送受信部との間の周方向

10

20

30

40

50

の角度差を補正する構成とした。

【0130】

この結果、超音波送受信部と光送受信部との間の周方向の角度差が未知であった場合でも、校正治具を用いた校正処理を行うことで、当該角度差に応じた位置補正処理を行うことが可能となった。

【0131】

[第3の実施形態]

上記第1及び第2の実施形態では、超音波送受信部310の送受信方向と光送受信部320の送受信方向との間の軸方向の距離差が既知であり、周方向の角度差が未知である場合に、校正治具600または1200を用いて校正処理を行うことで、当該周方向の角度差に応じた位置補正を行うことが可能であることを説明した。

10

【0132】

しかしながら、本発明はこれに限定されず、超音波送受信部310の送受信方向と光送受信部320の送受信方向との間の軸方向の距離差及び周方向の角度差の両方が未知であった場合でも、校正治具の形状によっては、同様の校正処理を行うことで、両者を算出することができる。以下、本実施形態の詳細について説明する。

【0133】

<1. 校正治具の説明>

図15は、本実施形態に係る画像診断装置100が校正処理を行う際に用いられる校正治具1500を示す図である。図15に示すように、校正治具1500は、中空の円筒形状を有しており、その外周面には、反射部1501が螺旋状に配されている。

20

【0134】

なお、上記第2の実施形態において、図12を用いて説明した校正治具1200との違いは、図12に示した校正治具1200の場合、反射部1201が外周面において軸方向に一定のピッチで配されているのに対して、本実施形態に係る校正治具1500の場合、反射部1501の軸方向のピッチが一定ではなく、軸方向に進むにつれて、徐々にピッチが広くなるように配されている点にある。

【0135】

<2. 超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの具体例>

次に、校正治具1500を用いて校正処理を行う際に取得される超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの具体例について説明する。

30

【0136】

図16は、超音波断層画像用のデータの各フレームにおいて、反射部1501を検出した位置、及び、光断層画像用のデータの各フレームにおいて、反射部1501を検出した位置を、模式的に示した図である。

【0137】

図16の16aにおいて、 $\Delta\theta_{u1}$ は、1フレーム目において反射部1501を検出した周方向の位置と、隣接する2フレーム目において反射部1501を検出した位置との間の角度差を示している。また、 $\Delta\theta_{u2}$ は、2フレーム目において反射部1501を検出した周方向の位置と、隣接する3フレーム目において反射部1501を検出した周方向の位置との間の角度差を示している。以下、同様に、 $\Delta\theta_{u3}$ 、 $\Delta\theta_{u4}$ 、 $\Delta\theta_{u5}$ は、それぞれ、3フレーム目と4フレーム目、4フレーム目と5フレーム目、5フレーム目と6フレーム目との間において、反射部1501を検出した周方向の位置の角度差を示している。

40

【0138】

また、 L_{u1} は、超音波送受信部310が軸方向への移動を開始する前の位置を基準とした場合に、1フレーム目における、反射部1501を検出した軸方向の位置を示している（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をカウントしたカウント値に対応する距離に等しい）。また、 L_{u2} は、2フレーム目における、反射部601を検出した軸方向の位置を示している。以下、同様に、 L_{u3} 、 L_{u4} 、 L_{u5} は

50

、それぞれ、3、4、5フレームにおける、反射部1501を検出した軸方向の位置を示している。

【0139】

同様に、図16の16bにおいて、 $\Delta\theta_{o1}$ は、1フレーム目において反射部1501を検出した周方向の位置と、隣接する2フレーム目において反射部1501を検出した周方向の位置との間の角度差を示している。また、 $\Delta\theta_{o2}$ は、2フレーム目において反射部1501を検出した周方向の位置と、隣接する3フレーム目において反射部1501を検出した周方向の位置との間の角度差を示している。以下、同様に、 $\Delta\theta_{o3}$ 、 $\Delta\theta_{o4}$ 、 $\Delta\theta_{o5}$ は、それぞれ、3フレーム目と4フレーム目、4フレーム目と5フレーム目、5フレーム目と6フレーム目との間において、反射部1501を検出した周方向の位置の角度差を示している。

10

【0140】

また、 L_{o1} は、超音波送受信部310が軸方向への移動を開始する前の位置を基準とした場合に、1フレーム目における、反射部1501を検出した軸方向の位置を示している（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をカウントしたカウント値に対応する距離に、超音波送受信部310と光送受信部320との間の軸方向の距離 L_z （本実施形態では未知）を加算したものに等しい）。上述したように、光送受信部320は、超音波送受信部310よりも基端側に距離 L_z （未知）だけ離れた位置に配置されているため、超音波断層画像データの1フレーム目の位置と、光断層画像データの1フレーム目の位置とは、距離 L_z だけずれることとなる。また、 L_{u2} は、2フレーム目における、反射部1501を検出した軸方向の位置を、 L_{u3} 、 L_{u4} 、 L_{u5} は、それぞれ、3、4、5フレームにおける、反射部1501を検出した軸方向の位置を示している。

20

【0141】

図16の16a、16bに示すように、校正治具1500の場合、反射部1501が螺旋状に配され、かつ、当該螺旋のピッチが軸方向に徐々に広がっているため、各フレーム間の反射部1501の角度差は、一定にはならず、フレームが進むにつれて徐々に小さくなっていく。

【0142】

<3. 校正部における校正処理>

30

次に、校正部506における校正処理について説明する。なお、校正部506における校正処理の流れは、図10と同じである。ただし、ステップS1005において生成されたグラフにおいて、ステップS1003及びステップS1004において算出された値をプロットした場合のプロット結果及び算出される近似式は異なってくる。同様に、ステップS1015において生成されるグラフにおいて、ステップS1013及びステップS1014において算出された値をプロットした場合のプロット結果及び近似式は異なってくる。

【0143】

図17は、校正治具1500を用いて校正処理を行うことで生成されたグラフ及び近似式を示した図である。

40

【0144】

図17において、1701は、校正治具1500に対して、ステップS1003及びステップS1004において算出された、 $(L_{u1}, \Delta\theta_{u1})$ 、 $(L_{u2}, \Delta\theta_{u2})$ 、 $(L_{u3}, \Delta\theta_{u3})$ 、 $(L_{u4}, \Delta\theta_{u4})$ 、 $(L_{u5}, \Delta\theta_{u5})$ をプロットすることで算出された近似式を示している。また、1702は、校正治具1500に対して、ステップS1013及びステップS1014において算出された、 $(L_{o1}, \Delta\theta_{o1})$ 、 $(L_{o2}, \Delta\theta_{o2})$ 、 $(L_{o3}, \Delta\theta_{o3})$ 、 $(L_{o4}, \Delta\theta_{o4})$ 、 $(L_{o5}, \Delta\theta_{o5})$ をプロットすることで算出された近似式を示している。

【0145】

図17に示すように、反射部1501が螺旋状に配され、かつ、螺旋のピッチが軸方向

50

に沿って徐々に狭くなるように配された校正治具 1500 を用いて校正処理を行った場合、近似式 1701、1702 は、同じ形状となるが、横軸及び縦軸にずれることとなる。

【0146】

換言すると、例えば、近似式 1701 は、横軸方向及び縦軸方向にずらすことで、近似式 1702 に重ね合わせることができる。このとき、横軸方向にずらした量が、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の軸方向の距離差に等しい。また、縦軸方向にずらした量が、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の周方向の角度差に等しい。

【0147】

つまり、近似式 1701 と近似式 1702 とを重ね合わせるためのずれ量を算出することで、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の軸方向の距離差及び周方向の角度差を求めることができる。

10

【0148】

以上の説明から明らかなように、本実施形態では、中空の円筒形状からなり、反射部が螺旋状に配され、かつ、螺旋のピッチが軸方向に沿って徐々に狭くなるように配された校正治具を用いることで、超音波送受信部と光送受信部との間の軸方向の距離差及び周方向の角度差を算出する構成とした。

【0149】

この結果、超音波送受信部と光送受信部との間の軸方向の距離差及び周方向の角度差が未知であった場合でも、校正治具を用いた校正処理を行うことで、当該距離差及び角度差に
20

【0150】

[第4の実施形態]

上記第1の実施形態では、校正治具の反射部が連続する直線により構成される場合について説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、校正治具の反射部が不連続な直線（断続線）により構成されていてもよい。以下、本実施形態の詳細について説明する。

【0151】

<1. 校正治具の説明>

図18は、本実施形態に係る校正治具1800の一例を示す図である。図18に示すように、校正治具1800は、中空の円筒形状を有しており、イメージングコア220が挿通される構成となっている。校正治具1800の内壁面または外壁面には、軸方向に略平行に配された直線形状の反射部1801が配されている。反射部1801は、軸方向において不連続であり、有線部分と断線部分とが交互に繰り返された断続線により構成されている。

30

【0152】

ただし、反射部1801は、断線部分の長さがそれぞれ一定であるのに対して、有線部分の長さが、軸方向に進むにつれて徐々に長くなるように構成されているものとする。

【0153】

<2. 超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの具体例>

次に、校正治具1800を用いて校正を行う際に取得される超音波断層画像用のデータ及び光断層画像用のデータの具体例について説明する。

40

【0154】

図19は、超音波断層画像用のデータの各フレームのうち、反射部1201を検出したフレーム、及び、光断層画像用のデータの各フレームのうち、反射部1801を検出したフレームをハッチングすることにより示した図である。

【0155】

図19の19aにおいて、 L_{u11} は、超音波断層画像用のデータのうち、反射部1801の1本目の有線部分を最初に検出したフレームの軸方向の位置を示している。また、 L_{u12} は、反射部1801の1本目の有線部分を最後に検出したフレームの軸方向の位置を示している。また、 L_{u21} は、反射部1801の2本目の有線部分を最初に検出し
50

たフレームの軸方向の位置を示している。また、 L_{u22} は、反射部 1801 の 2 本目の有線部分を最後に検出したフレームの軸方向の位置を示している。以下、同様に、 L_{u31} 、 L_{u32} 、 L_{u41} 、 L_{u42} は、反射部 1801 の 3 本目及び 4 本目の有線部分を、最初に検出したフレームの軸方向の位置または最後に検出したフレームの軸方向の位置をそれぞれ示している。

【0156】

同様に、図 19 の 19b において、 L_{o11} は、光断層画像用のデータのうち、反射部 1801 の 1 本目の有線部分を最初に検出したフレームの軸方向の位置を示している。また、 L_{o12} は、反射部 1801 の 1 本目の有線部分を最後に検出したフレームの軸方向の位置を示している。また、 L_{o21} は、反射部 1801 の 2 本目の有線部分を最初に検出したフレームの軸方向の位置を示している。また、 L_{o22} は、反射部 1801 の 2 本目の有線部分を最後に検出したフレームの軸方向の位置を示している。以下、同様に、 L_{o31} 、 L_{o32} 、 L_{o41} 、 L_{o42} は、反射部 1801 の 3 本目及び 4 本目の有線部分を、最初に検出したフレームの軸方向の位置または最後に検出したフレームの軸方向の位置をそれぞれ示している。

【0157】

図 19 の 19a、19b に示すように、校正治具 1800 の場合、反射部 1801 の有線部分の長さが徐々に長くなっている。このため、超音波断層画像用のデータまたは光断層画像用のデータを軸方向にずらすことで、超音波断層画像用のデータにおける有線部分の長さ（例えば、 $L_{u12} - L_{u11}$ ）と、光断層画像用のデータにおける有線部分の長さ（例えば、 $L_{o12} - L_{o11}$ ）とを互いに一致させることができる（一致させることができる位置が一意に定まる）。

【0158】

このときのずれ量が、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の軸方向の距離差に等しい。換言すると、超音波断層画像用のデータにおける有線部分の長さと、光断層画像用のデータにおける有線部分の長さとが互いに一致するように、超音波断層画像用のデータまたは光断層画像用のデータを軸方向にずらした際のずれ量を求めることで、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の軸方向の距離差を算出することができる。

【0159】

なお、超音波断層画像用のデータまたは光断層画像用のデータを軸方向にずらし、超音波断層画像用のデータにおける有線部分の長さと、光断層画像用のデータにおける有線部分の長さとを互いに一致させた状態で、対応するフレーム内の反射部 1801 の周方向の検出位置を比較することで、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の周方向の角度差を求めることができる。

【0160】

図 19 を参照しながら説明する。図 19 において、1901 は超音波断層画像用のデータのうち、1 本目の有線部分を最初に検出したフレームであり、1911 は光断層画像用のデータのうち、1 本目の有線部分を最初に検出したフレームである。フレーム 1901 とフレーム 1911 とは、超音波断層画像用のデータまたは光断層画像用のデータを軸方向にずらし、超音波断層画像用のデータにおける有線部分の長さと、光断層画像用のデータにおける有線部分の長さとを一致させた状態における、対応するフレーム同士である。

【0161】

ここで、フレーム 1901 において、反射部 1801 の有線部分が検出された周方向の位置と、フレーム 1911 において、反射部 1801 の有線部分が検出された周方向の位置との間の角度差 θ_z は、超音波送受信部 310 の送受信方向と光送受信部 320 の送受信方向との間の周方向の角度差に等しい。

【0162】

つまり、超音波断層画像の各フレームにおいて、反射部 1801 の有線部分が検出された周方向の位置と、光断層画像の各フレームにおいて、反射部 1801 の有線部分が検出

10

20

30

40

50

された周方向の位置との角度差 θ_z を求めることで、超音波送受信部310の送受信方向と光送受信部320の送受信方向との間の周方向の角度差を算出することができる。

【0163】

以上の説明から明らかなように、本実施形態では、中空の円筒形状からなり、軸方向に略平行な不連続の直線形状の反射部を配した校正治具を用いることで、超音波送受信部と光送受信部との間の軸方向の距離差及び周方向の角度差を算出する構成とした。

【0164】

この結果、超音波送受信部と光送受信部との間の軸方向の距離差及び周方向の角度差が未知であった場合でも、校正治具を用いた校正処理を行うことで、当該距離差及び角度差に応じた位置補正処理を行うことが可能となった。

10

【0165】

「第5の実施形態」

上記第1乃至第4の実施形態では、イメージングコア220が校正治具の中心位置で回転動作することを前提としていたが、本発明はこれに限定されない。例えば、図20に示すように、イメージングコア220の断面積に対して、校正治具の2000内径が大きい場合にあっては、イメージングコア220が校正治具2000の中心位置からずれた位置で回転動作することも考えられる。

【0166】

この場合、本来は、各フレームにおいて検出される反射部2001のフレーム端からの角度は、 θ_{u1} と算出されるべきところ、実際は、 θ'_{u1} として算出されることとなる。このようなことから、校正処理を実行するにあたっては、イメージングコア220が校正治具2000の中心位置で回転動作した場合の角度 θ_{u1} に変換する処理を実行することが望ましい。

20

【0167】

また、上記第1乃至第4の実施形態では、イメージングコア220に超音波送受信部と光送受信部とが配されていることを前提として説明したが、本発明はこれに限定されず、イメージングコア220に2つの超音波送受信部が配されている場合であっても、あるいは、2つの光送受信部が配されている場合であっても、同様の校正処理を適用することができる。また、イメージングコア220に配される送受信部の数は、2つに限られず、3つ以上であってもよい。この場合も、上記第1乃至第4の実施形態において説明した校正処理を適用することができる。

30

【0168】

また、上記第1乃至第4の実施形態では、校正処理の結果算出された補正值に基づいて、超音波断層画像を位置補正する構成としたが、本発明はこれに限定されず、光断層画像を位置補正するように構成してもよい。あるいは、超音波断層画像及び光断層画像の両方を位置補正するように構成してもよい。

【0169】

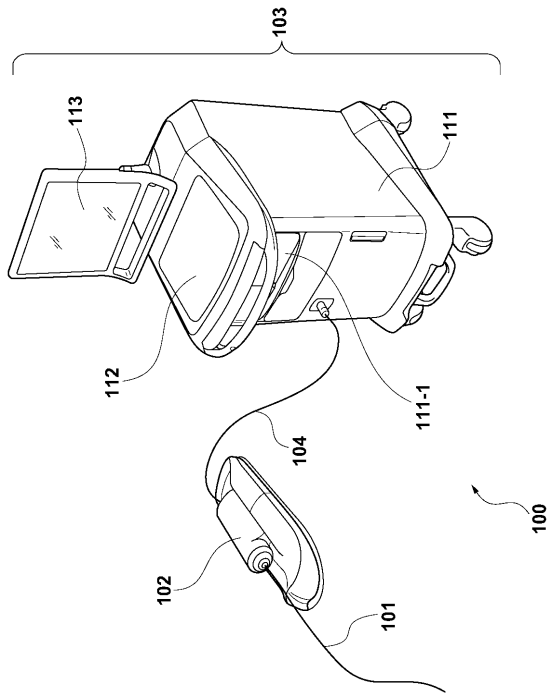
また、上記第4の実施形態では、反射部1801を構成するにあたり、断線部分の長さを一定とし、有線部分の長さを軸方向に沿って徐々に長くしていく構成としたが、本発明はこれに限定されず、有線部分の長さを固定し、断線部分の長さを軸方向に沿って徐々に長くしていく構成としてもよい。

40

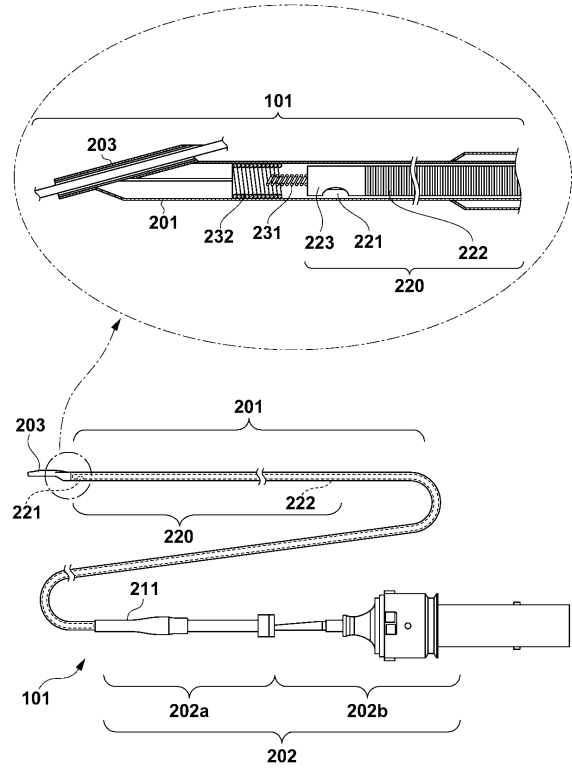
【0170】

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。

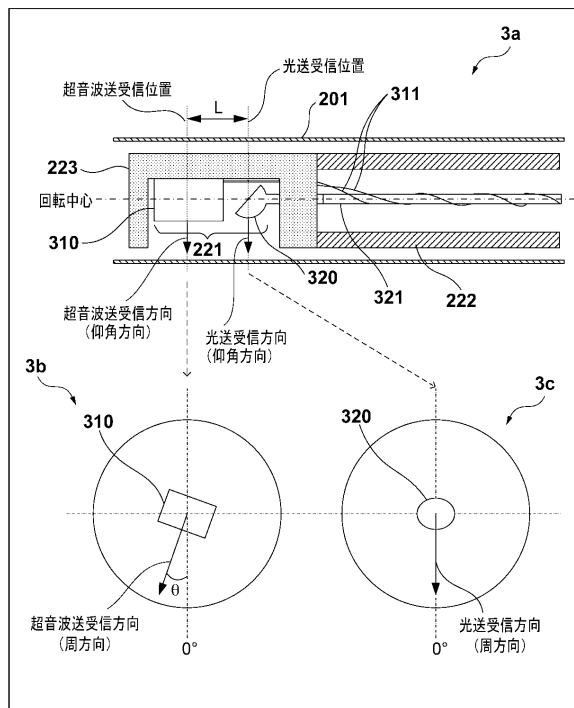
【図 1】



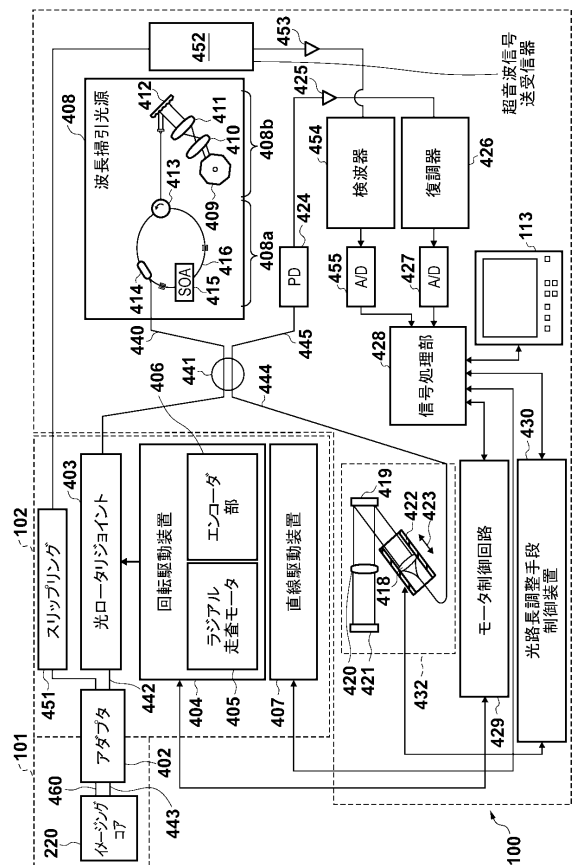
【図 2】



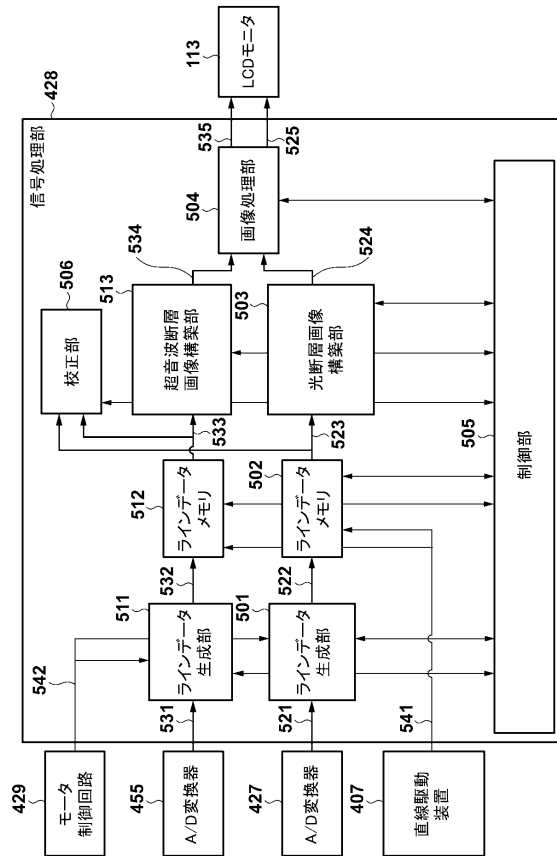
【図 3】



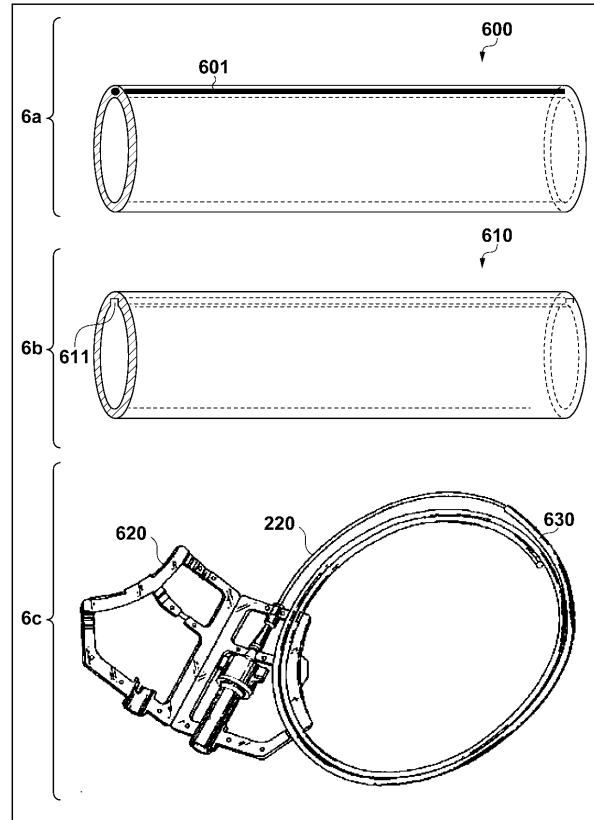
【図 4】



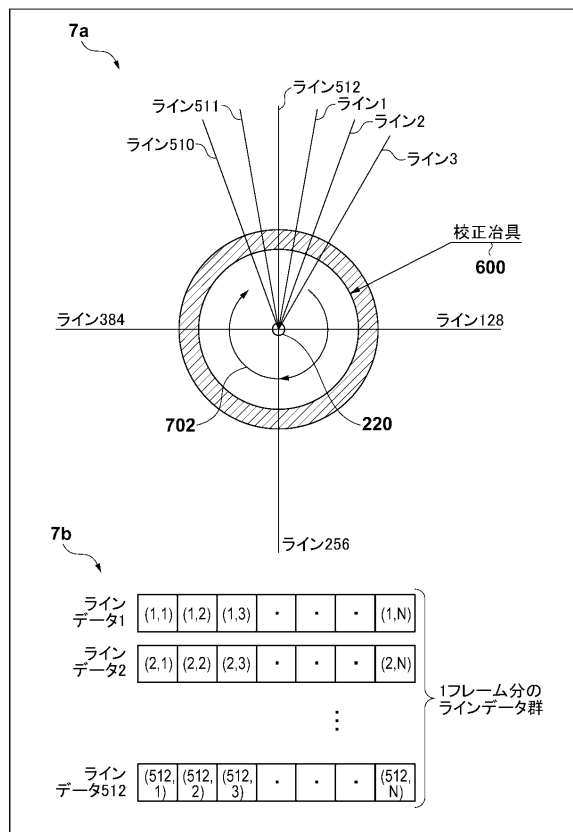
【図 5】



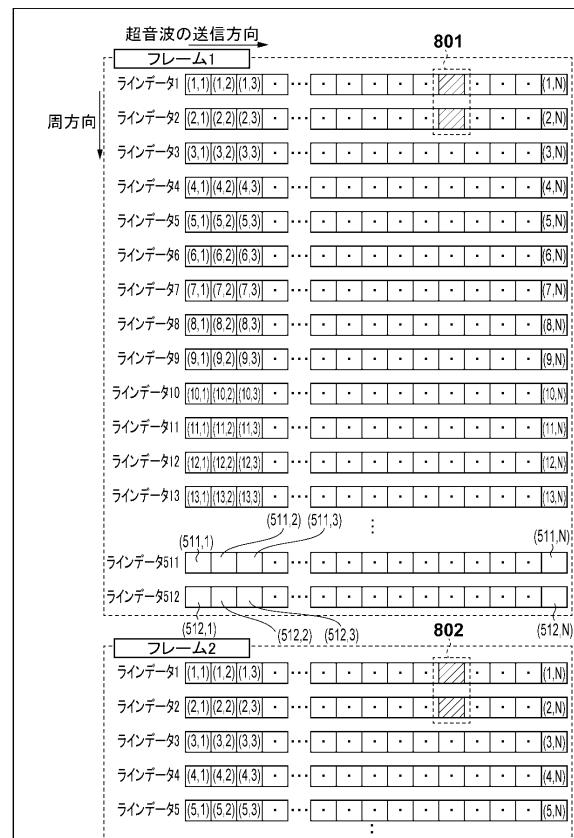
【図 6】



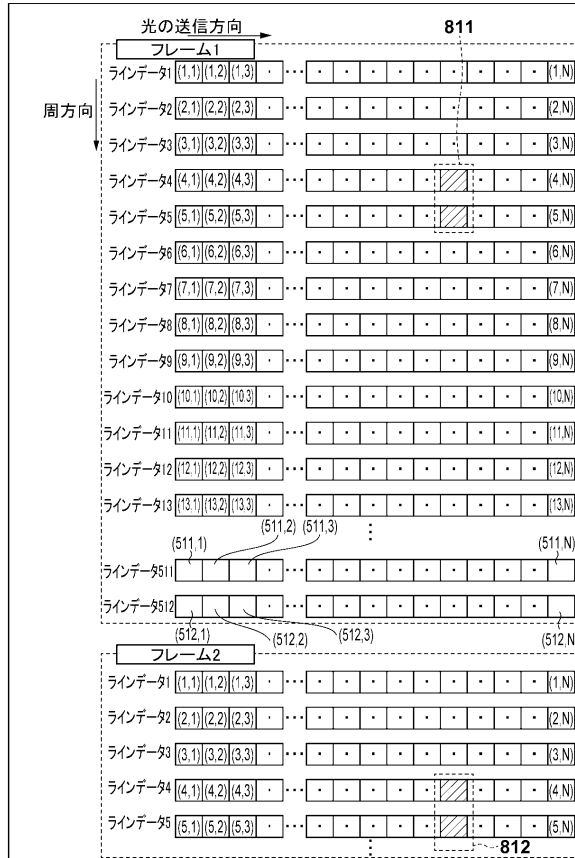
【図 7】



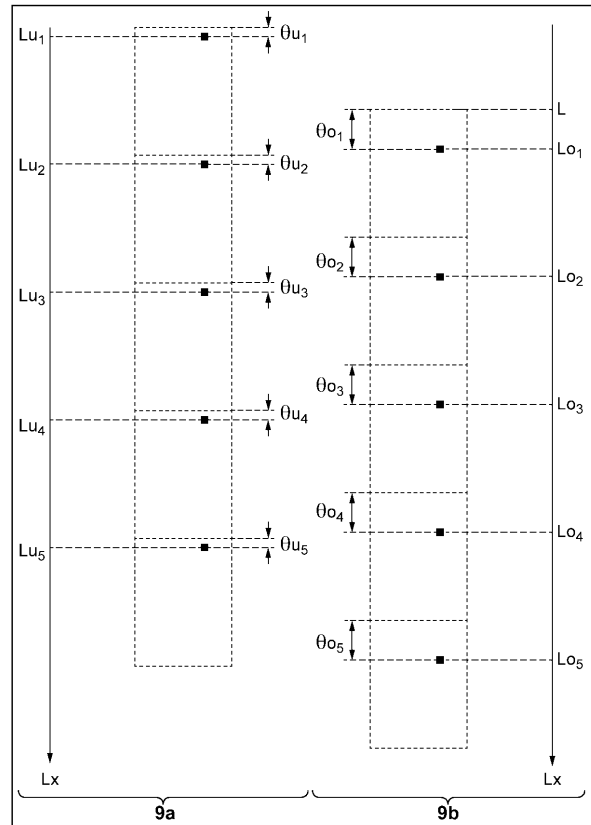
【図 8 A】



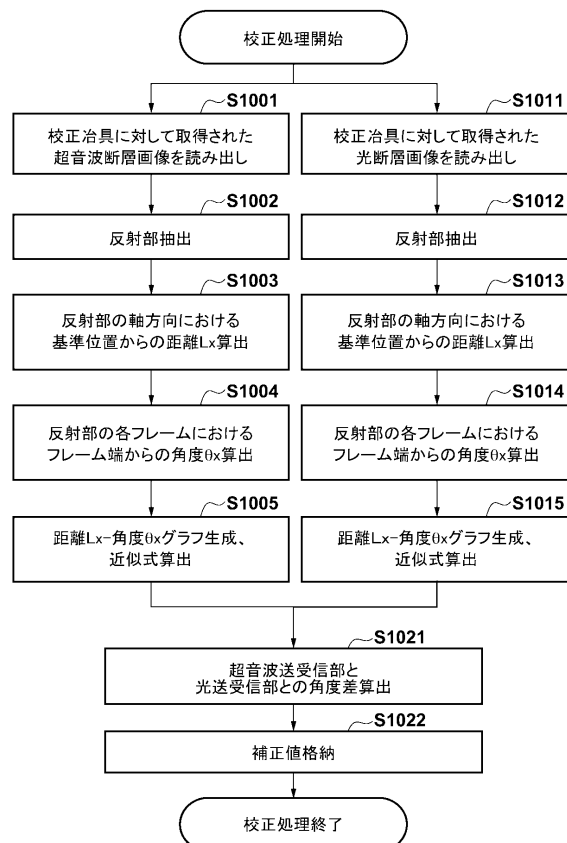
【図 8 B】



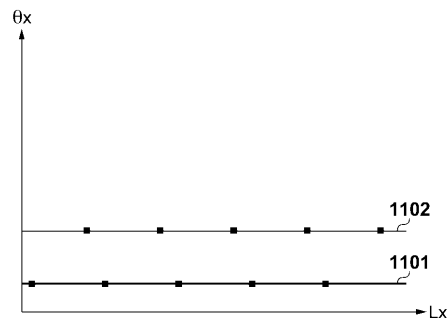
【図 9】



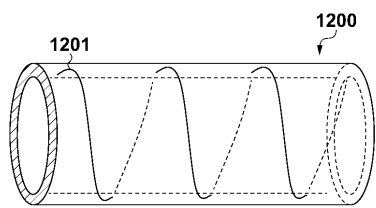
【図 10】



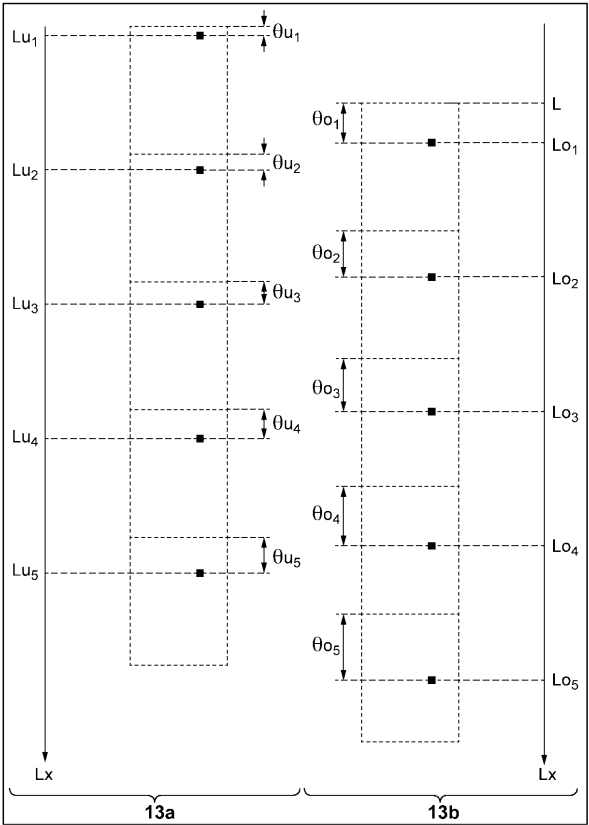
【図 11】



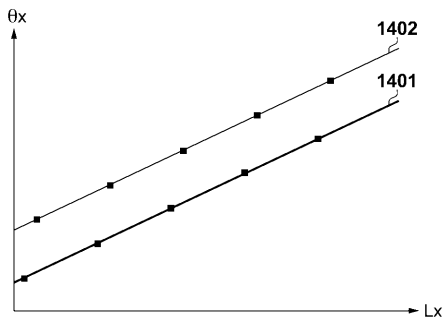
【図 1 2】



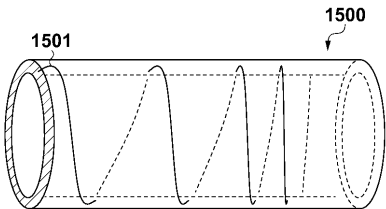
【図 1 3】



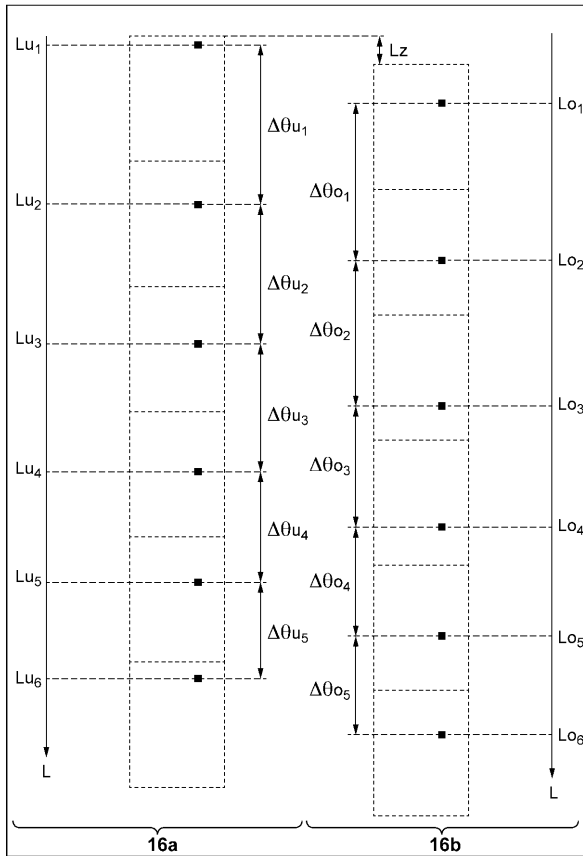
【図 1 4】



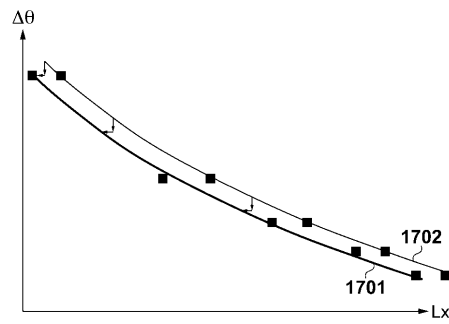
【図 1 5】



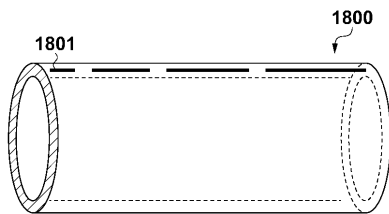
【図 16】



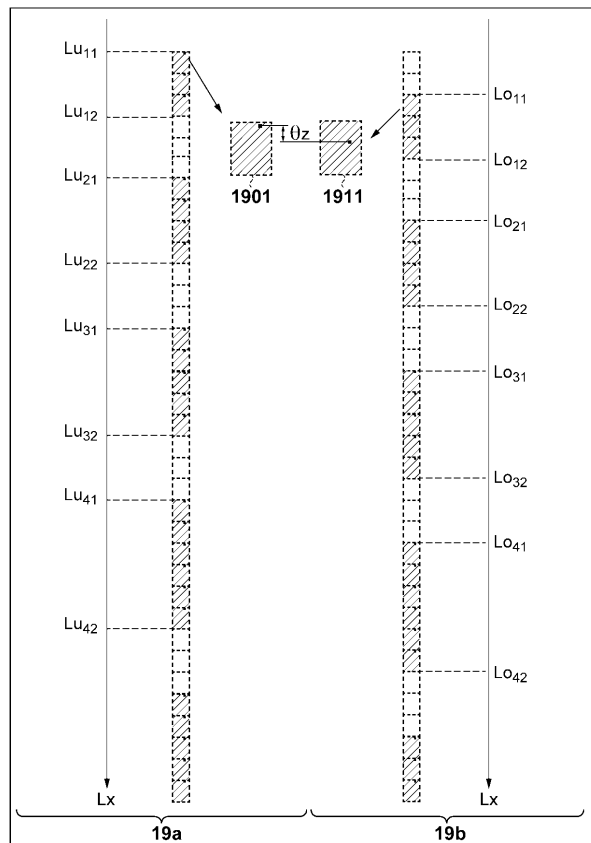
【図 17】



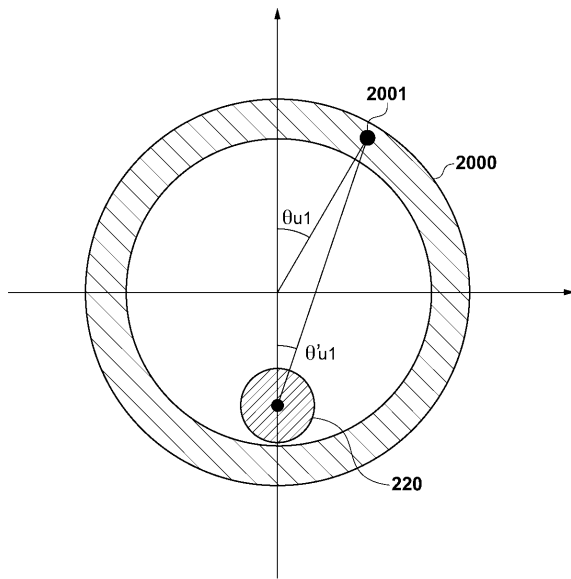
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

(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 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平7-255725 (J P, A)
特開平7-184899 (J P, A)
実開平7-37108 (J P, U)
特開平10-14858 (J P, A)
特開2009-240710 (J P, A)
特表2010-508973 (J P, A)
米国特許出願公開第2011/0098572 (U S, A 1)
特開昭56-116447 (J P, A)
特開2008-188427 (J P, A)
特開2002-360579 (J P, A)
特表2011-519687 (J P, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)

A 6 1 B 8 / 0 0

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	用于图像诊断设备的校准夹具，图像诊断设备和校准方法		
公开(公告)号	JP5913607B2	公开(公告)日	2016-04-27
申请号	JP2014537831	申请日	2012-09-26
[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	森 功		
发明人	森 功		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/58 A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/463 A61B2560/0437		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B1/00.300.D		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JPWO2014049644A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有多个发送和接收单元的图像诊断设备能够基于发送单元与接收单元之间的轴向方向上的距离差或周向上的角度差来校正所生成的层析图像的位置。本发明使用的超声波收发器，包括：光发送和接收单元收发器被布置成，将被测量通过在轴向方向上移动，同时旋转所述对象的管腔而获得的信号，超声波1.一种图像诊断装置，用于生成断层图像和光学断层图像，所述图像诊断装置包括：用于具有反射部分的校准夹具的超声波断层图像的数据并且生成用于光学断层图像的数据，并输出所生成的超声波断层图像数据中包括的反射单元的位置信息和所生成的光学断层图像数据中包括的反射单元的位置信息。，计算超声波收发器单元和光学收发器单元之间围绕轴线的圆周方向上的角度差，并且当显示具有位置校正的超声断层图像或光学断层图像时用作校正值。

(21) 出願番号	特願2014-537831 (P2014-537831)	(73) 特許権者	000109543
(86) (22) 出願日	平成24年9月26日 (2012. 9. 26)		テルモ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/006131		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4 4番 1号
(87) 国際公開番号	WO2014/049644	(74) 代理人	100076428
(87) 国際公開日	平成26年4月3日 (2014. 4. 3)		弁理士 大塚 康徳
審査請求日	平成27年3月2日 (2015. 3. 2)	(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