

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/049644

発行日 平成28年8月18日 (2016.8.18)

(43) 国際公開日 平成26年4月3日 (2014.4.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 6 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 0 D

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

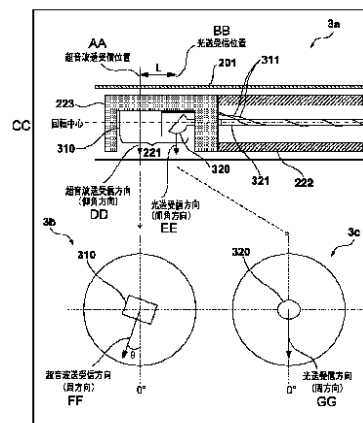
出願番号	特願2014-537831 (P2014-537831)	(71) 出願人	000109543
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/006131		テルモ株式会社
(22) 国際出願日	平成24年9月26日 (2012.9.26)		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(11) 特許番号	特許第5913607号 (P5913607)	(74) 代理人	100076428
(45) 特許公報発行日	平成28年4月27日 (2016.4.27)		弁理士 大塚 康徳
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175
			弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 校正治具、画像診断装置及び画像診断装置の校正方法

(57) 【要約】

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又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。本発明は、超音波送受信部と、光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することで得られた信号を用いて、超音波断層画像及び光断層画像を生成する画像診断装置であって、反射部を有する校正治具の超音波断層画像用のデータと光断層画像用のデータとを生成し、生成した超音波断層画像用のデータに含まれる前記反射部の位置情報と、生成した光断層画像用のデータに含まれる前記反射部の位置情報とに基づいて、超音波送受信部と光送受信部との間の、軸周りにおける周方向の角度差を算出し、超音波断層画像または光断層画像を位置補正して表示する際の補正值として用いることを特徴とする。



AA Ultrasound transmission-reception location
BB Optical transmission-reception location
CC Center of rotation
DD Ultrasound transmission-reception direction (elevation direction)
EE Optical transmission-reception direction (elevation direction)
FF Ultrasound transmission-reception direction (circumference direction)
GG Optical transmission-reception direction (circumference direction)

【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】

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の特徴とする請求項 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、

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

10

20

30

40

50

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、

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 1 0】図 1 0 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 1 1】図 1 1 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 1 2】図 1 2 は、画像診断装置 1 0 0 を校正するための校正治具の一例を示す図である。

【図 1 3】図 1 3 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 1 4】図 1 4 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。

10

【図 1 5】図 1 5 は、画像診断装置 1 0 0 を校正するための校正治具の一例を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 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 1 7】図 1 7 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 1 8】図 1 8 は、画像診断装置 1 0 0 を校正するための校正治具の一例を示す図である。

【図 1 9】図 1 9 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。

20

【図 2 0】図 2 0 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】

【0 0 1 5】

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。

【0 0 1 6】

〔第 1 の実施形態〕

< 1. 画像診断装置の外観構成 >

30

図 1 は本発明の一実施形態にかかる画像診断装置（I V U S の機能と、O C T の機能とを備える画像診断装置）1 0 0 の外観構成を示す図である。

【0 0 1 7】

図 1 に示すように、画像診断装置 1 0 0 は、プローブ部 1 0 1 と、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 と、操作制御装置 1 0 3 とを備え、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 と操作制御装置 1 0 3 とは、信号線 1 0 4 により各種信号が伝送可能に接続されている。

【0 0 1 8】

プローブ部 1 0 1 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 1 0 0 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。

40

【0 0 1 9】

スキャナ及びプルバック部 1 0 2 は、プローブ部 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部 1 0 1 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 1 0 3 に対して送信する。

【0 0 2 0】

操作制御装置 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

50

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。

【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。

【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。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を回転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。

【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、スキャナ及びブルバック部102に着脱可能に取り付けられる。

【0028】

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

10

20

30

40

50

イバケーブル)が配されている。

【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】

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を防止する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。

【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。

【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。

【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。

【0039】

図3の3bは、超音波送受信位置において、回転中心軸に略直交する面で切断した場合の断面図である。図3の3bに示すように、紙面下方向を0度とした場合、超音波送受信部310の超音波送受信方向(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3cは、光送受信位置において、回転中心軸に略直交する面で切断した場合の断面図である。図3の3cに示すように、紙面下方向を0度とした場合、光送受信部320の光送受信方向(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3

10

20

30

40

50

20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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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、SOA 415 (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】

SOA 415 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、SOA 415 で増幅され、最終的に coupler 414 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 5000 rpm 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】

Coupler 414 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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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】

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。

20

【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ト値を対応付けて格納する。

30

【0076】

カウント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、Rθ変換され、順次超音波断層画像534として出力される。

40

【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3

50

20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。

【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。

10

【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、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

像 1 フレーム及び光断層画像 1 フレームは、それぞれ、5 1 2 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 1 0 2 4）。

【0088】

なお、超音波及び光の送信／受信は、校正治具 6 0 0 内を軸方向に進みながら行われるため、図 7 の 7 b 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 6 0 0 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 8 A 及び図 8 B は、校正治具 6 0 0 に挿通されたイメージングコア 2 2 0 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 3 1 0 による超音波の送受信及び光送受信部 3 2 0 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。

【0090】

図 8 A において、画素データ 8 0 1 がハッチングされているのは、超音波送受信部 3 1 0 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 6 0 0 の反射部 6 0 1 を示している。また、画素データ 8 0 2 がハッチングされているのは、超音波送受信部 3 1 0 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 6 0 0 の反射部 6 0 1 を示している。

【0091】

校正治具 6 0 0 に配された反射部 6 0 1 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 6 0 1 が検出される。

【0092】

同様に図 8 B において、画素データ 8 1 1 がハッチングされているのは、光送受信部 3 2 0 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 6 0 0 の反射部 6 0 1 を示している。また、画素データ 8 1 2 がハッチングされているのは、光送受信部 3 2 0 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 6 0 0 の反射部 6 0 1 を示している。

【0093】

上述したように、校正治具 6 0 0 に配された反射部 6 0 1 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 6 0 1 が検出される。ただし、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 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 6 0 1 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 6 0 1 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 6 0 1 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 6 0 1 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。

【0095】

図 9 の 9 a において、 θ_{u1} は、1 フレーム目における、反射部 6 0 1 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 6 0 1 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 6 0 1 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 3 1 0 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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

することで算出された近似式を示している。

【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

10

【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】

20

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】

30

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。

40

【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]

50

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。

10

【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

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

10

【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の角度差を補正する構成とした。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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 >

50

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。

【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。

【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応じた位置補正処理を行うことが可能となった。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

処理を適用することができる。

【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】

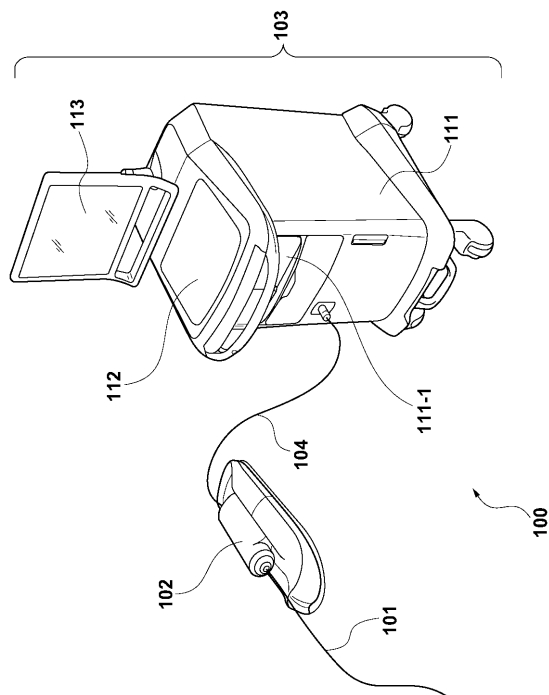
また、上記第４の実施形態では、反射部１８０１を構成するにあたり、断線部分の長さを一定とし、有線部分の長さを軸方向に沿って徐々に長くしていく構成としたが、本発明はこれに限定されず、有線部分の長さを固定し、断線部分の長さを軸方向に沿って徐々に長くしていく構成としてもよい。

10

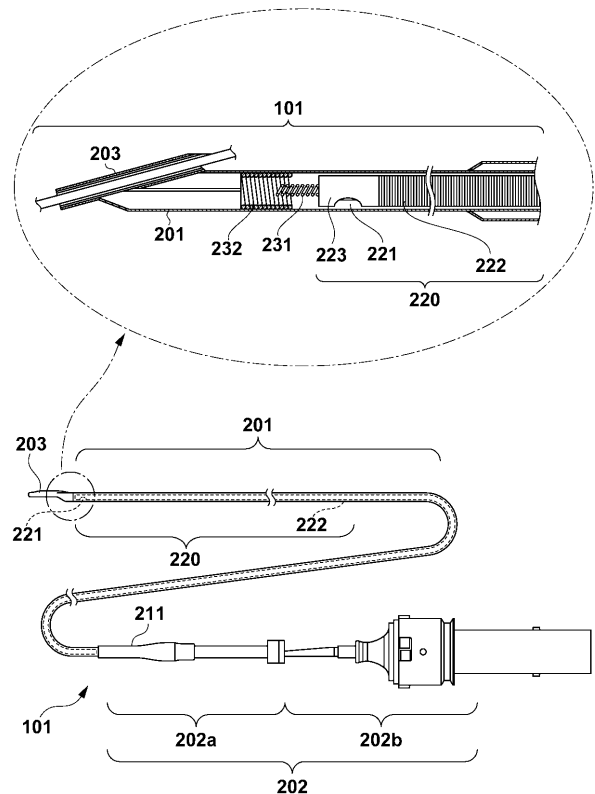
【０１７０】

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。

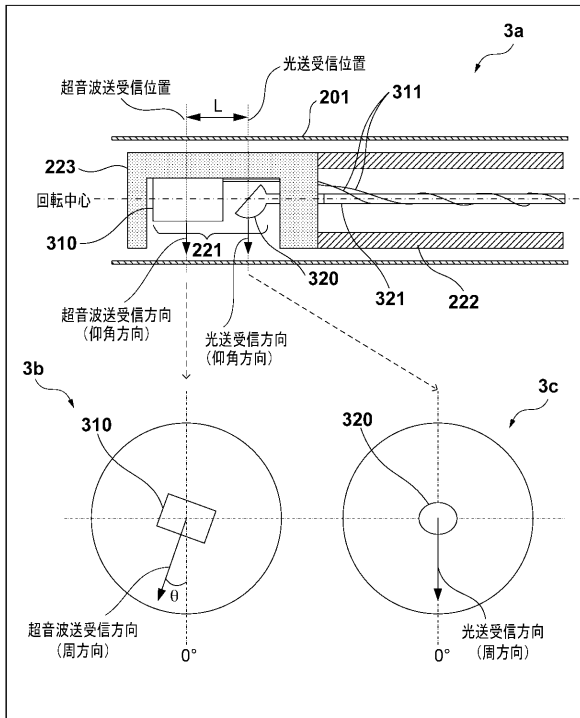
【図１】



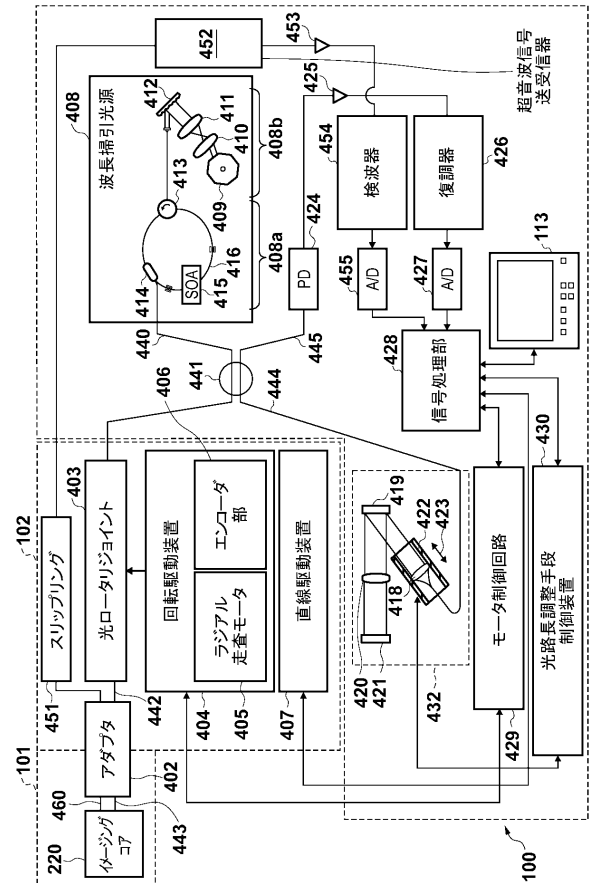
【図２】



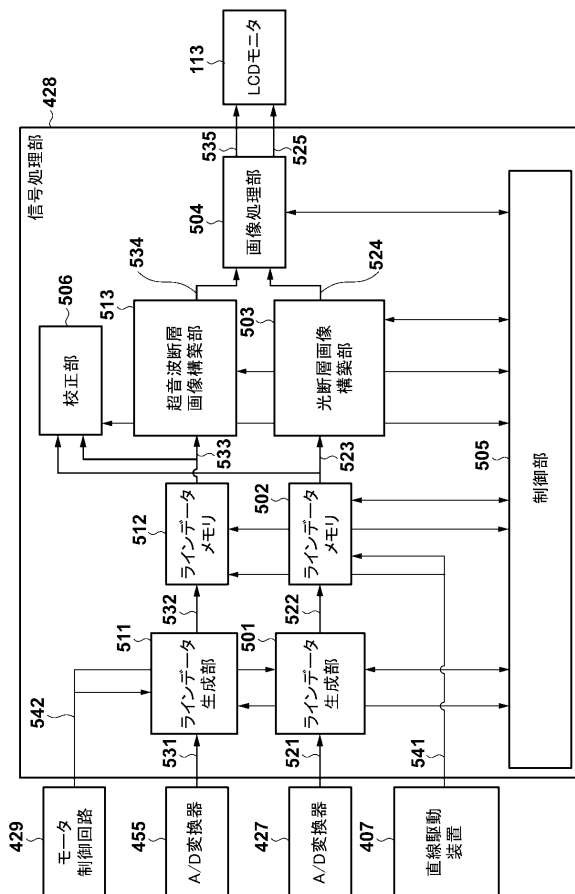
【図 3】



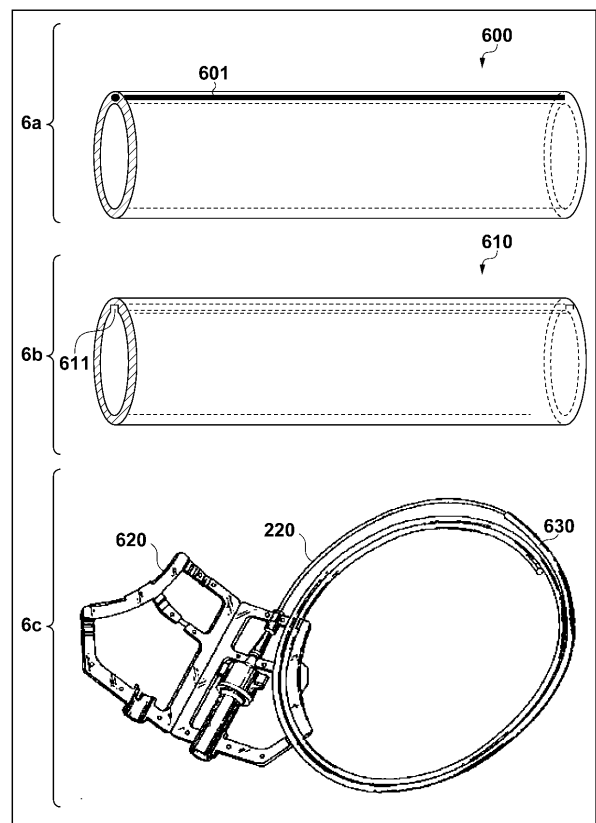
【図 4】



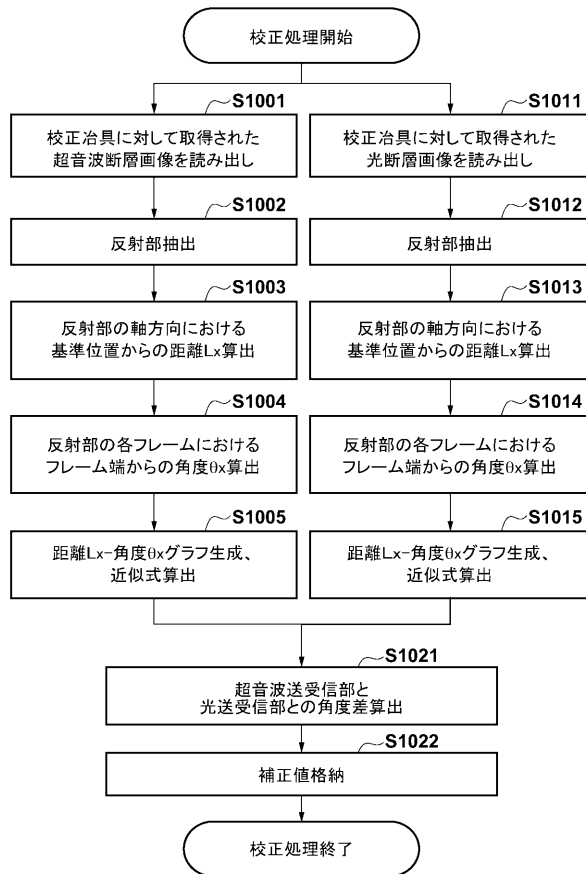
【図 5】



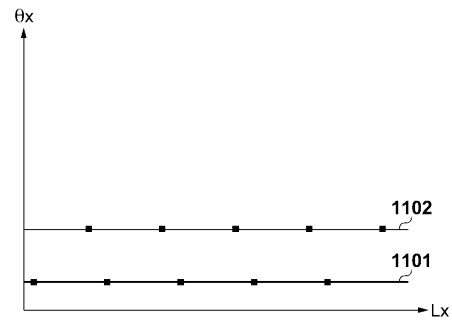
【図 6】



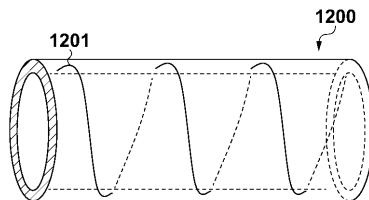
【図 1 0】



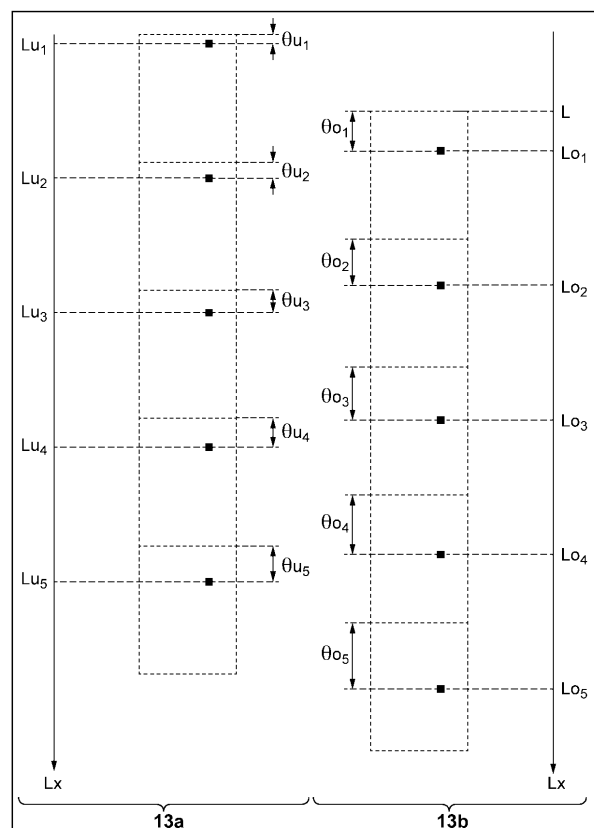
【図 1 1】



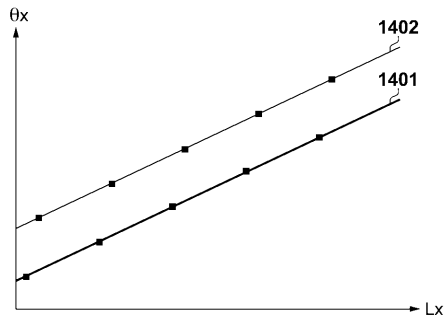
【図 1 2】



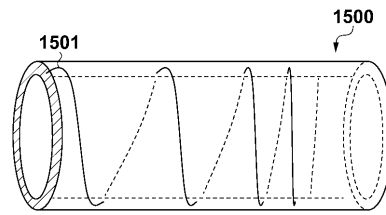
【図 1 3】



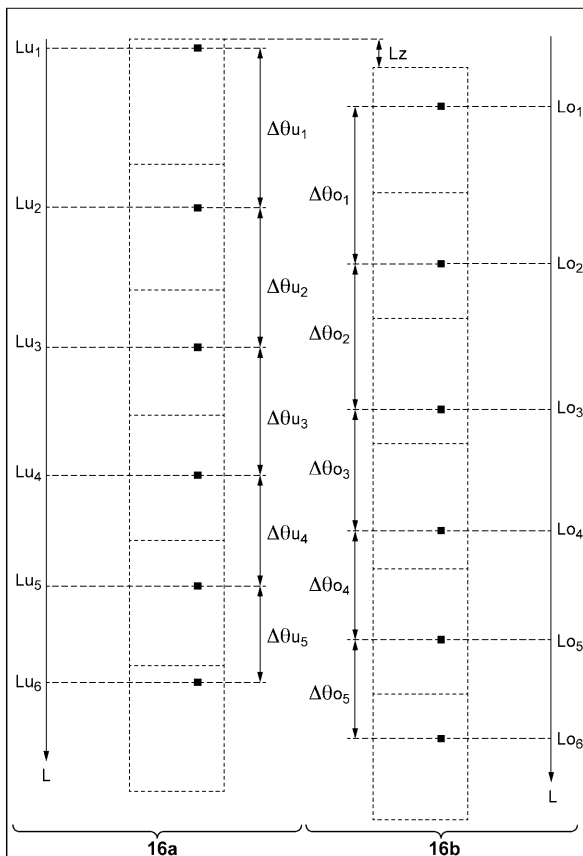
【図 1 4】



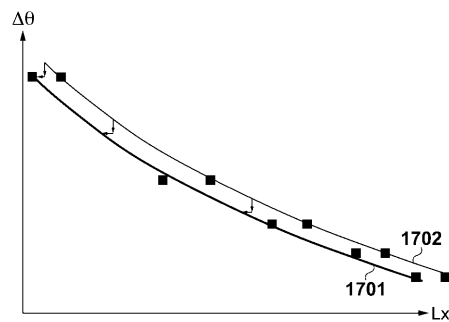
【図 1 5】



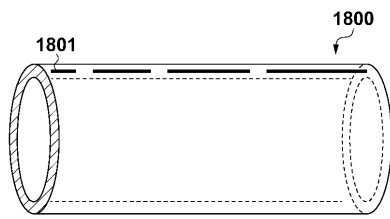
【図 1 6】



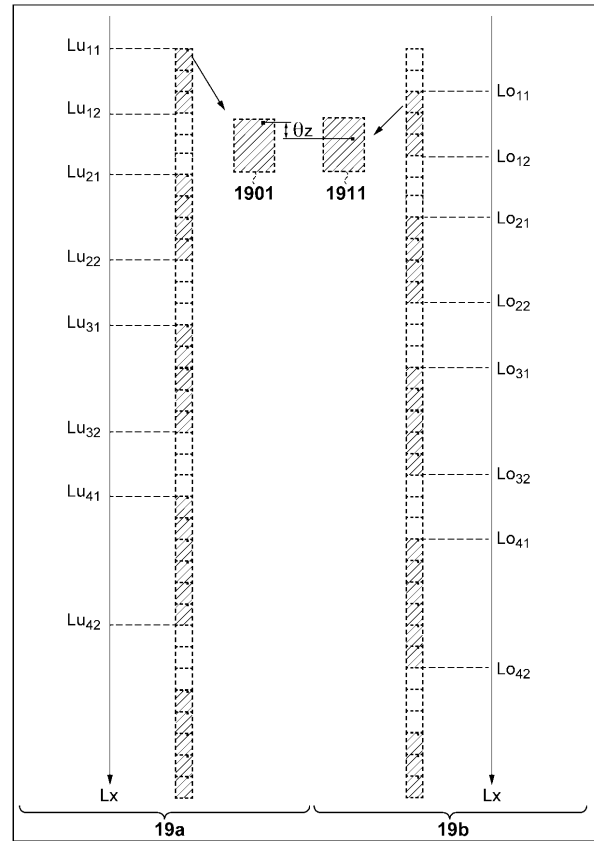
【図 1 7】



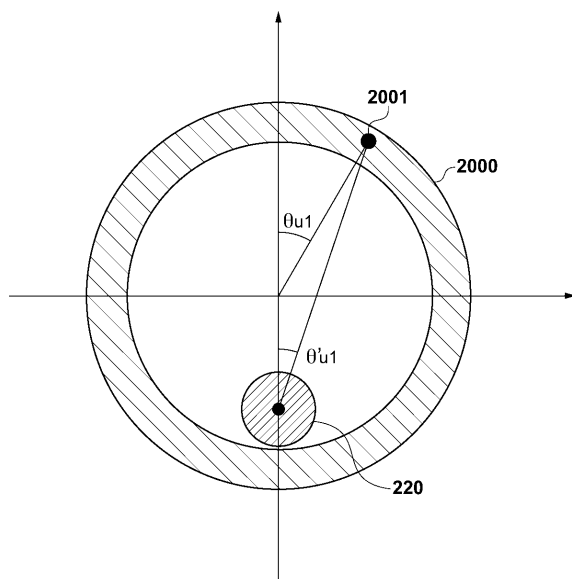
【図 18】



【図 19】



【図 20】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/006131

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/12, A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 7-255725 A (Aloka Co., Ltd.), 09 October 1995 (09.10.1995), paragraphs [0025] to [0027]; fig. 6 (Family: none)	1-11
A	JP 7-184899 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 July 1995 (25.07.1995), paragraphs [0010], [0025]; fig. 2 (Family: none)	1-11
A	JP 7-37108 U (Aloka Co., Ltd.), 11 July 1995 (11.07.1995), abstract (Family: none)	1-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
12 December, 2012 (12.12.12)Date of mailing of the international search report
25 December, 2012 (25.12.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/006131

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-240710 A (Terumo Corp.), 22 October 2009 (22.10.2009), paragraphs [0013] to [0017], [0031] to [0032], [0036]; fig. 3 & US 2009/0247878 A1	1-11
A	JP 2010-508973 A (Lightlab Imaging, Inc.), 25 March 2010 (25.03.2010), paragraphs [0006], [0025] to [0029]; fig. 1 & US 2008/0161696 A1 & WO 2008/057573 A2 & CN 101594819 A	1-11
A	US 2011/0098572 A1 (Zhongping Chen), 28 April 2011 (28.04.2011), fig. 4, 5 (Family: none)	1-11
A	JP 56-116447 A (Yokogawa Electric Works Ltd.), 12 September 1981 (12.09.1981), page 2, lower left column, lines 11 to 17; page 3, upper left column, lines 12 to 18 (Family: none)	1-11
A	JP 2008-188427 A (Biosense Webster, Inc.), 21 August 2008 (21.08.2008), paragraph [0035]; fig. 1 & US 2008/0183075 A1 & KR 10-2008-0071919 A & CN 101322651 A & MX 2008001466 A	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 6 1 3 1									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/12, A61B1/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 7-255725 A（アロカ株式会社）1995. 10. 09 段落[0025]-[0027]、図6（ファミリーなし）	1-11									
A	JP 7-184899 A（オリンパス光学工業株式会社）1995. 07. 25 段落[0010], [0025]、図2（ファミリーなし）	1-11									
A	JP 7-37108 U（アロカ株式会社）1995. 07. 11 要約（ファミリーなし）	1-11									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 12. 12. 2012		国際調査報告の発送日 25. 12. 2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9808								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 6 1 3 1
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-240710 A (テルモ株式会社) 2009. 10. 22 段落[0013]-[0017], [0031]-[0032], [0036]、図 3 & US 2009/0247878 A1	1-11
A	JP 2010-508973 A (ライトラブ イメージング, インコーポレイテッド) 2010. 03. 25 段落[0006], [0025]-[0029]、図 1 & US 2008/0161696 A1 & WO 2008/057573 A2 & CN 101594819 A	1-11
A	US 2011/0098572 A1 (Zhongping Chen) 2011. 04. 28 図 4, 5 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 56-116447 A (株式会社横河電機製作所) 1981. 09. 12 2 頁左下欄 11-17 行目、3 頁左上欄 12-18 行目 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2008-188427 A (バイオセンス・ウェブスター・インコーポレイテッド) 2008. 08. 21 段落[0035]、図 1 & US 2008/0183075 A1 & KR 10-2008-0071919 A & CN 101322651 A & MX 2008001466 A	1-11

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC

(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

Fターム(参考) 4C161 AA22 BB08 HH54 MM10

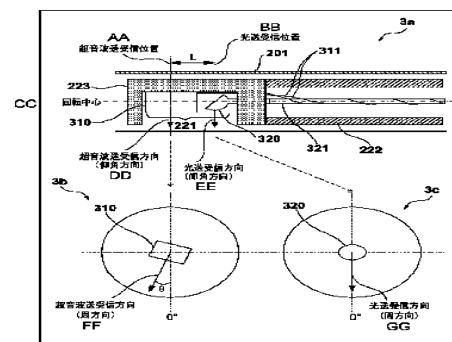
4C601 BB14 BB26 DD14 FE04 GA27 GA29 KK09 KK25 LL33

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	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	JPWO2014049644A1	公开(公告)日	2016-08-18
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		
[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		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/HH54 4C161/MM10 4C601/BB14 4C601/BB26 4C601/DD14 4C601/FE04 4C601/GA27 4C601/GA29 4C601/KK09 4C601/KK25 4C601/LL33		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP5913607B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在具有多个发送/接收单元的图像诊断设备中，可以基于发送/接收单元之间的轴向距离差或周向角度差来校正所生成的断层图像的位置。 本发明提供一种超声波发射/接收部分和发射/接收部分，其中利用通过在被测对象的内腔中旋转同时在轴向上移动而获得的信号来布置光学发射/接收部分。 一种用于生成断层图像和光学断层图像的图像诊断设备，其中生成用于超声断层图像的数据和具有反射部的校准夹具的用于光学断层图像的数据，并且生成所生成的超声断层图像。 基于数据中包括的反射单元的位置信息和所生成的用于光学断层图像的数据中包括的反射单元的位置信息，围绕超声波在超声波发送/接收单元和光学发送/接收单元之间。 其特征在于，在对超声波断层图像或光学断层图像进行位置校正和显示时，计算周向上的角度差并将其用作校正值。



AA Ultrasound transmission-reception location
BB Optical transmission-reception location
CC Center of rotation
DD Ultrasound transmission-reception direction (elevation direction)
EE Optical transmission-reception direction (elevation direction)
FF Ultrasound transmission-reception direction (circumference direction)
GG Optical transmission-reception direction (circumference direction)