

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/145711

発行日 平成27年12月10日 (2015.12.10)

(43) 国際公開日 平成25年10月3日 (2013.10.3)

(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 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

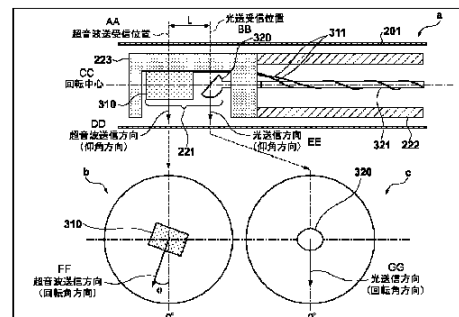
出願番号	特願2014-507429 (P2014-507429)	(71) 出願人	000109543
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/002037		テルモ株式会社
(22) 国際出願日	平成25年3月26日 (2013.3.26)		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目44番1号
(31) 優先権主張番号	特願2012-69144 (P2012-69144)	(74) 代理人	100076428
(32) 優先日	平成24年3月26日 (2012.3.26)		弁理士 大塚 康徳
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(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】 画像診断装置及びその制御方法

(57) 【要約】

本発明は、プローブにおける超音波の送受信部及び光の送受信部について高い位置決め精度を要求しないで、超音波の送受信部及び光の送受信部の相対位置に基づくズレを補正した超音波断層像、光断層像を生成することを可能にする。このため、超音波送受信部及び光送受信部を有するプローブ分部101には、超音波送受信部及び光送受信部の回転軸方向の間隔L、及び、超音波の送信方向及び光の送信方向における回転方向の角度差 θ を記憶したRFIDチップ250が張り付けられている。操作制御装置103の信号処理部528は、このRFIDチップ250に格納された情報を読取部570を介して取得し、間隔L、角度差 θ を吸収した超音波断層像、光断層像を構築し、表示する。



AA... ULTRASOUND TRANSMISSION/RECEPTION POSITION
BB... LIGHT TRANSMISSION/RECEPTION POSITION
CC... ROTATION CENTER
DD... ULTRASOUND TRANSMISSION DIRECTION (ELEVATION ANGLE DIRECTION)
EE... LIGHT TRANSMISSION DIRECTION (ELEVATION ANGLE DIRECTION)
FF... ULTRASOUND TRANSMISSION DIRECTION (ROTATION ANGLE DIRECTION)
GG... LIGHT TRANSMISSION DIRECTION (ROTATION ANGLE DIRECTION)

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを有し、該プローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波と、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の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、

前記プローブに装着されている所定のメモリをアクセスし、当該メモリから前記超音波送受信部及び光送受信部の配置位置に係る情報を読み出す読み出し手段と、

該読み出し手段を介して取得した情報から、前記配置位置に応じたズレが補正された超音波断層画像、光断層画像を生成する診断画像生成手段と

を有することを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

前記メモリは R F I D メモリチップであって、前記読み出し手段は R F I D リーダ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】

前記メモリには、前記回転の回転軸に沿った前記超音波送受信部と光送受信部との間隔 L、又は、前記超音波送受信部が出射する超音波の送信方向と前記光送受信部が出射する光の送信方向における、前記回転の回転方向の角度差 θ の少なくとも一方の情報が格納されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像診断装置。

【請求項 4】

前記メモリには、前記回転軸から前記超音波送受信部までの距離 r_0 、前記回転軸から前記光送受信部までの距離 r_1 の情報が格納されてい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】

前記超音波送受信部による超音波の送信方向及び前記光送受信部による光の送信方向は、前記軸方向に対する仰角が 90° に対して所定角度ずれた方向とすることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 6】

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを有し、該プローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波と、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の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の制御方法であって、

前記プローブに装着されている所定のメモリをアクセスし、当該メモリから前記超音波送受信部及び光送受信部の配置位置に係る情報を所定の読み出し手段を介して取得する取得工程と、

該取得工程で取得した情報から、前記配置位置に応じたズレが補正された超音波断層画像、光断層画像を生成する診断画像生成工程と

を有することを特徴とする画像診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波断並びに光による生体組織の断層画像生成技術に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来より、動脈硬化の診断や、バルーンカテーテルまたはステント等の高機能カテーテルによる血管内治療時の術前診断、あるいは、術後の結果確認のために、画像診断装置が広く使用されている。

【0003】

画像診断装置には、血管内超音波診断装置（IVUS：Intra Vascular Ultra Sound）や光干渉断層診断装置（OCT：Optical Coherence Tomography）等が含まれ、それぞれに異なる特性を有している。

【0004】

更に、最近では、IVUSの機能と、OCTの機能の両方を組み合わせた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の特性と、高分解能で測定できるOCTの特性とを活かした断層画像を生成することができ、より精度の高い診断が期待される。

【0005】

かかる画像診断装置では、通常、血管内においてプローブ部を軸方向及び回転方向に動作させながら、送受信部にて超音波または光を送受信させることで断層画像の生成を行う。しかし、IVUSの送受信部及びOCT用の送受信部それぞれは、物理的な相応の設置空間を必要とするので、互いに全く同じ位置に配置することはできない。必然、両者はプローブ内の別々な位置に配置することになる。従って、両者で得られたそれぞれの血管断層像は、その配置位置に見合った分だけずれたものとなる。それ故、同じ位置、同じ視点での両者の断層像を比較できるようにするため、その位置決めの差に応じて一方の断層像を調整する必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平11-56752号公報

【特許文献2】特開2006-204430号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記の通り、プローブ内に配置するIVUSの送受信部及びOCT用の送受信部の位置決めの精度は高いほど良い。しかし、その高い位置決め精度を要求すればするほど、歩留まりが悪くなり、コスト面の問題が大きなものとなることは容易に推察されよう。

【0008】

本発明はかかる問題に鑑みなされたものであり、プローブにおける超音波の送受信部及び光の送受信部について高い位置決め精度を要求しないで、超音波の送受信部及び光の送受信部の相対位置に基づくズレを補正した超音波断層像、光断層像を生成することを可能ならしめる技術を提供しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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。すなわち、

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを有し、該プローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波と、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の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、

前記プローブに装着されている所定のメモリをアクセスし、当該メモリから前記超音波送受信部及び光送受信部の配置位置に係る情報を読み出す読み出し手段と、

該読み出し手段を介して取得した情報から、前記配置位置に応じたズレが補正された超音波断層画像、光断層画像を生成する診断画像生成手段とを有する。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、プローブにおける超音波の送受信部及び光の送受信部について高い位置決め精度を要求しないで、超音波の送受信部及び光の送受信部の相対位置に基づくズレ

10

20

30

40

50

を補正した超音波断層像、光断層像を生成することが可能になる。

【 0 0 1 1 】

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】

【 0 0 1 2 】

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】本発明の一実施形態にかかる画像診断装置 1 0 0 の外観構成を示す図である。

10

【図 2】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】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】画像診断装置 1 0 0 の機能構成を示す図である。

【図 5】信号処理部の機能構成を示す図である。

【図 6】信号処理部 5 2 8 の処理手順を示すフローチャートである。

【図 7】第 2 の実施形態における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。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

20

以下添付図面に従って本発明に係る実施形態を詳細に説明する。

【 0 0 1 4 】

[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（ 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 5 】

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 / ブルバック部 1 0 2 と、操作制御装置 1 0 3 とを備え、スキャナ / ブルバック部 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。

30

【 0 0 1 6 】

プローブ部 1 0 1 は、直接血管等の体腔内に挿入され、パルス信号に基づく超音波を体腔内に送信するとともに、体腔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）を連続的に体腔内に送信するとともに、体腔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体腔内部の状態を測定する。

【 0 0 1 7 】

スキャナ / ブルバック部 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軸方向及び回転方向の動作（体腔内の軸方向の動作及び回転方向の動作）を規定している。また、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。

40

【 0 0 1 8 】

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、測定により得られたデータを処理し、体腔内の断層画像として表示するための機能を備える。

【 0 0 1 9 】

操作制御装置 1 0 3 において、 1 1 1 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

50

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。

【 0 0 2 0 】

1 1 1 - 1 はプリンタ / D V D レコーダであり、本体制御部 1 1 1 における処理結果を印刷したり、データとして記憶したりする。1 1 2 は操作パネルであり、ユーザは該操作パネル 1 1 2 を介して、各種設定値及び指示の入力を行う。1 1 3 は表示装置としての L C D モニタであり、本体制御部 1 1 1 において生成された断層画像を表示する。

【 0 0 2 1 】

2 . プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成

10

次に、プローブ部 1 0 1 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 1 0 1 は、血管等の体腔内に挿入される長尺のカテーテルシース 2 0 1 と、ユーザが操作するために血管等の体腔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 2 0 2 とにより構成される。カテーテルシース 2 0 1 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 2 0 3 が設けられている。カテーテルシース 2 0 1 は、ガイドワイヤルーメン用チューブ 2 0 3 との接続部分からコネクタ部 2 0 2 との接続部分にかけて連続する管腔を形成している。

【 0 0 2 2 】

カテーテルシース 2 0 1 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 2 2 1 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 2 2 2 とを備えるイメージングコア 2 2 0 が、カテーテルシース 2 0 1 のほぼ全長にわたって挿通されている。

20

【 0 0 2 3 】

コネクタ部 2 0 2 は、カテーテルシース 2 0 1 の基端に一体化して構成されたシースコネクタ 2 0 2 a と、駆動シャフト 2 2 2 の基端に駆動シャフト 2 2 2 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 2 0 2 b とを備える。

【 0 0 2 4 】

シースコネクタ 2 0 2 a とカテーテルシース 2 0 1 との境界部には、耐キンクプロテクタ 2 1 1 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。

30

【 0 0 2 5 】

駆動シャフトコネクタ 2 0 2 b の基端は、スキャナ / ブルバック部 1 0 2 に着脱可能に取り付けられる。

【 0 0 2 6 】

次に、プローブ部 1 0 1 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 2 0 1 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 2 2 1 が配されたハウジング 2 2 3 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 2 2 2 とを備えるイメージングコア 2 2 0 がほぼ全長にわたって挿通されており、プローブ部 1 0 1 を形成している。

40

【 0 0 2 7 】

送受信部 2 2 1 では、体腔内組織に向けて超音波及び光を送信するとともに、体腔内組織からの反射波及び反射光を受信する。

【 0 0 2 8 】

駆動シャフト 2 2 2 はコイル状に形成され、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。

【 0 0 2 9 】

ハウジング 2 2 3 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 M I M（金属粉末射出成形）等により形成される。ハウジング 2 2 3 は、内部に送受信部 2 2 1 として、超音波送受信部及び光送受信部を有し、基

50

端側は駆動シャフト 2 2 2 と接続されている。また、先端側には短いコイル状の弾性部材 2 3 1 が設けられている。

【 0 0 3 0 】

弾性部材 2 3 1 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 2 3 1 が先端側に配されることで、イメージングコア 2 2 0 を前後移動させる際にカテーテルシース 2 0 1 内での引っかかりを防止する。

【 0 0 3 1 】

2 3 2 は補強コイルであり、カテーテルシース 2 0 1 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。

【 0 0 3 2 】

ガイドワイヤルーメン用チューブ 2 0 3 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 2 0 3 は、予め血管等の体腔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 2 0 1 を患部まで導くのに使用される。

【 0 0 3 3 】

駆動シャフト 2 2 2 は、カテーテルシース 2 0 1 に対して送受信部 2 2 1 を軸方向及び回転方向に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。

【 0 0 3 4 】

3 . イメージングコアの断面構成

次に、イメージングコア 2 2 0 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 の a はイメージングコアの断面構成、b 及び c は超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

【 0 0 3 5 】

図 3 の a に示すように、ハウジング 2 2 3 内に配された送受信部 2 2 1 は、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 とを備えており、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、それぞれ、駆動シャフト 2 2 2 の回転中心軸上（図 3 の a の一点鎖線上）において軸方向に沿って配置されている。

【 0 0 3 6 】

このうち、超音波送受信部 3 1 0 は、プローブ部 1 0 1 の先端側に、また、光送受信部 3 2 0 は、プローブ部 1 0 1 の基端側に配置されており、超音波送受信部 3 1 0 の超音波送受信位置と光送受信部 3 2 0 の光送受信位置との間の距離が L 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。

【 0 0 3 7 】

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 の超音波送信方向（仰角方向）、及び、光送受信部 3 2 0 の光送信方向（仰角方向）が、それぞれ、 90° 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。実際には、この角度（角度 γ ）は 90° でなく、それより 2 乃至 4° だけずらしている。理由は、 90° にしてしまうと、カテーテルシース 2 0 1 による反射波、反射光を検出してしまふからである。ただし、この角度 γ は、装置構成等に応じて適宜設定すればよく、あくまで一例であり、これによって本願発明が限定されるものではない点に留意願いたい。更にまた、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、その超音波の送信方向、及び、光送信方向の回転方向の角度差が 0（ただし、0 には限らない）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。

【 0 0 3 8 】

上記の如く、ハウジング 2 2 3 内に配された送受信部 2 2 1 における超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 は、軸方向に対して相対距離 L だけずれており、超音波送受信部 3 1 0 の超音波の送信方向並びに光送受信部 3 2 0 の光の送信方向における回転方向の角度差は 0 にしている。それ故、超音波並びに光干渉による血管断層像を再構築する際には、両者の間で軸方向に対する相対距離 L のずれがあるものとし、且つ、回転軸に対して角

10

20

30

40

50

度のずれが 0 であるものと見なすアルゴリズムに従って、一方の断層像を他方の断層像に合わせて再構築すればよい。

【 0 0 3 9 】

しかしながら、実際の製造段階では、それぞれについてバラツキが発生することも事実である。すなわち、実際に製造した送受信部 3 1 0 における超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との軸方向の距離は L より長い場合も短い場合もある。また、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、図 3 の b、c に示すように、光送信方向の回転方向を基準にした場合に 0 とはならず、 θ だけずれて取り付けられることもある。

【 0 0 4 0 】

これらバラツキの許容範囲を狭くすればするほど、上記アルゴリズムで生成される超音波断層像及び光干渉断層像の軸方向並びに回転方向のずれが小さくなり、高い精度で両者の像を同じ軸方向の位置、同じ回転方向での視点で比べることができる。しかし、この場合、製品としての歩留まりが悪くなり、結果的に高いコストが強いられることになる。

10

【 0 0 4 1 】

一方、製造段階でのバラツキの許容範囲を広くすればするほど、歩留まりは良くなり、コスト上の問題は解消する。しかし、逆に超音波断層像及び光干渉断層像に対する、同じ軸方向の位置、同じ回転方向での視点で比較する際の信憑性は低いものになってしまう。

【 0 0 4 2 】

本発明は上記の問題を解消する。このため、実施形態においては、以下のように対処した。

20

・第 1 には、超音波断層像、及び、光干渉断層像を再構築するアルゴリズムでは、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 と間の軸方向の距離 L 、及び、それらの送信する方向間の回転方向の角度差 θ を固定として処理するのではなく、それらを「引数（パラメータ）」として外部から適宜変更できるようにする。

・第 2 には、現実に製造されたハウジング 2 2 3 を検査した際の、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 と間の軸方向の実測距離 L 、及び、それらの回転方向の実測角度差 θ を R F I D チップに書込み、その R F I D チップ（R F I D タグとも言う）を、プローブ 1 0 1 における、スキャナ / プルバック部 1 0 2 に装着する側の適当な部位に張り付け固定する。図 2 に示す参照符号 2 5 0 が、この R F I D チップである。

・第 3 には、スキャナ / プルバック部 1 0 2 には、本体制御部 1 1 1 からの制御の下で動作し、この R F I D チップをアクセスし、内部記憶された距離 L 、角度差 θ に係る情報を読み出す R F I D リーダ（以下、読取部）を設ける（後述する図 4 の参照符号 5 7 0）。なお、R F I D 通信技術による通信可能な距離は少なくとも数 cm はあるので、プローブ 1 0 1 をスキャナ / プルバック部 1 0 2 にセットした際の、R F I D チップと R F I D 読取部との距離はその範囲内にあれば良い。すなわち、スキャナ / プルバック部 1 0 2 に設置する読取部の設置位置に高い精度は必要ない。

30

【 0 0 4 3 】

なお、説明が前後するが、検査の度に、距離 L 、及び、角度差 θ を R F I D チップに書込むとすると、R F I D チップに書込みのための装置が別途必要になり、コスト面、製造に係る時間の面で不利である。そこで以下の様にしても構わない。

40

【 0 0 4 4 】

予め、微細距離 ΔL 、微細角度差 $\Delta \theta$ を決め、目標距離 L に対して $\{ L - n \cdot \Delta L, L - (n - 1) \cdot \Delta L, \dots, L, \dots, L + (n - 1) \cdot \Delta L, L + n \Delta L \}$ 、目標角度差 θ （実施形態では $\theta = 0$ ）に対して $\{ \theta - m \cdot \Delta \theta, \theta - (m - 1) \cdot \Delta \theta, \dots, \theta, \dots, \theta + (m - 1) \cdot \Delta \theta, \theta + m \Delta \theta \}$ の組み合わせが示す情報が既に書込まれた多種類の R F I D チップを事前に用意しておき、検査で得られた値からその中の 1 つを選択し、プローブ 1 0 1 の予め設定された位置に張り付ける。係る手順にすれば、コスト面、製造に係る時間短縮が期待できる。ただし、上記以外は一例であり、これによって本願発明が限定されるものではない点に留意願いたい。

【 0 0 4 5 】

50

そして、実際の診断の際には、血管断層像を得るためのスキャン開始するタイミングあるいはそれ以前の適当なタイミング（例えば、プローブ１０１をスキャナ／ブルバック部１０２に固定した際）、そのプローブ１０１上の、スキャナ／ブルバック部１０２に接続する近傍に張り付けられたＲＦＩＤチップを、上記のＲＦＩＤ読取部が読み取り、この読み取った距離Ｌ、角度差θを決定し、それらを引数として断層像再構成に係る処理に設定し、超音波断層像、光干渉断層像の再構成させることになる。

【００４６】

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、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１０

10

【００４７】

図示の如く、プローブ１０１に張り付けられたＲＦＩＤチップ２５０をアクセスし、記憶された情報を読み取る読取部５７０が、スキャナ／ブルバック部１０２に設けられている。そして、この読取部５７０は操作制御装置１０３内の信号処理部５２８に接続されていることに注意されたい。

【００４８】

（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

20

【００４９】

なお、スリップリング５５１の回転駆動部側は回転駆動装置５０４のラジアル走査モータ５０５により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ５０５の回転角度は、エンコーダ部５０６により検出される。更に、スキャナ／ブルバック部１０２は、直線駆動装置５０７を備え、信号処理部５２８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。

【００５０】

30

超音波信号送受信器５５２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５２８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。

【００５１】

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５５３により増幅された後、検波器５５４に入力され検波される。

【００５２】

更に、Ａ／Ｄ変換器５５５では、検波器５５４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（回転中心位置から放射線上に延びるライン）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、３０．６Ｍ

40

【００５３】

Ａ／Ｄ変換器５５５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５２８に入力される。信号処理部５２８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、血管等の体腔内の各位置での超音波断層画像を形成し、所定のフレームレートでＬＣＤ

【００５４】

50

なお、信号処理部 5 2 8 はモータ制御回路 5 2 9 と接続され、モータ制御回路 5 2 9 のビデオ同期信号を受信する。信号処理部 5 2 8 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。

【 0 0 5 5 】

また、このモータ制御回路 5 2 9 のビデオ同期信号は、回転駆動装置 5 0 4 にも送られ、回転駆動装置 5 0 4 はビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力する。

【 0 0 5 6 】

(2) 波長掃引型 OCT の機能

5 0 8 は波長掃引光源 (S w e p t L a s e r) であり、 S O A 5 1 5 (s e m i c o n d u c t o r o p t i c a l a m p l i f i e r) とリング状に結合された光ファイバ 5 1 6 とポリゴンスキャニングフィルタ (5 0 8 b) よりなる、 E x t e n d e d - c a v i t y L a s e r の一種である。

【 0 0 5 7 】

S O A 5 1 5 から出力された光は、光ファイバ 5 1 6 を進み、ポリゴンスキャニングフィルタ 5 0 8 b に入り、ここで波長選択された光は、 S O A 5 1 5 で増幅され、最終的に c o u p l e r 5 1 4 から出力される。

【 0 0 5 8 】

ポリゴンスキャニングフィルタ 5 0 8 b では、光を分光する回折格子 5 1 2 とポリゴンミラー 5 0 9 との組み合わせで波長を選択する。具体的には、回折格子 5 1 2 により分光された光を 2 枚のレンズ (5 1 0 、 5 1 1) によりポリゴンミラー 5 0 9 の表面に集光させる。これによりポリゴンミラー 5 0 9 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 5 0 8 b から出力されることとなる。つまり、ポリゴンミラー 5 0 9 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。

【 0 0 5 9 】

ポリゴンミラー 5 0 9 は、例えば、 3 2 面体のミラーが使用され、回転数が 5 0 0 0 0 r p m 程度である。ポリゴンミラー 5 0 9 と回折格子 5 1 2 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。

【 0 0 6 0 】

C o u p l e r 5 1 4 から出力された波長掃引光源 5 0 8 の光は、第 1 のシングルモードファイバ 5 4 0 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 5 4 0 は、途中の光カップラ部 5 4 1 において第 2 のシングルモードファイバ 5 4 5 及び第 3 のシングルモードファイバ 5 4 4 及び第 6 のシングルモードファイバ 5 4 6 と光学的に結合されている。

【 0 0 6 1 】

第 1 のシングルモードファイバ 5 4 0 の光カップラ部 5 4 1 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) 5 0 3 が回転駆動装置 5 0 4 内に設けられている。

【 0 0 6 2 】

更に、光ロータリジョイント (光カップリング部) 5 0 3 内の第 4 のシングルモードファイバ 5 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 5 4 3 がアダプタ 5 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 5 4 3 に、波長掃引光源 5 0 8 からの光が伝送される。

【 0 0 6 3 】

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 から生体管腔内の生体組織に対してラジアル走査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 6 のシングルモードファイバ 5 4 6 側に戻る。さらに、光カップラ部 5 4 1 によりその一部が第 2 のシングルモードファイバ 5 4 5 側に移り、第 2 のシングルモードファイバ 5 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 5 2 4)

10

20

30

40

50

にて受光される。

【 0 0 6 4 】

なお、光ロータリジョイント 5 0 3 の回転駆動部側は回転駆動装置 5 0 4 のラジアル走査モータ 5 0 5 により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ 5 0 5 の回転角度は、エンコーダ部 5 0 6 により検出される。更に、スキャナ／ブルバック部 1 0 2 は、直線駆動装置 5 0 7 を備え、信号処理部 5 2 8 からの指示に基づいて、イメージングコア 2 2 0 の軸方向動作を規定する。

【 0 0 6 5 】

一方、第 3 のシングルモードファイバ 5 4 4 の光カップラ部 5 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 5 3 2 が設けられている。

10

【 0 0 6 6 】

この光路長の可変機構 5 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。

【 0 0 6 7 】

第 3 のシングルモードファイバ 5 4 4 およびコリメートレンズ 5 1 8 は、その光軸方向に矢印 5 2 3 で示すように移動自在な 1 軸ステージ 5 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 8 】

具体的には、1 軸ステージ 5 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 5 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、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。

20

【 0 0 6 9 】

1 軸ステージ 5 2 2 で光路長が微調整され、グレーティング 5 1 9、レンズ 5 2 0 を介してミラー 5 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 5 4 4 の途中に設けられた光カップラ部 5 4 1 で第 6 のシングルモードファイバ 5 4 6 側から得られた光と混合されて、フォトダイオード 5 2 4 にて受光される。

30

【 0 0 7 0 】

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

【 0 0 7 1 】

A / D 変換器 5 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 4 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。

40

【 0 0 7 2 】

A / D 変換器 5 2 7 にて生成されたライン単位の干渉光データは、信号処理部 5 2 8 に入力される。測定モードの場合、信号処理部 5 2 8 では干渉光データを F F T（高速フーリエ変換）により周波数分解して深さ方向のデータ（ラインデータ）を生成し、これを座標変換することにより、血管等の体腔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 C D モニタ 1 1 3 に出力する。

【 0 0 7 3 】

信号処理部 5 2 8 は、更に光路長調整手段制御装置 5 3 0 と接続されている。信号処理部 5 2 8 は光路長調整手段制御装置 5 3 0 を介して 1 軸ステージ 5 2 2 の位置の制御を行

50

う。

【 0 0 7 4 】

５．信号処理部の機能構成

次に、画像診断装置 1 0 0 の信号処理部 5 2 8 において、断層画像を構築するための、信号処理部 5 2 8 の機能構成について図 5 を用いて説明する。なお、以下に説明する構築処理は、専用のハードウェアを用いて実現されてもよいし、ソフトウェアにより（コンピュータがプログラムを実行することにより）実現されてもよい。

【 0 0 7 5 】

図 5 は、画像診断装置 1 0 0 の信号処理部 5 2 8 における構築処理を実現するため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。

10

【 0 0 7 6 】

制御部 6 0 5 は、スキャンに先立ち、読取部 5 7 0 を制御し、スキャナ／ブルバック部 1 0 2 の読取部 5 7 0 を制御し、プローブ部 1 0 1 に設けられた R F I D チップに格納されたセンサ間距離 L 、並びに、それぞれのセンサの回転方向の送信方向の角度差 θ を読み取り、超音波断層構築部 6 1 3、光断層像構築部 6 0 3 の一方にそれらをパラメータとして設定する。例えば、光断層像構築部 6 0 3 で構築する断層像を基準とするのであれば、超音波断層像 6 1 3 に対して、生成する断層像は L だけ軸方向にずらし、 θ だけ血管の軸を基準に回転させた断層像を作成するように設定する。

【 0 0 7 7 】

図 5 に示すように、A / D 変換器 5 2 7 で生成された干渉光データ 6 2 1 は、信号処理部 5 2 8 内のラインデータ生成部 6 0 1 において、モータ制御回路 5 2 9 から出力されるラジアル走査モータ 5 0 5 のエンコーダ部 5 0 6 の信号を用いて、ラジアル走査 1 回転あたりのライン数が 5 1 2 本となるように処理される。

20

【 0 0 7 8 】

なお、ここでは一例として、5 1 2 ラインから光断層画像を構築することとしているが、このライン数に限定されるものではない。

【 0 0 7 9 】

ラインデータ生成部 6 0 1 より出力されたラインデータ 6 2 2 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、ラジアル走査 1 回転分ごとに、ラインデータメモリ 6 0 2 に格納される。このとき、制御部 6 0 5 では、直線駆動装置 5 0 7 の移動量検出器より出力されたパルス信号 6 4 1 をカウントしておき、ラインデータ 6 2 2 をラインデータメモリ 6 0 2 に格納する際、それぞれのラインデータ 6 2 2 を生成した際のカウンタ値を対応付けて格納する。

30

【 0 0 8 0 】

カウンタ値と対応付けて格納されたラインデータ 6 2 3 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、光断層画像構築部 6 0 3 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、順次光断層画像 6 2 4 として出力される。

【 0 0 8 1 】

更に、画像処理部 6 0 4 において、LCD モニタ 1 1 3 に表示するための画像処理が施された後、光断層画像 6 2 5 として LCD モニタ 1 1 3 に出力される。

40

【 0 0 8 2 】

同様に、A / D 変換器 5 5 5 で生成された超音波データ 6 3 1 は、信号処理部 5 2 8 内のラインデータ生成部 6 1 1 において、モータ制御回路 5 2 9 から出力されるラジアル走査モータ 5 0 5 のエンコーダ部 5 0 6 の信号を用いて、ラジアル走査 1 回転あたりのライン数が 5 1 2 本となるように処理される。

【 0 0 8 3 】

ラインデータ生成部 6 1 1 より出力されたラインデータ 6 3 2 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、ラジアル走査 1 回転分ごとに、ラインデータメモリ 6 1 2 に格納される。このとき、制御部 6 0 5 では、直線駆動装置 5 0 7 の移動量検出機より出力されたパルス信号 6 4 1 をカウントしておき、ラインデータ 6 3 2 をラインデータメモリ 6 1 2 に格

50

納する際、それぞれのラインデータ 6 3 2 を生成した際のカウンタ値を対応付けて格納する。

【 0 0 8 4 】

カウンタ値と対応付けて格納されたラインデータ 6 3 3 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、超音波断層画像構築部 6 1 3 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、軸方向に対する距離 L だけのシフト、並びに、 $R\theta$ 変換した超音波断層画像 6 3 4 として、画像処理部 6 0 4 に順次出力する。画像処理部 6 0 4 では、LCD モニタ 1 1 3 に表示するための画像処理を施した後、超音波断層画像 6 3 5 として LCD モニタ 1 1 3 に出力する。

【 0 0 8 5 】

上記を踏まえ、制御部 6 0 5 の処理は結局のところ、図 6 に示すフローチャートに従った処理を行うこととなる。

【 0 0 8 6 】

先ず、ステップ S 1 0 1 にいて、スキャンの指示があるか否かを判定する。スキャン指示があると判定した場合、ステップ S 1 0 2 において、制御部 6 0 5 は読取部 5 7 0 を制御し、プローブ部 1 0 1 の R F I D チップに記憶されたセンサ間距離 L 、並びに、それぞれのセンサの回転方向の送信方向の角度差 θ を取得する。この後、ステップ S 1 0 3 にて、超音波断層像、光干渉断層像の構築処理に、取得した L 、 θ をパラメータとして設定する。この後は、それぞれの断層像再構成処理を実行し、表示処理を行う。

【 0 0 8 7 】

なお、スキャンして得られたデータを、将来再使用することも有り得る。この場合には、スキャン時に設定した設定情報、A / D 変換 5 2 7、5 5 5 で得られたデジタルデータに加え、設定した L 、 θ は勿論のこと、場合によっては角度 γ を含むファイルを外部記憶装置（ハードディスク等）に格納すれば良い。

【 0 0 8 8 】

以上説明したように、実施形態によれば、プローブにおける超音波の送受信部及び光の送受信部について高い位置決め精度を要求しないで、超音波の送受信部及び光の送受信部の相対位置に基づくズレを補正した超音波断層像、光断層像を生成することが可能になる。しかも、操作者には格別な作業を強いることもない。

【 0 0 8 9 】

なお、上記実施形態では、センサ間距離 L 、センサの回転方向の送信方向の角度差 θ の両方を R F I D チップに格納しているものとして説明したが、いずれか一方がコスト面の十分に高い精度で位置決めでき、もう一方がそうはならない場合、後者の値を R F I D チップに格納するようにしても良い。

【 0 0 9 0 】

また、場合によっては、R F I D チップに、 L 、 θ だけでなく、角度 γ をも書込んで良い。角度 γ を R F I D に書込んだ場合には、その角度 γ を読み込んだ際に、その角度 γ を加味できるので、より精度の高い断層像を作成することができる。

【 0 0 9 1 】

[第 2 の実施形態]

上記第 1 の実施形態では、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 を回転中心軸上において軸方向に沿って配置するものとした。しかし、ハウジング 2 3 3 に超音波送受信部 3 1 0、光送受信部 3 2 0 を収容・固定する際に、回転中心位置から多少のズレを許容しても良い。図 7 の 7 A は、超音波送受信部 3 1 0 における超音波を送受信する位置が、回転軸から r_0 だけズレた状態を示している。図 7 の 7 B は光送受信部 3 2 0 における光を送受信する位置が、回転軸から r_1 だけズレた状態を示している。これら図 7 の 7 A 及び 7 B は、第 1 の実施形態で示した図 3 の b 及び c に対応するものとして理解されたい。従って、図示の θ は、第 1 の実施形態と同じ意味を持つ。

【 0 0 9 2 】

超音波並びに光によるそれぞれの断層像は、それぞれの送受信部からの距離として再構

10

20

30

40

50

成して得られるものであるから、図示の r_0 、 r_1 が判明した場合には、そのズレに見合った補正を行うことで、正しい断層像を得ることができるのは理解できよう。

【0093】

従って、ハウジング233に超音波送受信部310、光送受信部320を収容・固定する際に、回転中心位置から多少のズレを許容する場合には、製造して得られたプローブの図示の r_0 、 r_1 を実測し、その r_0 、 r_1 と共に先に示した θ 、 L を記憶保持したRFIDチップをそのプローブに張り付ければ良い。当然、図6のステップS102では、 L 、 θ だけでなく、 r_0 、 r_1 をも取得する処理を行なう。そして、ステップS103では、 L 、 θ に加えて、 r_0 、 r_1 をも含めて、断層像再構成処理を行うようにすればよい。

【0094】

以上のように、本第2の実施形態によれば、ハウジング233に超音波送受信部310、光送受信部320を収容・固定する際に、回転中心位置から多少のズレを許容するものとしたので、高い精度の断層像を再構成することを維持しながらも、先に説明した第1の実施形態と比較し、更に歩留まりが良くすることが可能になる。

【0095】

また、上記第1、第2の実施形態では、情報記憶媒体としてRFIDチップを例に示した。RFIDチップは非常に小さくでき有用であるので望ましい形態ではあるが、例えば、 L 、 θ (第2の実施形態に適用するのであれば、更に、 r_0 、 r_1) の値を含む2次元バーコードのシールをプローブ部101の適当な位置に張り付けても良い。この場合、読取部570はバーコードを読み取ることになる。

【0096】

また、上記第1、第2の実施形態では、RFIDチップ内の情報を読み取るタイミングとして、スキャン開始指示があった場合としたが、本体制御部111の電源ON時、或いは、スキャナ/ブルバック部102にプローブ部101を装着したことを検出したタイミングでも構わない。

【0097】

さらにまた、信号処理部528の処理は、幾つかのハードウェアを必要とするものの、その多くは、信号処理部528における制御部605が実行するアプリケーションで実現できる。従って、本願発明は、コンピュータに実行させるためのプログラム、並びに、そのプログラムを格納したコンピュータ可読記憶媒体をその範疇とすることは明らかである。

【0098】

本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の要旨及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

【0099】

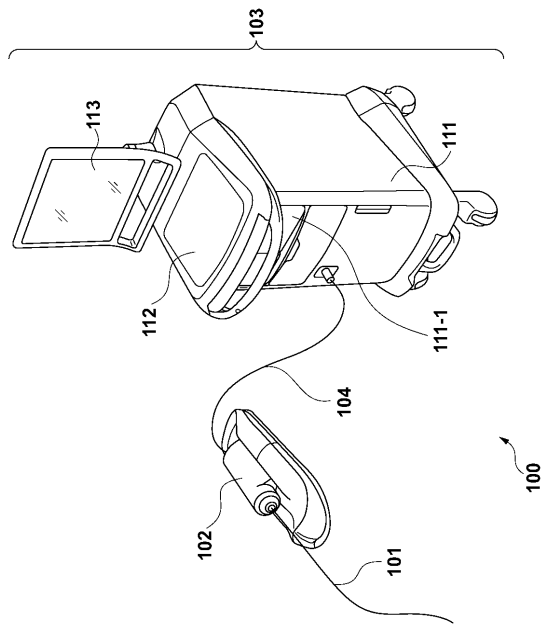
本願は、2012年3月26日提出の日本国特許出願特願2012-069144を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

10

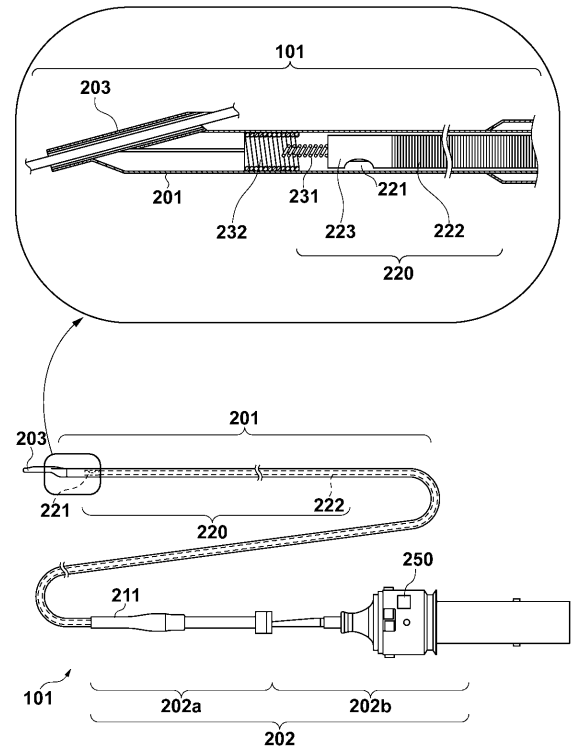
20

30

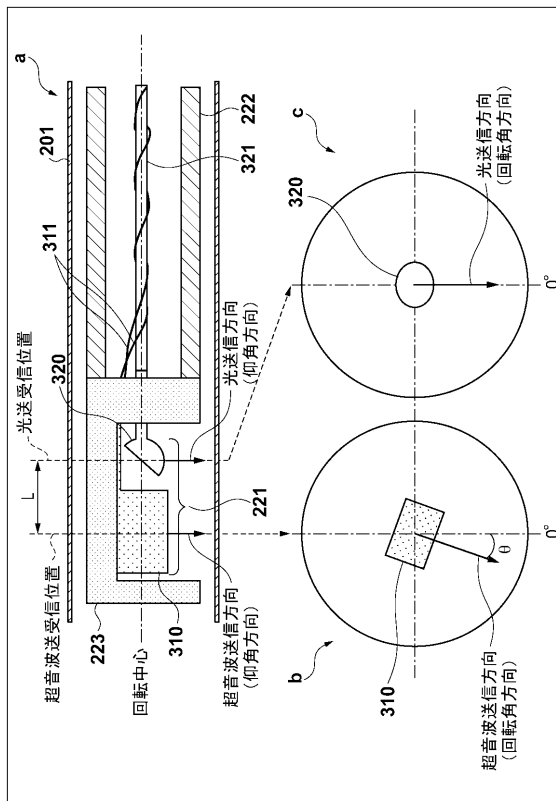
【図 1】



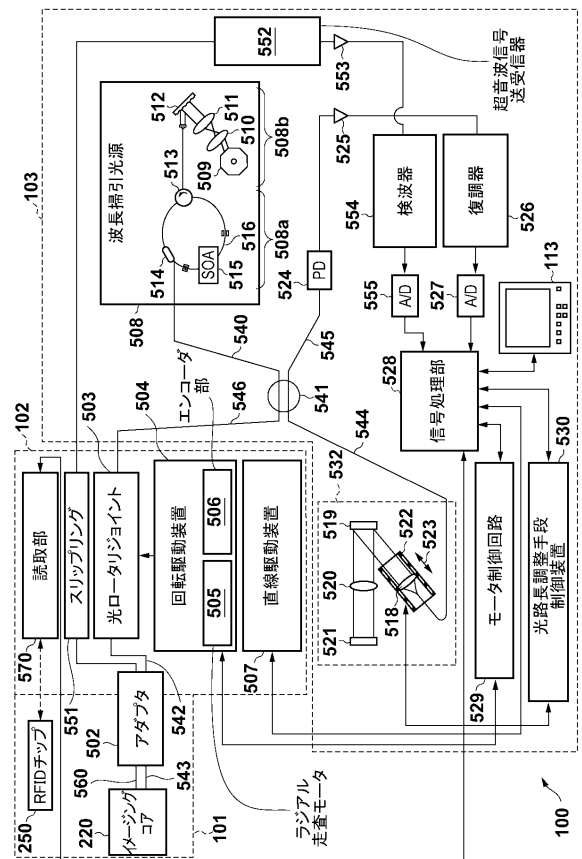
【図 2】



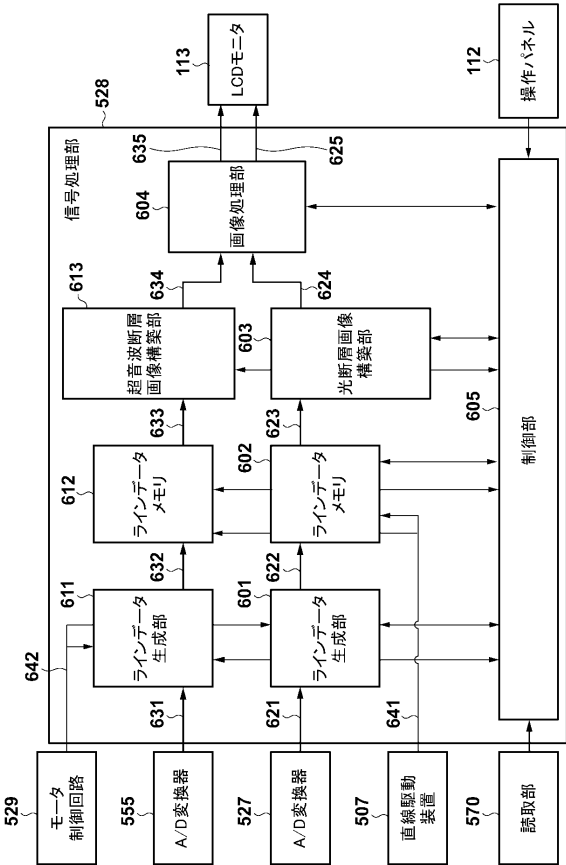
【図 3】



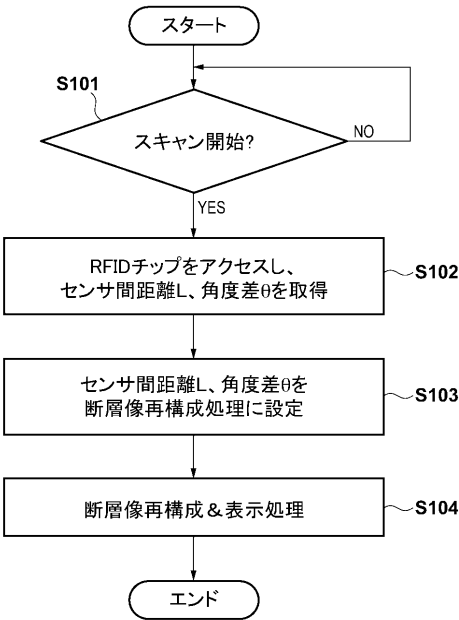
【図 4】



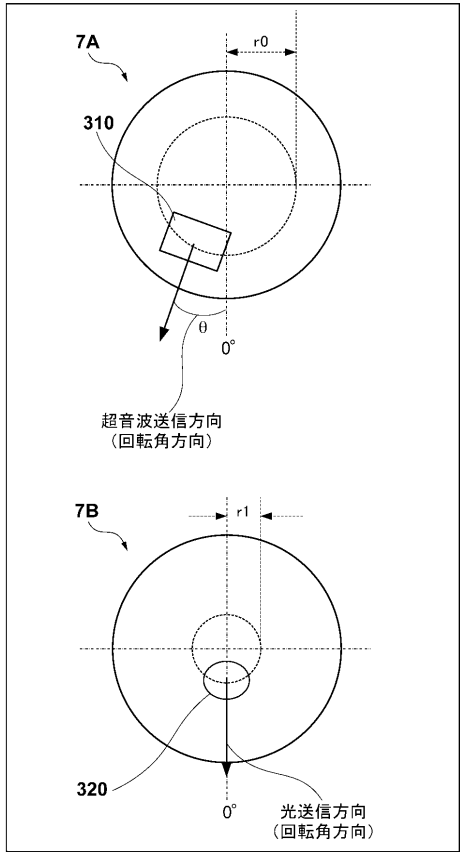
【図5】



【図6】



【図7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002037

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
Y	JP 2011-519689 A (Infraredx, Inc.), 14 July 2011 (14.07.2011), paragraphs [0029], [0035], [0046], [0066], [0070]; fig. 1 & US 2009/0299195 A1 & WO 2009/137659 A1	1-5
Y	JP 2004-351214 A (Biosense Webster, Inc.), 16 December 2004 (16.12.2004), paragraphs [0082] to [0086]; fig. 2 & US 2004/0254458 A1 & IL 162036 A & KR 10-2004-0103413 A	1-5
Y	JP 2007-105450 A (Volcano Corp.), 26 April 2007 (26.04.2007), paragraph [0022]; fig. 2, 3 & US 2007/0083111 A1 & WO 2007/047404 A2	2

☒ 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
19 June, 2013 (19.06.13)Date of mailing of the international search report
02 July, 2013 (02.07.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002037

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2010-508973 A (Lightlab Imaging, Inc.), 25 March 2010 (25.03.2010), fig. 1A; paragraphs [0027] to [0028], [0037] & US 2008/0161696 A1 & WO 2008/057573 A2 & CN 101594819 A	5
A	JP 2005-95624 A (Siemens AG.), 14 April 2005 (14.04.2005), paragraphs [0026] to [0028], [0036], [0038]; fig. 1 & US 2005/0101859 A1 & DE 10343808 A	1-5
A	Hao-Chung Yang et al, A Dual-Modality Probe Utilizing Intravascular Ultrasound and Optical Coherence Tomography for Intravascular Imaging Applications, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2010.12, vol.57, no.12, pp.2839-2843	1-5
A	JP 2010-516304 A (Sunnybrook Health Sciences Center), 20 May 2010 (20.05.2010), paragraph [0164]; fig. 4 & US 2008/0177138 A1 & WO 2008/086613 A1 & KR 10-2009-0115727 A & CN 101662980 A	1-5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002037

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 6
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claim 6 relates to a method wherein a device is controlled (by an operator) in the process of inserting a probe into a blood vessel and, therefore, pertains to methods for treatment of the human body by surgery.
(Continued to extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002037

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

Consequently, the above-said method relates to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out a search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 2 0 3 7									
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>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013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	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013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									
Y	JP 2011-519689 A（インフラレデックス、インコーポレイテッド） 2011.07.14 段落 29, 35, 46, 66, 70、図 1 & US 2009/0299195 A1 & WO 2009/137659 A1	1-5									
Y	JP 2004-351214 A（バイオセンズ・ウェブスター・インコーポレイテッド） 2004.12.16 段落 82-86、図 2 & US 2004/0254458 A1 & IL 162036 A & KR 10-2004-0103413 A	1-5									
☒ 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 19.06.2013		国際調査報告の発送日 02.07.2013									
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 3 / 0 0 2 0 3 7
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
Y	JP 2007-105450 A (ボルケーノ コーポレーション) 2007.04.26 段落 22、図 2, 3 & US 2007/0083111 A1 & WO 2007/047404 A2	2
Y	JP 2010-508973 A (ライトラプ イメージング, インコーポレイテッド) 2010.03.25 図 1A、段落 27-28, 37 & US 2008/0161696 A1 & WO 2008/057573 A2 & CN 101594819 A	5
A	JP 2005-95624 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2005.04.14 段落 26-28, 36, 38、図 1 & US 2005/0101859 A1 & DE 10343808 A	1-5
A	Hao-Chung Yang et al, A Dual-Modality Probe Utilizing Intravascular Ultrasound and Optical Coherence Tomography for Intravascular Imaging Applications, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2010.12, vol.57, no.12, pp.2839-2843	1-5
A	JP 2010-516304 A (サニーブルック・ヘルス・サイエンシズ・センター) 2010.05.20 段落 164、図 4 & US 2008/0177138 A1 & WO 2008/086613 A1 & KR 10-2009-0115727 A & CN 101662980 A	1-5

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2013/002037

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT第17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 6 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項6は、脈管内へプローブを挿入する最中に（操作者が）装置を制御する方法であるから、手術による人体の処置方法である。よって、これはPCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

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 金子 賢二

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

Fターム(参考) 4C161 AA22 CC07 FF40 YY02 YY12

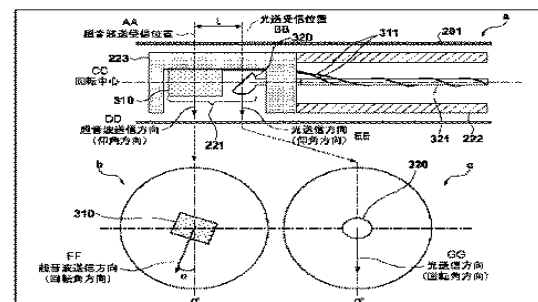
4C601 BB14 BB24 DD14 FE05 GA14 JC20 KK09 KK23 LL33

(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)	图像诊断设备及其控制方法		
公开(公告)号	JPWO2013145711A1	公开(公告)日	2015-12-10
申请号	JP2014507429	申请日	2013-03-26
[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	金子賢二		
发明人	金子 賢二		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/YY02 4C161/YY12 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/FE05 4C601/GA14 4C601/JC20 4C601/KK09 4C601/KK23 4C601/LL33		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
优先权	2012069144 2012-03-26 JP		
其他公开文献	JP6062421B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明不需要用于探头中的超声发射/接收单元和光学发射/接收单元的高定位精度，并且不需要校正基于超声发射/接收单元和光学发射/接收单元的相对位置的偏移的超声断层图像，这样就可以生成断层图像。因此，在具有超声波发送接收单元和光发送接收单元的探头部101中，超声波发送接收单元和光发送接收单元的旋转轴方向上的间隔L以及超声波发送方向和光发送方向上的旋转间隔为L。附着有存储方向之间的角度差 θ 的RFID芯片250。操作控制装置103的信号处理单元528经由读取单元570获取存储在RFID芯片250中的信息，并且构造其中吸收了间隔L和角度差 θ 的超声断层图像和光学断层图像。显示。



AA... ULTRASOUND TRANSMISSION/RECEPTION POSITION
BB... LIGHT TRANSMISSION/RECEPTION POSITION
CC... ROTATION CENTER
DD... ULTRASOUND TRANSMISSION DIRECTION (ELEVATION ANGLE DIRECTION)
EE... LIGHT TRANSMISSION DIRECTION (ELEVATION ANGLE DIRECTION)
FF... ULTRASOUND TRANSMISSION DIRECTION (ROTATION ANGLE DIRECTION)
GG... LIGHT TRANSMISSION DIRECTION (ROTATION ANGLE DIRECTION)