

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/145635

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
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

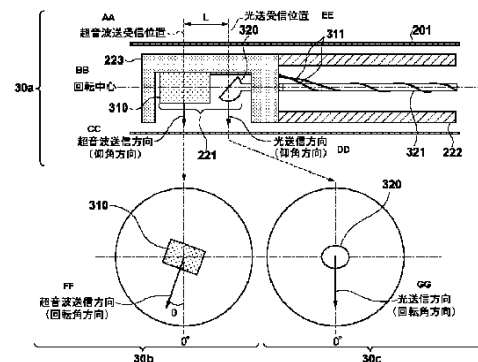
出願番号	特願2014-507400 (P2014-507400)	(71) 出願人	000109543
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/001853		テルモ株式会社
(22) 国際出願日	平成25年3月19日 (2013.3.19)		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(31) 優先権主張番号	特願2012-69682 (P2012-69682)	(74) 代理人	100076428
(32) 優先日	平成24年3月26日 (2012.3.26)		弁理士 大塚 康徳
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(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】 プローブ及び画像診断装置

(57) 【要約】

画像診断装置において、同一位置を観察できるようにする。本発明は、超音波送受信部310と、光送受信部320とが配置された送受信部221を有するプローブであって、超音波送受信部310と光送受信部320とは、軸方向に沿って配置されており、超音波送受信部310の軸方向の位置と光送受信部320の軸方向の位置の間の距離L[mm]、及び、超音波送受信部310の超音波の送信方向と、光送受信部320の光の送信方向との間の角度差 θ [deg]は、送受信部221の回転速度を ω [r/s]、送受信部221の軸方向の移動速度をV[mm/s]とした場合、 $L = V / \omega \times \theta / 360$ の関係を満たすことを特徴とする。



AA ULTRASONIC WAVE TRANSMISSION/RECEPTION POSITION
BB ROTATIONAL CENTER
CC ULTRASONIC WAVE TRANSMISSION DIRECTION (ELEVATION DIRECTION)
DD OPTICAL TRANSMISSION DIRECTION (ELEVATION DIRECTION)
EE OPTICAL TRANSMISSION/RECEPTION POSITION
FF ULTRASONIC WAVE TRANSMISSION DIRECTION (ROTATIONAL ANGLE DIRECTION)
GG OPTICAL TRANSMISSION DIRECTION (ROTATIONAL 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と、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し、該送受信部を回転させながら超音波及び光を送信し、生体管腔内を軸方向に移動させながら、該超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波と、該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、該生体組織の軸方向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に対して、反射波及び反射光を伝送可能なプローブであって、

前記超音波送受信部と前記光送受信部との方位角方向になす角度差 θ [deg] が、前記超音波送受信部の前記軸方向の位置と前記光送受信部の前記軸方向の位置との間の距離 L [mm] および前記送受信部の回転速度 ω [r/s] に比例し、前記送受信部の軸方向の移動速度 V [mm/s] に反比例するように、前記超音波送受信部及び前記光送受信部が配置されていることを特徴とするプローブ。

10

【請求項 2】

前記超音波送受信部の前記軸方向の位置と前記光送受信部の前記軸方向の位置との間の距離 L [mm] と、前記超音波送受信部と前記光送受信部との方位角方向になす角度差 θ [deg] は、前記送受信部の回転速度を ω [r/s]、前記送受信部の軸方向の移動速度を V [mm/s] とした場合、

$$L = V / \omega \times \theta / 360$$

の関係を満たすように、前記超音波送受信部及び前記光送受信部が配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載のプローブ。

20

【請求項 3】

前記角度差 θ は、360 [deg] 未満であることを特徴とする請求項 2 に記載のプローブ。

【請求項 4】

前記生体管腔内の同一位置を前記超音波送受信部が走査するタイミングと前記光送受信部が走査するタイミングとの時間差が、10 msec 以下であることを特徴とする請求項 3 に記載のプローブ。

【請求項 5】

前記距離 L [mm] は、150 [μ m] 以下であることを特徴とする請求項 4 に記載のプローブ。

30

【請求項 6】

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の前記軸方向に対する仰角は、略 90°であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載のプローブ。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載のプローブから送信された前記反射波及び前記反射光を用いて、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、

前記超音波断層画像及び前記光断層画像の各フレームは、前記超音波送受信部と前記光送受信部とが同一の走査位置を走査した際に取得した反射波及び反射光に基づいて生成されたラインデータを用いて構築されることを特徴とする画像診断装置。

40

【請求項 8】

超音波の送受信を行う超音波送受信部と、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し、該送受信部を回転させながら超音波及び光を送信し、生体管腔内を軸方向に移動させながら、該超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波と、該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、該生体組織の軸方向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に対して、反射波及び反射光を伝送可能なプローブであって、

前記超音波送受信部と前記光送受信部とは、前記軸方向に沿って配置されており、前記超音波送受信部と前記光送受信部との方位角方向になす角度差を θ [deg]、前記送受

50

信部の回転速度を ω [r / s]、前記送受信部の軸方向の移動速度を V [mm / s]とした場合、

$$V / \omega \times \theta / 360$$

の値が、600 [μ m] 未満であることを特徴とするプローブ。

【請求項9】

前記軸方向と超音波送信方向のなす角度と、前記軸方向と光送信方向のなす角度とがほぼ等しいことを特徴とする請求項1または8に記載のプローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、プローブ及び画像診断装置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。

20

【0004】

更に、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

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、画像診断装置では、通常、血管内においてプローブ部を回転動作及び軸方向動作させながら、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。このため、IVUS用の送受信部とOCT用の送受信部とを、プローブ内において上記特許文献1または2に開示されているような配置とした場合、超音波及び光の血管内における走査位置にずれが生じることとなる。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ており、両者は径方向または軸方向にずらして配置する必要があることから、送受信位置を完全に同一にさせることができないからである。

40

【0007】

一方で、血管内のプラーク等の性状は、IVUSを用いて生成された断層画像とOCTを用いて生成された断層画像とを用いて観察することが有効である。このため、走査位置にずれがあった場合に、有効な観察ができない可能性がある。

【0008】

このようなことから、上述のような画像診断装置においては、IVUS用の送受信部により走査される血管内の走査位置と、OCT用の送受信部により走査される血管内の走査位置とを一致させ、完全に同一位置を観察できるようにすることが望ましい。

【0009】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、超音波を送受信可能な送受信部と、光

50

を送受信可能な送受信部とを用いて、それぞれの断層画像を生成可能な画像診断装置において、同一位置を観察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】

【0010】

上記の目的を達成するために、本発明に係るプローブは以下のような構成を備える。即ち、

超音波の送受信を行う超音波送受信部と、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し、該送受信部を回転させながら超音波及び光を送信し、生体管腔内を軸方向に移動させながら、該超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波と、該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、該生体組織の軸方向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に対して、反射波及び反射光を伝送可能なプローブであって、

10

前記超音波送受信部と前記光送受信部との方位角方向になす角度差 θ [deg]が、前記超音波送受信部の前記軸方向の位置と前記光送受信部の前記軸方向の位置との間の距離 L [mm]および前記送受信部の回転速度 ω [r/s]に比例し、前記送受信部の軸方向の移動速度 V [mm/s]に反比例するように、前記超音波送受信部及び前記光送受信部が配置されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、超音波を送受信可能な送受信部と、光を送受信可能な送受信部とを用いて、それぞれの断層画像を生成可能な画像診断装置において、同一位置を観察することが可能となる。

20

【0012】

本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

【図面の簡単な説明】

【0013】

添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。

30

【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4A】図4Aは、従来の画像診断装置の超音波送受信部及び光送受信部を回転動作及び軸方向動作させた場合の、走査位置を示す図である。

【図4B】図4Bは、画像診断装置100の超音波送受信部及び光送受信部を回転動作及び軸方向動作させた場合の、走査位置を示す図である。

【図5】図5は、画像診断装置100の機能構成を示す図である。

40

【図6】図6は、信号処理部の機能構成を示す図である。

【図7】図7は、画像診断装置100により生成される断層画像と、超音波送受信部及び光送受信部の走査位置との対応関係を説明するための図である。

【図8】図8は、画像診断装置100により生成される超音波信号及び光信号のラインデータとフレームとの対応関係を説明するための図である。

【図9】図9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。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の各実施形態について添付図面を参照しながら詳細に説明する。なお、以

50

下に述べる実施の形態は、本発明の好適な具体例であるから、技術的に好ましい種々の限定が付されているが、本発明の範囲は、以下の説明において特に本発明を限定する旨の記載がない限り、これらの態様に限られるものではない。

【0015】

[第1の実施形態]

<1. 画像診断装置の外観構成>

図1は本発明の一実施形態にかかる画像診断装置（IVUSの機能と、OCTの機能とを備える画像診断装置）100の外観構成を示す図である。

【0016】

図1に示すように、画像診断装置100は、プローブ部101と、スキャナ/ブルバック部102と、操作制御装置103とを備え、スキャナ/ブルバック部102と操作制御装置103とは、信号線104により各種信号が伝送可能に接続されている。

【0017】

プローブ部101は、直接血管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100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。

【0018】

スキャナ/ブルバック部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103に対して送信する。

【0019】

操作制御装置103は、測定を行うにあたり、各種設定値を入力するための機能や、測定により得られたデータを処理し、体腔内の断層画像として表示するための機能を備える。

【0020】

操作制御装置103において、111は本体制御部であり、測定により得られた反射波に基づいて超音波データを生成するとともに、該超音波データに基づいて生成された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。

【0021】

111-1はプリンタ/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。

【0022】

<2. プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成>

次に、プローブ部101の全体構成及び先端部の断面構成について図2を用いて説明する。図2に示すように、プローブ部101は、血管等の体腔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。

【0023】

10

20

30

40

50

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。

【００２４】

コネクタ部２０２は、カテーテルシース２０１の基端に一体化して構成されたシースコネクタ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。

【００２５】

シースコネクタ２０２ａとカテーテルシース２０１との境界部には、耐キンクプロテクタ２１１が設けられている。これにより所定の剛性が保たれ、急激な物性の変化による折れ曲がり（キンク）を防止することができる。

【００２６】

駆動シャフトコネクタ２０２ｂの基端は、スキャナ／ブルバック部１０２に着脱可能に取り付けられる。

【００２７】

次に、プローブ部１０１の先端部の断面構成について説明する。カテーテルシース２０１の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部２２１が配されたハウジング２２３と、それを回転させるための回転駆動力を伝送する駆動シャフト２２２とを備えるイメージングコア２２０がほぼ全長にわたって挿通されており、プローブ部１０１を形成している。

【００２８】

送受信部２２１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。

【００２９】

駆動シャフト２２２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。

【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。ハウジング２２３は、内部に送受信部２２１として、超音波送受信部及び光送受信部を有し、基端側は駆動シャフト２２２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２０１を患部まで導くのに使用される。

【００３４】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

< 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 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。

【 0 0 3 6 】

図 3 の 3 0 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 (3 0 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。

10

【 0 0 3 7 】

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 (距離間隔) 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 8 】

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、略 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。また、各送信方向は、カテーテルシース 2 0 1 の管腔内表面での反射を受信しないように 90° よりややずらすことが望ましい。

20

【 0 0 3 9 】

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

【 0 0 4 0 】

図 3 の 3 0 b は、超音波受信位置において、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 0 b に示すように、紙面下方向を 0 とした場合、超音波送受信部 3 1 0 の超音波送信方向 (回転角方向 (方位角方向ともいう)) は、 θ となっている。

30

【 0 0 4 1 】

図 3 の 3 0 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 0 c に示すように、紙面下方向を 0 とした場合、光送受信部 3 2 0 の光送信方向 (回転角方向) は、0 となっている。つまり、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 は、超音波送受信部 3 1 0 の超音波送信方向 (回転角方向) と、光送受信部 3 2 0 の光送信方向 (回転角方向) とが、互いに θ ずれるように配置されている。

【 0 0 4 2 】

< 4 . 超音波送受信部と光送受信部との位置関係 >

超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との位置関係について更に詳説する。上述したように、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、回転中心軸上において軸方向に沿って、超音波送受信位置と光送受信位置との間の距離が L となるように配置されており、かつ、超音波送信方向 (回転角方向) と光送信方向 (回転角方向) との角度差が θ となるように配置されている。なお、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 を同一の軸上 (回転中心軸上) に配置したのは、構築される超音波断層画像の画像中心と光断層画像の画像中心とが一致するようにするためである。

40

【 0 0 4 3 】

ここで、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 のスキャナ / プルバック部 1 0 2 におけるプルバック速度 (軸方向の移動速度) を V_{PB} [mm / s] 、回転速度を ω [r / s] とすると、超音波送受信部 3 1 0 による走査位置と、光送受信部 3 2 0 による走査位置とを一致させるためには、距離 L と角度差 θ が、以下のような関係を有していることが必要

50

である。

【 0 0 4 4 】

$L [mm] = V_{PB} [mm/s] / \omega [r/s] \times \theta [deg] / 360 [deg]$
 ・ ・ ・ (式 1)

ここで、一例として、スキャナ/ブルバック部 1 0 2 のブルバック速度 V_{PB} を $20 [mm/s]$ 、回転速度 ω を $30 [r/s]$ ($1800 [rpm]$) とした場合の、距離 L と角度差 θ の適正值について以下に検討する。

【 0 0 4 5 】

(1) 同時性を考慮した場合

上式 1 を満たすことで、超音波送受信部 3 1 0 による走査位置と、光送受信部 3 2 0 による走査位置とを一致させることが可能となるが、超音波送受信部 3 1 0 による走査タイミングと光送受信部 3 2 0 による走査タイミングとが大きく離れていることは望ましくない。走査タイミングのずれ (時間差) が大きい場合、その間に、測定対象が変化してしまうことがありえるからである。

【 0 0 4 6 】

このため、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 では、同一の走査位置に対する、超音波送受信部 3 1 0 による走査タイミングと光送受信部 3 2 0 による走査タイミングのずれ (時間差) が、1 フレーム未満となるようにし、両者の同時性を高める構成としている。つまり、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 では、 $\theta < 360^\circ$ となるように (つまり、 $L [mm] < V_{PB} [mm/s] / \omega [r/s]$ となるように) 構成されている。

【 0 0 4 7 】

(2) 拍動を考慮した場合

血管内の断層画像を生成する場合、拍動の影響を考慮する必要がある、同一の走査位置に対する、超音波送受信部 3 1 0 による走査タイミングと光送受信部 3 2 0 による走査タイミングとの時間差における、拍動による血管内の変化は、極力抑える必要がある。一般に、走査タイミングのずれ (時間差) を $10 msec$ 以下に抑えれば、拍動による血管内の変化を無視することができる ($10 msec$ 以下であれば、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 とは、ほぼ同じタイミングで走査しているとみなすことができる) 。

【 0 0 4 8 】

このようなことから、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 では、同一の走査位置に対する、超音波送受信部 3 1 0 による走査タイミングと光送受信部 3 2 0 による走査タイミングのずれ (時間差) が、 $10 msec$ 以下となるようにし、拍動に対する両者の同時性を高める構成としている。つまり、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 では、 $\theta < 108^\circ$ ($= 10 [msec] / 33.3 [msec/r] \times 360 [deg]$) となるように構成されている。

【 0 0 4 9 】

(3) 送受信部サイズを考慮した場合

プローブ部 1 0 1 は、直接血管等の体腔内に挿入されるものであり、低侵襲の観点及び細径の血管への挿入等を考慮すると、送受信部 2 2 1 の軸方向の長さは、 $600 [\mu m]$ 未満、望ましくは $500 [\mu m]$ 程度に抑える必要がある。そして、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 の製造可能な最小サイズを考慮すると、距離 L は $150 [\mu m]$ 以下に抑えることが望ましい。

【 0 0 5 0 】

このようなことから、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 では、 $\theta = 90^\circ$ ($= 150 [\mu m] / 20 [mm/s] / 30 [r/s] \times 360 [deg]$) となるように構成されている。

【 0 0 5 1 】

< 5 . 走査位置についての説明 >

超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との上記位置関係により、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 では、同一の走査位置を走査することが可能となる。以下、図 4 A 及

10

20

30

40

50

び図４Ｂを用いて、超音波送受信部３１０の走査位置と光送受信部３２０の走査位置との関係について説明する。

【００５２】

このうち、図４Ａは、比較のために、従来の画像診断装置の超音波送受信部と光送受信部を回転動作及び軸方向動作させた場合の走査位置関係（超音波送受信部と光送受信部とが同一の走査位置を走査するように、 L 及び θ が規定されていない場合の走査位置関係）を示している。

【００５３】

図４Ａの４０ａ～４０ｃにおいて、横軸は、血管等の体腔の軸方向の位置座標を、縦軸は、血管等の体腔の径方向の位置座標をそれぞれ示している。

10

【００５４】

このうち、４０ａは超音波送受信部の走査軌跡を、４０ｂは光送受信部の走査軌跡をそれぞれ示している。

【００５５】

図４Ａの例では、超音波送受信部の超音波送信方向（回転角方向）と、光送受信部の光送信方向（回転角方向）との角度差 θ が 0° 、回転中心軸上において軸方向に沿った、超音波送受信位置と光送受信位置との間の距離 L が L_1 となるように配置されている。

【００５６】

この場合、送受信部を回転動作及び軸方向動作させると、図４Ａの４０ｃに示すように、超音波送受信部の走査軌跡と、光送受信部の走査軌跡とがずれることとなる（つまり、超音波送受信部の走査位置と、光送受信部の走査位置とが同一とならない）。

20

【００５７】

一方、図４Ｂは、超音波送受信部３１０と光送受信部３２０とを上式（１）の関係を有するように構成した場合の、走査位置関係を示している。

【００５８】

図４Ｂの例では、超音波送受信部の超音波送信方向（回転角方向）と、光送受信部の光送信方向（回転角方向）との角度差 θ が θ_2 、回転中心軸上において軸方向に沿った、超音波送受信位置と光送受信位置との間の距離 L が L_2 となるように配置されている。

【００５９】

この場合、送受信部２２１を回転動作及び軸方向動作させると、図４Ｂの４１ｃに示すように、超音波送受信部３１０の走査軌跡と、光送受信部３２０の走査軌跡とが一致することとなる（つまり、超音波送受信部３１０の走査位置と、光送受信部３２０の走査位置とが同一となる）。

30

【００６０】

< ６．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５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。

【００６１】

40

（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５５２より送信されたパルス波に基づいて、超音波を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５０２及びスリップリング５５１を介して超音波エコーとして超音波信号送受信器５５２に送信する。

【００６２】

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／プルバック部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

50

向動作を規定する。

【 0 0 6 3 】

超音波信号送受信器 5 5 2 は、送信波回路と受信波回路とを備える（不図示）。送信波回路は、信号処理部 5 2 8 から送信された制御信号に基づいて、イメージングコア 2 2 0 内の超音波送受信部 3 1 0 に対してパルス波を送信する。

【 0 0 6 4 】

また、受信波回路は、イメージングコア 2 2 0 内の超音波送受信部 3 1 0 より超音波信号を受信する。受信された超音波信号はアンプ 5 5 3 により増幅された後、検波器 5 5 4 に入力され検波される。

【 0 0 6 5 】

更に、A / D 変換器 5 5 5 では、検波器 5 5 4 より出力された超音波信号を 3 0 . 6 M H z で 2 0 0 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、3 0 . 6 M H z としているが、これは音速を 1 5 3 0 m / s e c としたときに、深度 5 m m に対して 2 0 0 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。

【 0 0 6 6 】

A / D 変換器 5 5 5 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 5 2 8 に入力される。信号処理部 5 2 8 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 L C D モニタ 1 1 3 に出力する。

【 0 0 6 7 】

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 6 8 】

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 6 9 】

（ 2 ）波長掃引型 O C T の機能

5 0 8 は波長掃引光源 (S w e 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 7 0 】

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 7 1 】

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 7 2 】

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 7 3 】

10

20

30

40

50

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 と光学的に結合されている。従って、第 1 のシングルモードファイバ 5 4 0 に入射された光は、この光カップラ部 5 4 1 により最大で 3 つの光路に分割されて伝送される。

【 0 0 7 4 】

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。

10

【 0 0 7 5 】

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 7 6 】

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回転動作及び軸方向動作しながら照射される。そして、生体組織の表面あるいは内部で散乱した反射光の一部がイメージングコア 2 2 0 の光送受信部 3 2 0 により取り込まれ、逆の光路を経て第 1 のシングルモードファイバ 5 4 0 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 ）にて受光される。

20

【 0 0 7 7 】

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／プルバック部 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。

30

【 0 0 7 8 】

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。

【 0 0 7 9 】

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 8 0 】

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。

40

【 0 0 8 1 】

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。

【 0 0 8 2 】

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

50

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 1 のシングルモードファイバ 5 4 0 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。

【 0 0 8 3 】

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 8 4 】

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。

【 0 0 8 5 】

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 8 6 】

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 の位置の制御を行う。

【 0 0 8 7 】

< 7 . 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 6 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 8 8 】

図 6 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。

【 0 0 8 9 】

図 6 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。

【 0 0 9 0 】

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 9 1 】

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ト値を対応付けて格納する。

【 0 0 9 2 】

カウント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

10

20

30

40

50

基づいて、光断層画像構築部 603 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、 $R\theta$ 変換されることで、順次光断層画像 624 として出力される。

【0093】

更に、画像処理部 604 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 625 として LCD モニタ 113 に出力される。

【0094】

同様に、A/D 変換器 555 で生成された超音波データ 631 は、信号処理部 528 内のラインデータ生成部 611 において、モータ制御回路 529 から出力されるラジアル走査モータ 505 のエンコーダ部 506 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 512 本となるように処理される。

10

【0095】

ラインデータ生成部 611 より出力されたラインデータ 632 は、制御部 605 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 612 に格納される。このとき、制御部 605 では、直線駆動装置 507 の移動量検出機より出力されたパルス信号 641 をカウントしておき、ラインデータ 632 をラインデータメモリ 612 に格納する際、それぞれのラインデータ 632 を生成した際のカウンタ値を対応付けて格納する。

【0096】

なお、ラジアル走査 1 回転分ごとに格納されるラインデータ 632 と対応付けて格納されるカウンタ値は、ラジアル走査 1 回転分ごとに格納されるラインデータ 622 と対応付けて格納されるカウンタ値とは、超音波送信方向（回転角方向）と光送信方向（回転角方向）との角度差 θ に対応するカウンタ値だけずれている。図 7 及び図 8 を用いて詳説する。

20

【0097】

図 7 は、画像診断装置 100 により生成される超音波断層画像及び光断層画像と、超音波送受信部 310 及び光送受信部 320 の走査位置との対応関係を示す図であり、図 8 は、画像診断装置 100 により生成される超音波データ及び干渉光データのラインデータ 632、622 とフレームとの対応関係を説明するための図である。

【0098】

図 7 の 70a、70b において、横軸は時間を、縦軸は血管等の体腔の径方向の位置座標をそれぞれ示している。また、70a は超音波送受信部 310 の走査軌跡を、70b は光送受信部 320 の走査軌跡をそれぞれ示している。

30

【0099】

上述したように、超音波送信方向（回転角方向）と光送信方向（回転角方向）とは、 θ の角度差を有しているため、同時にラジアル走査を開始すると、各時間において超音波送受信部 310 の走査位置と光送受信部 320 の走査位置とは異なることとなる（例えば、ラジアル走査開始した時点で、超音波送受信部 310 は、参照番号 701 に示す走査位置を走査するのに対して、光送受信部 320 は、参照番号 711 に示す走査位置を走査する）。

【0100】

このため、超音波断層画像 1 フレーム分のラインデータ 632 と、光断層画像 1 フレーム分のラインデータ 622 とを、同じタイミングで取り込む構成としてみようと、それぞれの断層画像は、互いに異なる走査位置のラインデータを用いて構築されてしまうこととなる。

40

【0101】

このようなことから、本実施形態に係る画像診断装置 100 では、超音波送信方向（回転角方向）と光送信方向（回転角方向）との角度差分の時間差をもって、ラジアル走査 1 回転分のラインデータを取り込む構成としている。

【0102】

例えば、超音波断層画像 702 は、タイミング 703 にて取得されたラインデータをラ

50

ジアル走査 1 回転分の 1 本目のラインデータとして格納し、タイミング 7 0 4 にて取得されたラインデータをラジアル走査 1 回転分の 5 1 2 本目のラインデータとして格納することで構築された超音波断層画像である。

【 0 1 0 3 】

一方、光断層画像 7 1 2 は、タイミング 7 1 1 にて取得されたラインデータをラジアル走査 1 回転分の 1 本目のラインデータとして格納し、タイミング 7 1 4 にて取得されたラインデータをラジアル走査 1 回転分の 5 1 2 本目のラインデータとして格納することで構築された光断層画像である。

【 0 1 0 4 】

図 8 の 8 0 a は、このようにしてラインデータメモリ 6 1 2 に格納されたラインデータ 6 3 2 の一例を示す図であり、図 8 の 8 0 b は、ラインデータメモリ 6 0 2 に格納されたラインデータ 6 2 2 の一例を示す図である。

【 0 1 0 5 】

図 8 の 8 0 a と図 8 の 8 0 b との対比からわかるように、ラジアル走査 1 回転分のラインデータ 6 3 2 は、ラジアル走査 1 回転分のラインデータ 6 2 2 とは、角度差 θ 分だけずれてラインデータメモリ 6 1 2 に格納されることとなる。

【 0 1 0 6 】

図 6 の説明に戻る。カウント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、 $R\theta$ 変換されることで、順次超音波断層画像 6 3 4 として出力される。

【 0 1 0 7 】

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、超音波断層画像 6 3 5 として LCD モニタ 1 1 3 に出力される。

【 0 1 0 8 】

以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る画像診断装置 1 0 0 では、超音波送受信部 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にあたり、スキャナ / プルバック部におけるプルバック速度及び回転速度に対応する配置とした。

【 0 1 0 9 】

また、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との間の距離および回転角方向の角度差を、両者の測定の同時性及び拍動の影響、ならびに送受信部サイズを考慮して決定する構成とした。

【 0 1 1 0 】

更に、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との間の回転角方向の角度差に応じて、超音波断層画像 1 フレームの構築に用いられるラインデータ及び光断層画像 1 フレームの構築に用いられるラインデータを決定する構成とした。

【 0 1 1 1 】

この結果、超音波送受信部と光送受信部とを用いて、それぞれの断層画像を生成可能な画像診断装置において、同一位置を観察することが可能となった。

【 0 1 1 2 】

[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構成としたが本発明はこれに限定されず、回転中心軸からずらして配置する構成としてもよい。超音波画像生成時及び光断層画像生成時の画像処理によりそれぞれの画像中心を調整可能であるため、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 とは、必ずしも回転中心軸上に配置させる必要がないからである。

【 0 1 1 3 】

図 9 は、本実施形態に係る画像診断装置における、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。なお、ここでは図 3 との相違

10

20

30

40

50

点を中心に説明する。

【 0 1 1 4 】

図 9 に示すように、本実施形態に係る画像診断装置では、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、回転中心軸に対して距離 r だけ離れた位置において配置されており、かつ、超音波送信方向（回転角方向）と光送信方向（回転角方向）との角度差が θ となるように配置されている。

【 0 1 1 5 】

このように、回転中心軸から等距離の位置において軸方向に沿って配置するように構成することで、上記第 1 の実施形態と同様に、超音波送受信部と光送受信部とは、同一位置を観察することができる。

10

【 0 1 1 6 】

[第 3 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 を先端側に、光送受信部 3 2 0 を基端側に配置する構成としたが、本発明はこれに限定されず、光送受信部 3 2 0 を先端側に、超音波送受信部 3 1 0 を基端側に配置する構成としてもよい。

【 0 1 1 7 】

また、上記第 1 の実施形態では、構築された超音波断層画像と光断層画像の表示態様について特に言及しなかったが、超音波断層画像と光断層画像は、血管等の体腔内の軸方向の各位置に対応する各断層画像を、並列して表示させるように構成してもよいし、画像中心が一致するように重畳して表示させるように構成してもよい。

20

【 0 1 1 8 】

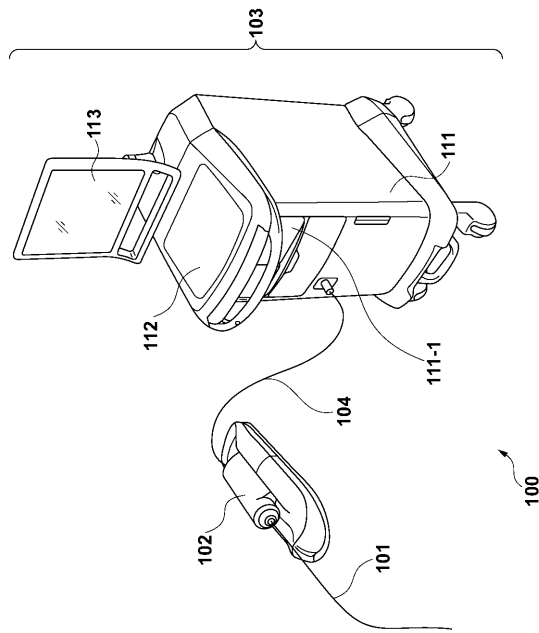
[その他の実施形態]

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。

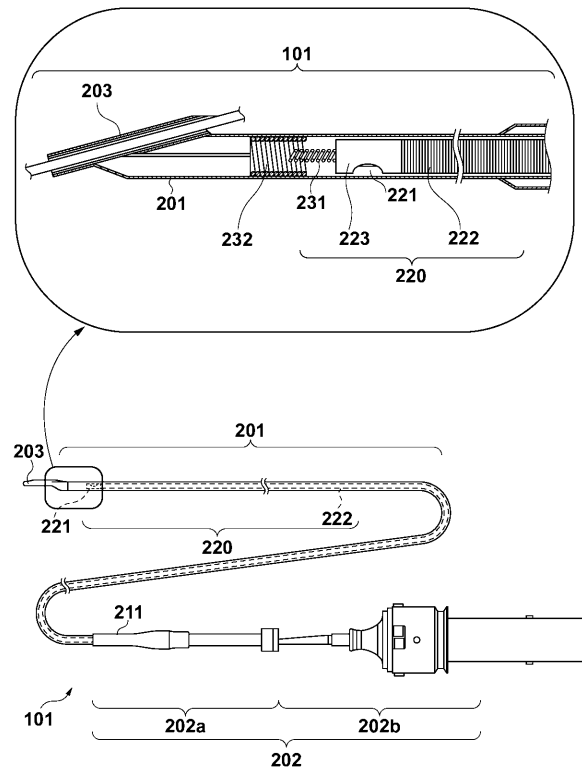
【 0 1 1 9 】

本願は、2012年3月26日提出の日本国特許出願特願2012-069682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。

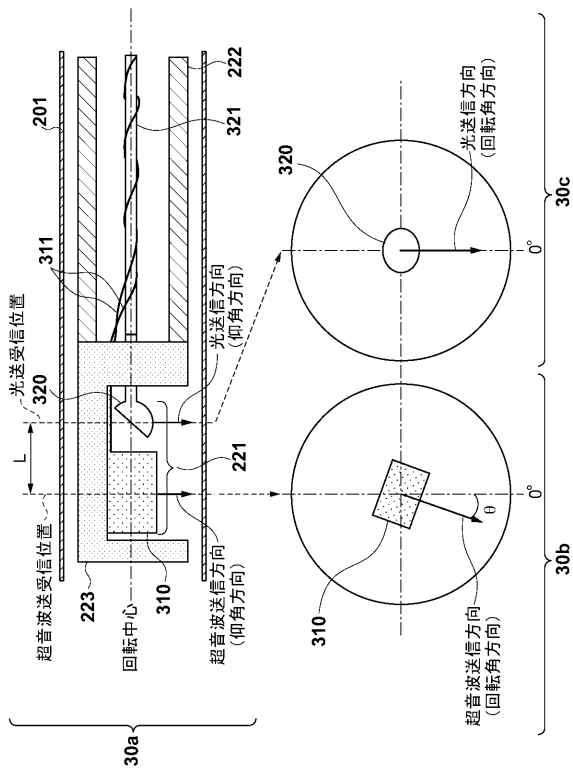
【図 1】



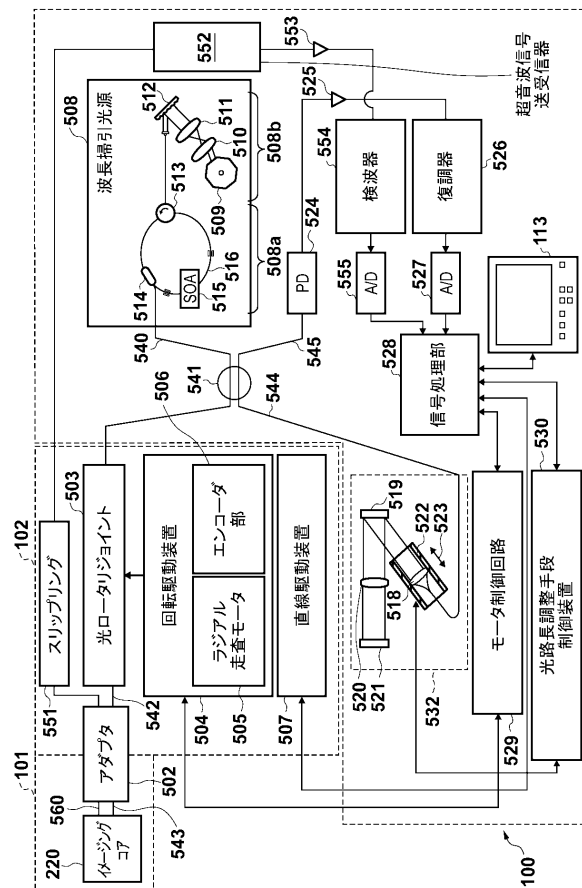
【図 2】



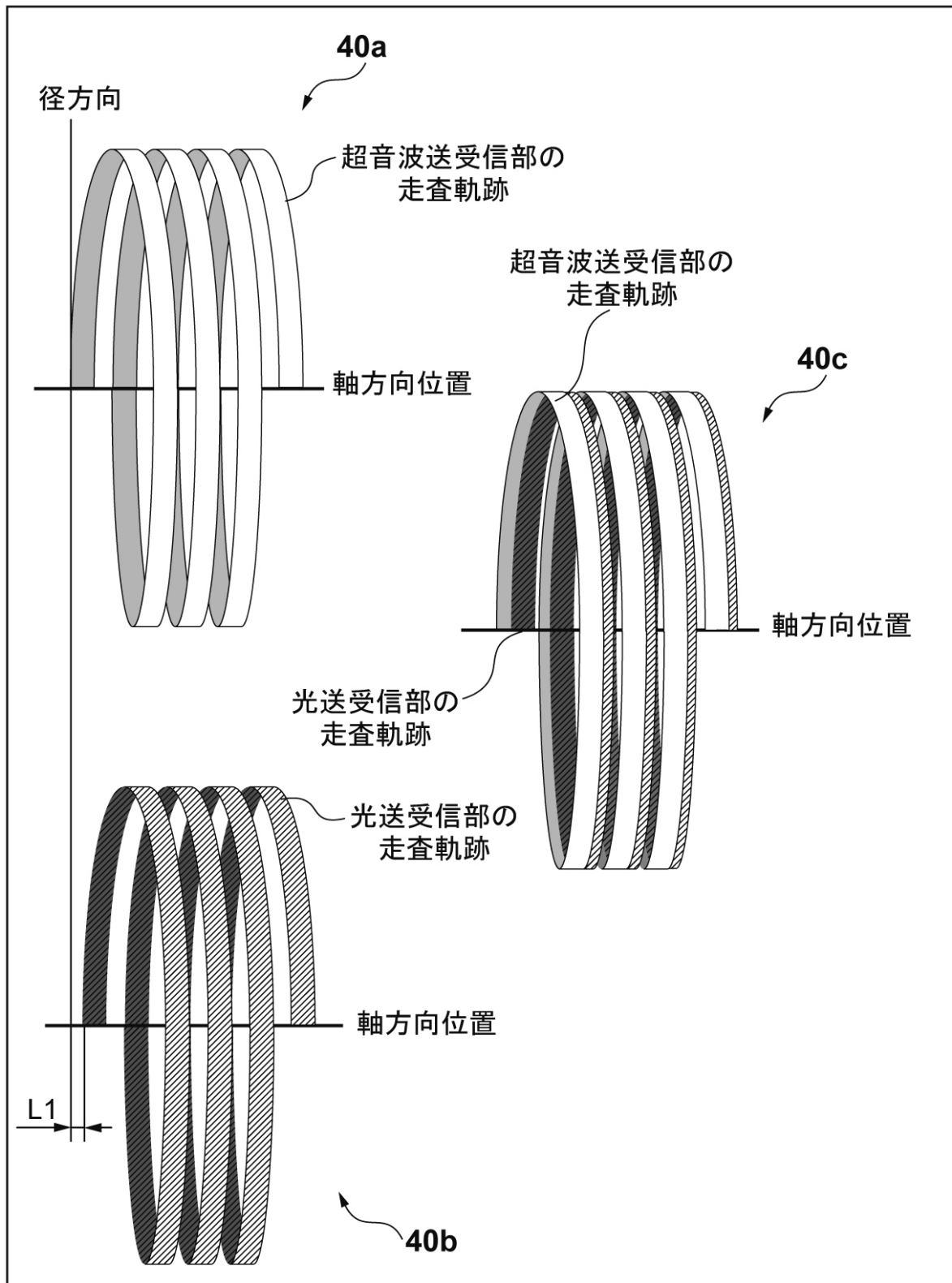
【図 3】



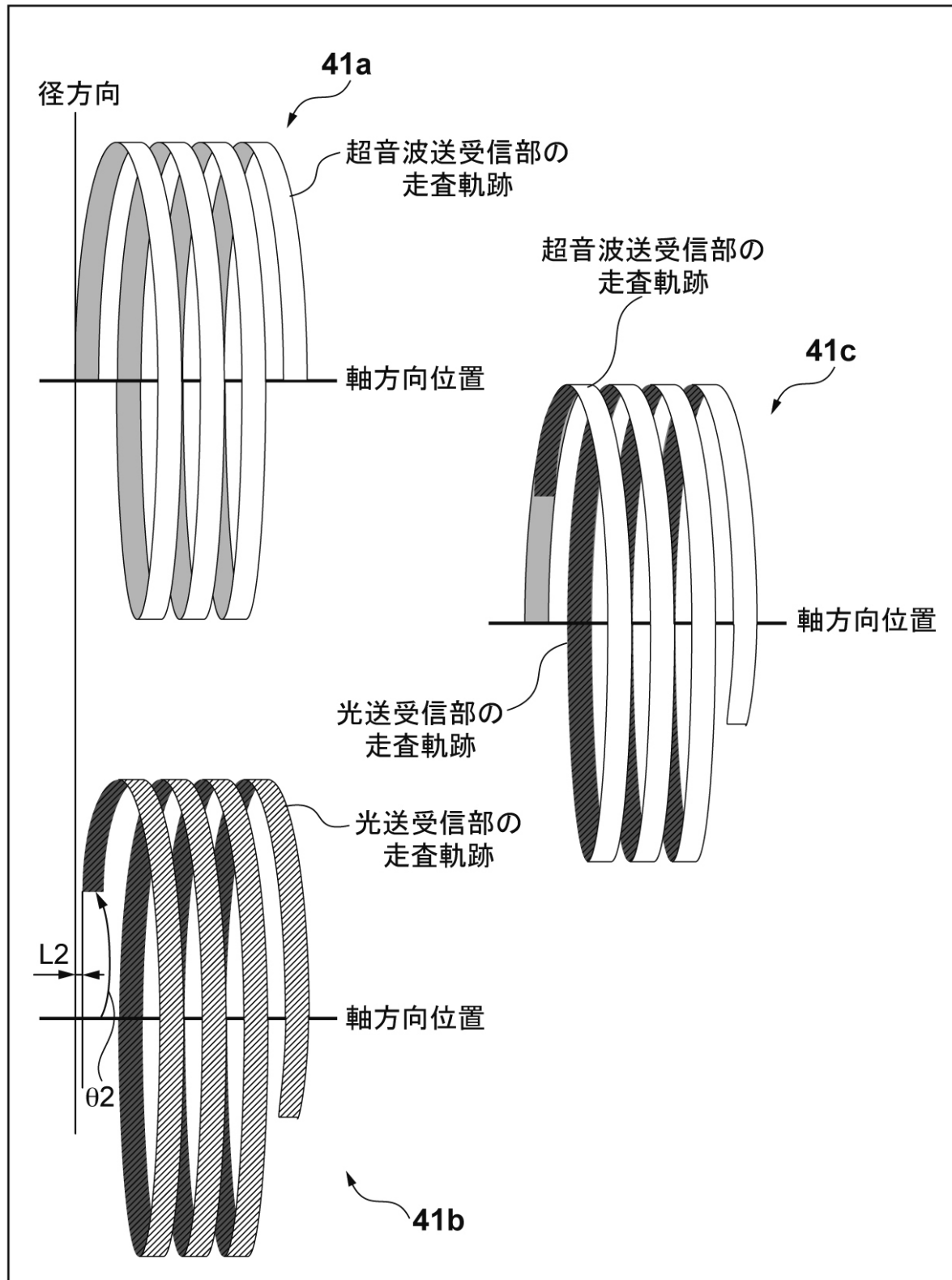
【図 5】



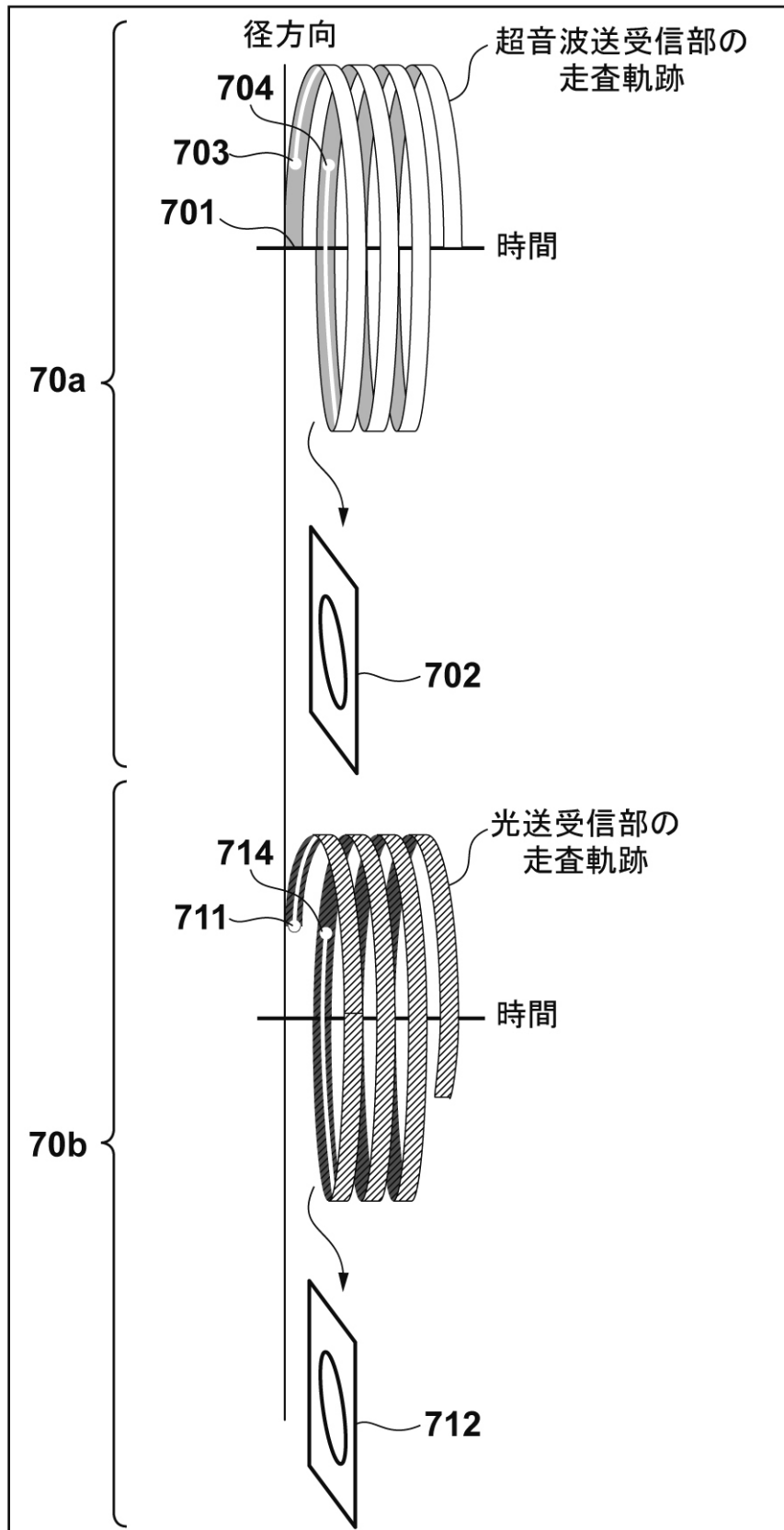
【図 4 A】



【図 4 B】



【図 7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/001853

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.
A	JP 2010-508973 A (Lightlab Imaging, Inc.), 25 March 2010 (25.03.2010), paragraphs [0023] to [0031]; fig. 1A to 1C & US 2008/0161696 A1 & US 2011/0172511 A1 & US 2013/0012811 A & EP 2081486 A & WO 2008/057573 A2 & CN 101594819 A	1-9
A	JP 2007-268131 A (Terumo Corp.), 18 October 2007 (18.10.2007), paragraphs [0030] to [0037] & US 2007/0232892 A1	1-9

☒ 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
05 April, 2013 (05.04.13)Date of mailing of the international search report
16 April, 2013 (16.04.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/001853

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/077632 A2 (SILICON VALLEY MEDICAL INSTRUMENTS, INC.), 08 July 2010 (08.07.2010), paragraphs [0094] to [0107] & JP 2012-510885 A & US 2010/0152590 A1 & EP 2358278 A	1-9
A	JP 2010-246767 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2010 (04.11.2010), paragraphs [0002] to [0009], [0089] to [0094], [0144] & US 2010/0268087 A1	1-9
A	JP 2008-510586 A (The General Hospital Corp.), 10 April 2008 (10.04.2008), claims 17, 20; paragraphs [0020], [0038] & US 2006/0058622 A1 & US 2011/0178398 A1 & US 2012/0035454 A1 & EP 1793731 A & EP 2272420 A1 & EP 2272421 A1 & EP 2275024 A2 & WO 2006/024015 A1	1-9
A	JP 2004-290548 A (Toshiba Corp.), 21 October 2004 (21.10.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 1 8 5 3	
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 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	
A	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, 段落[0023]-[0031], 第 1A-1C 図 & US 2008/0161696 A1 & US 2011/0172511 A1 & US 2013/0012811 A & EP 2081486 A & WO 2008/057573 A2 & CN 101594819 A	1-9	
A	JP 2007-268131 A（テルモ株式会社）2007.10.18, 段落 [0030]-[0037] & US 2007/0232892 A1	1-9	
A	WO 2010/077632 A2（SILICON VALLEY MEDICAL INSTRUMENTS, INC.）2010.07.08, 段落[0094]-[0107] & JP 2012-510885 A & US 2010/0152590 A1 & EP 2358278 A	1-9	
☒ 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。			
* 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 05.04.2013		国際調査報告の発送日 16.04.2013	
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） 宮川 哲伸	2Q 9208 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 1 8 5 3
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 2010-246767 A (富士フイルム株式会社) 2010.11.04, 段落 [0002]-[0009], [0089]-[0094], [0144] & US 2010/0268087 A1	1-9
A	JP 2008-510586 A (ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイショ ン) 2008.04.10, 請求項(17), (20), 段落[0020], [0038] & US 2006/0058622 A1 & US 2011/0178398 A1 & US 2012/0035454 A1 & EP 1793731 A & EP 2272420 A1 & EP 2272421 A1 & EP 2275024 A2 & WO 2006/024015 A1	1-9
A	JP 2004-290548 A (株式会社東芝) 2004.10.21, 全文, 全図 (ファ ミリーなし)	1-9

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 伊藤 エマ

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

(72)発明者 森 功

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 BB04 CC07 DD04 FF35 HH51 JJ17 MM10 NN05 WW10

WW15 WW16

4C601 BB02 BB11 BB14 BB24 DD14 EE05 FE02 FE04 GA03 GA12

GD15 HH15 KK24 KK25

(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)	探头和诊断成像设备		
公开(公告)号	JPWO2013145635A1	公开(公告)日	2015-12-10
申请号	JP2014507400	申请日	2013-03-19
[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	伊藤 工マ 森 功		
发明人	伊藤 工マ 森 功		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B1/00096 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/5261 G01N29/043 G01N29/2418 G01N2291/023 G01N2291/0289		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F A61B1/00.300.P		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB04 4C161/CC07 4C161/DD04 4C161/FF35 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/MM10 4C161/NN05 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW16 4C601/BB02 4C601/BB11 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE05 4C601/FE02 4C601/FE04 4C601/GA03 4C601/GA12 4C601/GD15 4C601/HH15 4C601/KK24 4C601/KK25		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
优先权	2012069682 2012-03-26 JP		
其他公开文献	JP6031089B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在图像诊断设备中可以观察到相同的位置。本发明是一种具有发送/接收单元221的探头，其中布置有超声波发送/接收单元310和光学发送/接收单元320，并且超声波发送/接收单元310和光学发送/接收单元320沿着轴向方向布置。超声波发送/接收单元310的轴向位置与光发送/接收单元320的轴向位置之间的距离L [mm]，超声波发送/接收单元310的超声波发送方向以及光发送/接收单元。320与光透射方向之间的角度差θ[deg]是ω [r / s]作为发送/接收单元221的旋转速度，而V [mm / s]是在发送/接收单元221的轴向上的移动速度。在这种情况下，满足关系 $L = V / \omega \times \theta / 360$ 。

