

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6030634号
(P6030634)

(45) 発行日 平成28年11月24日(2016.11.24)

(24) 登録日 平成28年10月28日(2016.10.28)

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

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2014-507401 (P2014-507401)	(73) 特許権者	000109543
(86) (22) 出願日	平成25年3月19日(2013.3.19)		テルモ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/001865		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(87) 国際公開番号	W02013/145637	(74) 代理人	100076428
(87) 国際公開日	平成25年10月3日(2013.10.3)		弁理士 大塚 康德
審査請求日	平成28年1月6日(2016.1.6)	(74) 代理人	100112508
(31) 優先権主張番号	特願2012-72863 (P2012-72863)		弁理士 高柳 司郎
(32) 優先日	平成24年3月28日(2012.3.28)	(74) 代理人	100115071
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		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

(57) 【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円筒状のハウジングを有し、生体管腔内において、該ハウジングを回転させながら軸方向に移動させた状態で超音波及び光を送受信させることにより得られた信号に基づいて、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に対して、該信号を伝送するプローブであって、

前記ハウジングの円筒面のうち、上方側には、前記超音波送受信部及び前記光送受信部が、超音波及び光を送受信するための開口部が設けられており、

前記ハウジング内において、

前記超音波送受信部は前記軸方向の先端側に、前記光送受信部は前記軸方向の基端側にそれぞれ配置されており、

前記超音波送受信部に一端が接続され、前記軸方向の基端側に向かって前記ハウジングの外側まで略平行に延設される2本の信号線は、前記光送受信部の下方において、該2本の信号線の間の距離が、前記光送受信部を構成する光学素子の幅よりも小さくなるように配置されていることを特徴とするプローブ。

【請求項 2】

前記ハウジングの円筒面のうち、下方側には接着剤が充填されており、前記超音波送受信部及び前記光送受信部は、前記超音波送受信部の底面及び前記光送受信部の下方部分が該接着剤に埋設された状態で、前記ハウジングに固定されており、

10

20

前記超音波送受信部に接続され前記ハウジングの外側まで延設される２本の信号線は、前記光送受信部の下方において、前記接着剤に埋設されていることを特徴とする請求項１に記載のプロープ。

【請求項３】

前記２本の信号線は、前記光送受信部を構成する光学素子の下面に沿って配されていることを特徴とする請求項２に記載のプロープ。

【請求項４】

前記２本の信号線は、前記光送受信部を構成する光学素子の幅に収まるように配置されていることを特徴とする請求項３に記載のプロープ。

【請求項５】

前記２本の信号線は、前記光学素子の下面において所定の距離だけ離して配置されていることを特徴とする請求項４に記載のプロープ。

【請求項６】

前記ハウジングに接続され、該ハウジングを回転させるための回転駆動力を伝達する駆動シャフトを更に備え、

前記駆動シャフトの内部において、前記２本の信号線は、前記光送受信部に接続される光ファイバに対して、ツイスト配線となるように巻き回されていることを特徴とする請求項１乃至５のいずれか１項に記載のプロープ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、画像診断装置による断層画像の生成に際して、生体管腔内に挿入されるプロープ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）。当該画像診断装置では、プロープに内挿されるイメージングコアの先端部に、ＩＶＵＳ用の送受信部と、ＯＣＴ用の送受信部とを配し、それぞれの送受信部において送受信される超音波及び光を用いることにより、２種類の断層画像を生成することができる。

【０００５】

つまり、当該画像診断装置を用いれば、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】

【０００６】

【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】

【０００７】

しかしながら、ＩＶＵＳ用の送受信部とＯＣＴ用の送受信部とを、イメージングコアの

10

20

30

40

50

先端部に収容するにあたっては、省スペース化することが不可欠である。画像診断装置が診断を行う対象は、血管等の非常に細い生体管腔内であり、プローブに内挿されるイメージングコアの径は、極力小さくしておくことが望ましいからである。

【 0 0 0 8 】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、画像診断装置のプローブにおいて、I V U S用の送受信部と、O C T用の送受信部とを省スペースに固定するための構成を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

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円筒状のハウジングを有し、生体管腔内において、該ハウジングを回転させながら軸方向に移動させた状態で超音波及び光を送受信させることにより得られた信号に基づいて、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に対して、該信号を伝送するプローブであって、

前記ハウジングの円筒面のうち、上方側には、前記超音波送受信部及び前記光送受信部が、超音波及び光を送受信するための開口部が設けられており、

前記ハウジング内において、

前記超音波送受信部は前記軸方向の先端側に、前記光送受信部は前記軸方向の基端側にそれぞれ配置されており、

前記超音波送受信部に一端が接続され、前記軸方向の基端側に向かって前記ハウジングの外側まで略平行に延設される2本の信号線は、前記光送受信部の下方において、該2本の信号線の間の距離が、前記光送受信部を構成する光学素子の幅よりも小さくなるように配置されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、画像診断装置のプローブにおいて、I V U S用の送受信部と、O C T用の送受信部とを省スペースに固定することが可能となる。

【 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】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3A】図3Aは、イメージングコアにおける超音波送受信部及び光送受信部の配置ならびにケーブルの配置を示す図である。

【図3B】図3Bは、イメージングコアにおける超音波送受信部及び光送受信部の配置ならびにケーブルの配置を示す図である。

【図4】図4は、イメージングコアにおける超音波送受信部及び光送受信部の配置ならびにケーブル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 】

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

10

20

30

40

50

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 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、各種信号を送受する信号線 1 0 4 を介して接続されている。

10

【 0 0 1 6 】

プローブ部 1 0 1 は、直接血管等の生体管腔内に挿入され、パルス信号に基づく超音波を生体管腔内に送信するとともに、生体管腔内の生体組織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) を連続的に生体管腔内に送信するとともに、生体管腔内の生体組織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生体管腔内の状態を測定する。

【 0 0 1 7 】

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生体管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。

20

【 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、生体管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、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。

30

【 0 0 2 0 】

111 - 1 はプリンタ及び D V D 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 L C D 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 (超音波断層画像、光断層画像) を表示する。

40

【 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 >

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、直接血管等の生体管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生体管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

50

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を含む送受信部 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、送受信部 2 2 1 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。

【 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。

10

【 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。

【 0 0 2 5 】

駆動シャフトコネクタ 2 0 2 b の基端は、スキャナ及びプルバック部 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。上述したように、カテーテルシース 2 0 1 の管腔内部には、送受信部 2 2 1 と、それを高速に回転させるための回転駆動力を伝達する駆動シャフト 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。

20

【 0 0 2 7 】

送受信部 2 2 1 は、生体管腔内の生体組織に向けて超音波及び光を送信するとともに、生体管腔内の生体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 】

30

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 を回転方向及び軸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 0 】

送受信部 2 2 1 が配されたハウジング 2 2 3 は、短い円筒状の金属パイプの一部（円筒面の上方側）に開口部が設けられた形状をしており、金属塊からの削りだしや M I M（金属粉末射出成形）等により成形される。ハウジング 2 2 3 は、内部に送受信部 2 2 1 として、超音波送受信部と光送受信部とを有しており、基端側は駆動シャフト 2 2 2 に接続されている。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 1 】

40

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 2 】

また、補強コイル 2 3 2 は、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防止を目的で設けられている。

【 0 0 3 3 】

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用ルーメンを有する。ガイドワイヤルーメン用チューブ 2 0 3 は、直接血管等の生体管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

50

患部まで導くのに使用される。

【 0 0 3 4 】

< 3 . イメージングコアの内部構成 >

次に、イメージングコア 2 2 0 の内部構成について詳説する。図 3 A は、イメージングコア 2 2 0 における超音波送受信部及び光送受信部の配置ならびにケーブルの配置を詳説するための図である。

【 0 0 3 5 】

図 3 A の 3 0 a は、イメージングコア 2 2 0 を側面から見た場合の断面構成を、図 3 A の 3 0 b、3 0 c は、イメージングコア 2 2 0 を正面（先端側）から見た場合の超音波出射位置または光出射位置における断面構成をそれぞれ示している。図 3 A の 3 0 a に示すように、イメージングコア 2 2 0 の先端部のハウジング 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、各送受信部は、ハウジング 2 2 3 内において軸方向に沿って配置されている。このうち、超音波送受信部 3 1 0 は、イメージングコア 2 2 0 の先端側に、光送受信部 3 2 0 は、イメージングコア 2 2 0 の基端側に配置されている。

【 0 0 3 6 】

また、図 3 A の 3 0 b、3 0 c に示すように、円筒状のハウジング 2 2 3 は、円筒面の内側に（3 0 b、3 0 c の例では、下方側の円筒面の内側に）接着剤が充填されており、これによりハウジング 2 2 3 内には、軸方向に沿って接着剤上面が形成される。

【 0 0 3 7 】

超音波送受信部 3 1 0 は、振動子 3 1 0 a と背面材 3 1 0 b とを備えており、背面材 3 1 0 b の底面全体を、接着剤上面よりも下側に位置させることで（つまり接着剤に埋設させることで）、超音波送受信部 3 1 0 はハウジング 2 2 3 に対して強固に固定されることとなる。

【 0 0 3 8 】

光送受信部 3 2 0 は、光ファイバケーブル 3 2 1 の先端に設けられ、光を集光するレンズ機能と反射する反射機能とを有するボールレンズ部（光学素子）3 2 2 の下方部分及びスペースストレート部 3 2 3 の下方部分が、接着剤上面よりも下側に位置しており（つまり、下方部分が接着剤に埋設しており）、これにより、光送受信部 3 2 0 はハウジング 2 2 3 に対して強固に固定されることとなる。なお、ボールレンズ部 3 2 2 の反射面は傾斜面に反射材をコートすることにより形成されている。

【 0 0 3 9 】

なお、図 3 A の 3 0 a に示すように、超音波送受信部 3 1 0 にパルス信号を送信するとともに、超音波送受信部 3 1 0 において受信した反射波を操作制御装置 1 0 3 に送信するための 2 本の電気信号ケーブル 3 1 1 は、それぞれの一端が超音波送受信部 3 1 0 に接続されており、ハウジング 2 2 3 内において、光送受信部 3 2 0 の光の出射位置と干渉することのない経路にて駆動シャフト 2 2 2 （ハウジング 2 2 3 の外側）まで略平行に延設されている。

【 0 0 4 0 】

なお、駆動シャフト 2 2 2 内において、電気信号ケーブル 3 1 1 は、光送受信部 3 2 0 のスペースストレート部 3 2 3 にその一端が接続された光ファイバケーブル 3 2 1 に対して、ツイスト配線となるように巻き回されながら駆動シャフト 2 2 2 内に配されているものとする。

【 0 0 4 1 】

次に、ハウジング 2 2 3 の内部構成について、図 3 B を用いて更に詳説する。図 3 B は、ハウジング 2 2 3 における超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 の配置ならびにケーブルの配置を詳説するための図である。

【 0 0 4 2 】

図 3 B の 3 1 a は、イメージングコア 2 2 0 を上面から見た場合の平面構成を示しており、図 3 B の 3 1 b - 1、3 1 b - 2、3 1 c - 1、3 1 c - 2 は、図 3 B の 3 1 a に示

10

20

30

40

50

す複数の一点鎖線 3 4 1 ~ 3 4 4 それぞれの位置を切断位置として、ハウジング 2 2 3 の先端側から見た場合の断面構成を示している。

【 0 0 4 3 】

図 3 B の 3 1 a 及び 3 1 c - 1 に示すように、超音波送受信部 3 1 0 に接続された 2 本の電気信号ケーブル 3 1 1 は、光送受信部 3 2 0 の光の出射位置（一点鎖線 3 4 3 で示す位置）において、接着剤上面よりも下側を通して（つまり、光の出射位置において、一旦、接着剤に埋設されたうえで）駆動シャフト 2 2 2 まで延設されている。

【 0 0 4 4 】

ここで、仮に、超音波送受信部 3 1 0 に接続された電気信号ケーブル 3 1 1 が、振動子 3 1 0 a の上面に設けられた接続端子（3 1 b - 2 参照）と接着剤側面（3 1 c - 2 参照）との間で張架され、ボールレンズ部 3 2 2 の上方にて宙吊りの状態で配置されていたとすると、イメージングコア 2 2 0 を高速で回転させた場合に、当該電気信号ケーブル 3 1 1 が振動を発生させる可能性がある。

【 0 0 4 5 】

これに対して、図 3 B の 3 1 a 及び 3 1 c - 1 に示すように、光の出射位置において、電気信号ケーブル 3 1 1 を接着剤上面よりも上方ではなく、接着剤上面よりも下方を通す構成とすることで、ハウジング 2 2 3 内において電気信号ケーブル 3 1 1 が宙吊りの状態となることが回避され、ハウジング 2 2 3 に強固に固定されることとなる。この結果、イメージングコア 2 2 0 を高速回転させた場合であっても、電気信号ケーブル 3 1 1 が振動を発生させることはなく、光送受信部 3 2 0 による測定への影響を回避することが可能となる。

【 0 0 4 6 】

また、図 3 B の 3 1 c - 1 に示すように、超音波送受信部 3 1 0 に接続された 2 本の電気信号ケーブル 3 1 1 は、光送受信部 3 2 0 を構成するボールレンズ部 3 2 2 の下方において、間隔 D がボールレンズ部 3 2 2 の幅 W よりも小さくなるように配置されている。これにより、図 3 B の 3 1 a に示すように、イメージングコア 2 2 0 を上面から見た場合、2 本の電気信号ケーブル 3 1 1 は、それぞれの一部が、ボールレンズ部 3 2 2 に重なることとなる。この結果、例えば、2 本の電気信号ケーブル 3 1 1 をボールレンズ部 3 2 2 の側面に配置した場合と比較して（つまり、ボールレンズ部 3 2 2 に重なることなく配置した場合と比較して）、省スペースにて配置することが可能となる。

【 0 0 4 7 】

以上の説明から明らかなように、本実施形態に係るプローブ部 1 0 1 は、イメージングコア 2 2 0 の先端部に設けられたハウジング 2 2 3 内において、先端側に超音波送受信部 3 1 0 を基端側に光送受信部 3 2 0 を配置するにあたり、

- ・円筒状のハウジング 2 2 3 を形成する円筒面のうち、下方側の円筒面の内側に接着剤を充填させたうえで、超音波送受信部 3 1 0 の背面材 3 1 0 b の底面全体を、当該接着剤上面よりも下側に配置させる（つまり、接着剤に対して埋設させる）構成とした。これにより、超音波送受信部 3 1 0 をハウジング 2 2 3 に対して強固に固定することが可能となった。

- ・同様に、光送受信部 3 2 0 のボールレンズ部 3 2 2 の下方部分及びスペーサストレート部 3 2 3 の下方部分を、接着剤に対して埋設させる構成とした。これにより、光送受信部 3 2 0 をハウジング 2 2 3 に対して強固に固定することが可能となった。

- ・超音波送受信部 3 1 0 に接続された電気信号ケーブル 3 1 1 を、光送受信部 3 2 0 の光の出射位置にて、接着剤に埋設させる構成とした。これにより、ハウジング 2 2 3 内において電気信号ケーブル 3 1 1 が宙吊りの状態となることを回避させることが可能となった。

- ・超音波送受信部 3 1 0 に接続された電気信号ケーブル 3 1 1 を、光送受信部 3 2 0 を構成するボールレンズ部 3 2 2 の下方において、ボールレンズ部 3 2 2 の幅 W よりも狭い間隔 D で、配置する構成とした。これにより、ハウジング 2 2 3 内において電気信号ケーブル 3 1 1 を省スペースで配置することが可能となった。

【 0 0 4 8 】

この結果、画像診断装置のプロープにおいて、イメージングコアを高速に回転させた場合であっても、振動等の発生を確実に抑制することが可能となるとともに、イメージングコアの径を極力小さくすることが可能となった。

【 0 0 4 9 】

〔 第 2 の実施形態 〕

上記第 1 の実施形態では、上記構成により、I V U S 用の送受信部と、O C T 用の送受信部とがハウジング 2 2 3 に対して強固に固定されうることに加え、省スペースにて配置されうる点についても説明した。しかしながら、省スペースにて配置されうる効果は、ボールレンズ部 3 2 2 の径が大きくなった場合に、より顕著となる。

10

【 0 0 5 0 】

そこで、以下では、ボールレンズ部 3 2 2 の径が大きくなった場合に、上記構成により、省スペース化がより顕著になる点について詳説する。

【 0 0 5 1 】

図 4 は、ハウジング 2 2 3 における超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 の配置ならびにケーブルの配置を詳説するための図である。図 3 との相違点は、ボールレンズ部 3 2 2 及びスペーサストレート部 3 2 3 の径が大きい点である。

【 0 0 5 2 】

このように、ボールレンズ部 3 2 2 の径が大きくなった場合において、仮に、超音波送受信部 3 1 0 に接続された電気信号ケーブル 3 1 1 を、ボールレンズ部 3 2 2 の側面を通すような配置としてしまうと、ハウジング 2 2 3 の内壁の直径は、ボールレンズ部 3 2 2 の直径と 2 本の電気信号ケーブル 3 1 1 の直径の合計よりも大きくしなければならない。

20

【 0 0 5 3 】

これに対して、図 4 の 4 0 a 及び 4 0 c - 1 に示すように、超音波送受信部 3 1 0 に接続された電気信号ケーブル 3 1 1 を、光送受信部 3 2 0 の光の出射位置において、ボールレンズ部 3 2 2 の下面に沿って配置することで、電気信号ケーブル 3 1 1 をボールレンズ部 3 2 2 の幅 W の範囲に収めることが可能となる。

【 0 0 5 4 】

また、その際、所定の距離 L だけ離して配置することで、ボールレンズ部 3 2 2 の高さ H に対する、電気信号ケーブル 3 1 1 の下方向への飛び出し量 ΔH を最小にすることができる（ボールレンズ部 3 2 2 の下面に沿って、並べて配置（つまり、 $L = 0$ ）した場合（点線 3 1 1 ' 参照）と比較して、電気信号ケーブル 3 1 1 の下方向への飛び出し量 ΔH を小さくすることができる）。これにより、ハウジング 2 2 3 内において、電気信号ケーブル 3 1 1 を、より省スペースにて収容することが可能となる。

30

【 0 0 5 5 】

つまり、ボールレンズ部 3 2 2 の径が大きくなった場合であっても、プロープの径を維持することができる。

【 0 0 5 6 】

なお、上記第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態においては、光学素子としてボールレンズを用いた例を示したが、本発明はこれに限定されず、ボールレンズ、分布屈折率型（G R I N）レンズ、反射型プリズム、及び非球面レンズなどの光学素子を用いて構成してもよい。

40

【 0 0 5 7 】

〔 その他の実施形態 〕

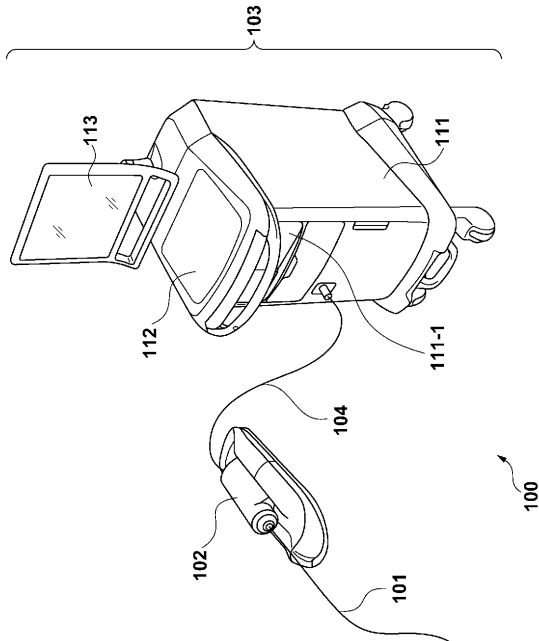
本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

【 0 0 5 8 】

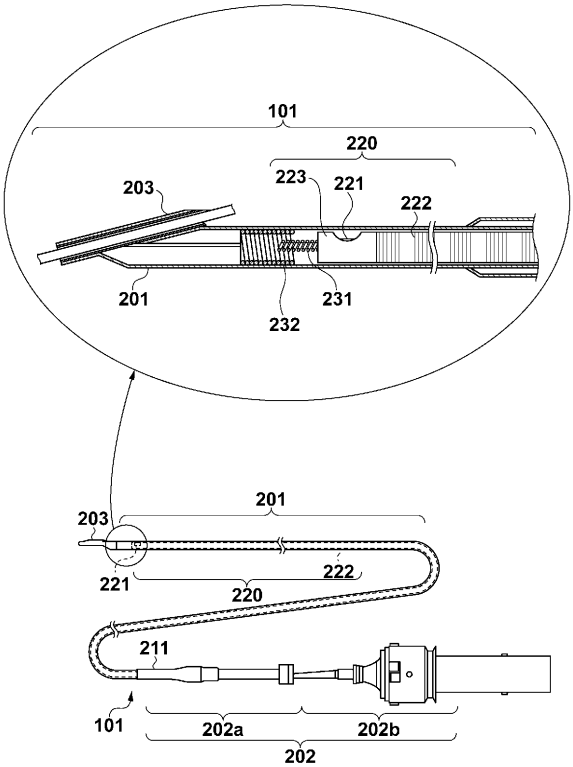
本願は、2012年3月28日提出の日本国特許出願特願 2012 - 072863 を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

50

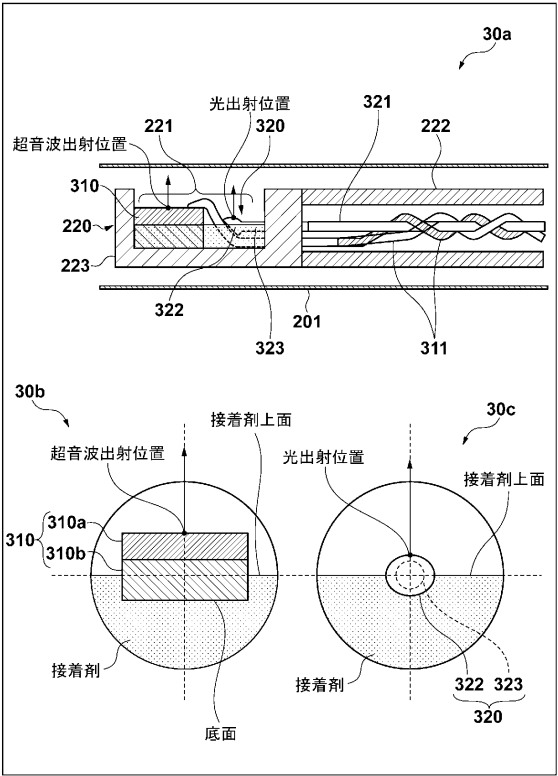
【 図 1 】



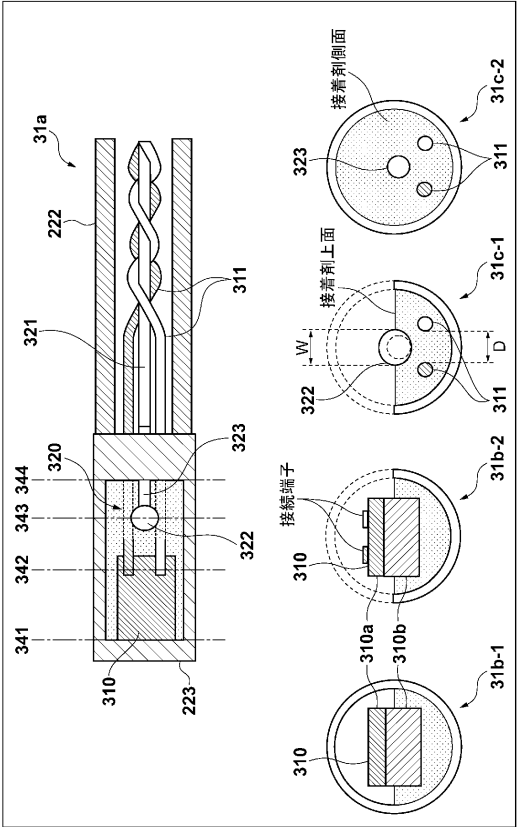
【 図 2 】



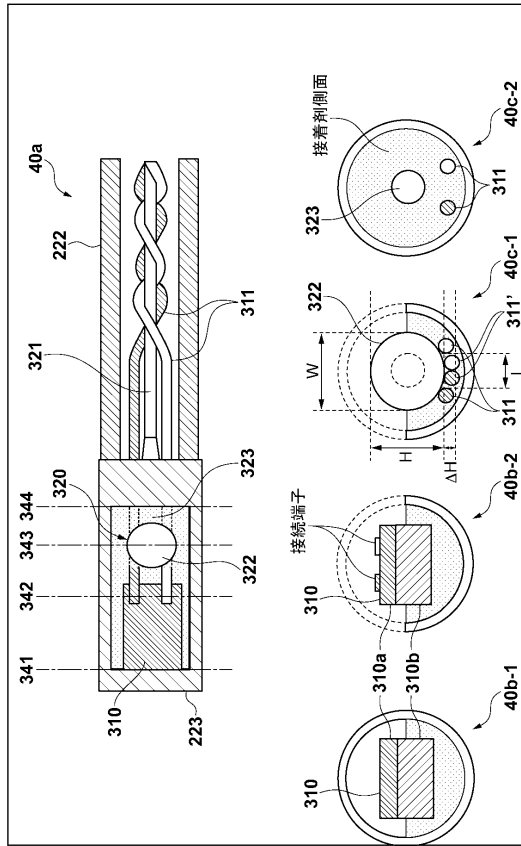
【 図 3 A 】



【 図 3 B 】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 伊藤 エマ
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内
- (72)発明者 高橋 一之
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2005-095624(JP,A)
特開2006-006958(JP,A)
特開2006-280449(JP,A)
特開2009-183416(JP,A)
特表2011-519689(JP,A)
国際公開第2009/009802(WO,A1)
米国特許出願公開第2007/0173919(US,A1)
Jiawen Li, Miniature integrated optical coherence tomography (OCT) - ultrasound (US) probe for intravascular imaging, Proc. of SPIE, 2012年, vol.8207, p.82073X-1 - 7

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|--------|---------|
| A 61 B | 8 / 1 2 |
| A 61 B | 1 / 0 0 |

专利名称(译)	探测器		
公开(公告)号	JP6030634B2	公开(公告)日	2016-11-24
申请号	JP2014507401	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		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	伊藤工マ 高橋一之		
发明人	伊藤 工マ 高橋 一之		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2012072863 2012-03-28 JP		
其他公开文献	JPWO2013145637A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种用于将用于IVUS的发送和接收单元以及用于OCT的发送和接收单元牢固地固定在实现节省空间的用于诊断的成像设备的探针中的配置。根据本发明，探头包括圆柱形壳体223，其中超声波发射和接收单元310布置在远侧，并且光发射和接收单元320布置在近侧。在壳体223中布置两条信号线311，其一端连接到超声波发送和接收单元310，并且基本上彼此平行地朝向近侧延伸，使得两条信号线之间的距离为小于构成光发送和接收单元320的球透镜部分322在光发送和接收单元320下方的宽度W。

