

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02019/004355

発行日 令和2年4月30日 (2020.4.30)

(43) 国際公開日 平成31年1月3日 (2019.1.3)

(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 5 2 6	4 C 6 0 1
A 6 1 B 1/313 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 3 0	
	A 6 1 B 1/313 5 1 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

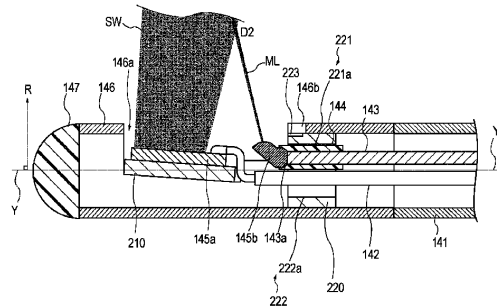
出願番号 特願2019-527022 (P2019-527022)	(71) 出願人 000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/024580	
(22) 国際出願日 平成30年6月28日 (2018.6.28)	
(31) 優先権主張番号 特願2017-127631 (P2017-127631)	(74) 代理人 110000671 八田国際特許業務法人
(32) 優先日 平成29年6月29日 (2017.6.29)	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	(72) 発明者 時田 昌典 静岡県富士宮市舞々木町150番地 テルモ株式会社内
	Fターム(参考) 4C161 AA22 BB08 JJ09 MM10 NN10 WW16 XX02 4C601 BB13 BB14 DD14 EE09 FE04 GA14 KK23 KK27 LL33

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断用カテーテル

(57) 【要約】

【課題】超音波の送信方向に対して光の送信方向を一定方向に保つことのできる画像診断用カテーテルを提供する。【解決手段】画像診断用カテーテル(100)は、回転可能な駆動シャフト(140)と、駆動シャフトが挿入されるシース(110)と、駆動シャフトの先端に設けられるとともに、超音波送受信部(145a)および光送受信部(145b)を収容するハウジング(146)と、ハウジングに固定されるとともに、超音波送受信部に対する光送受信部の相対的な位置を固定する位置決め部材(220)と、を有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

回転可能な駆動シャフトと、
前記駆動シャフトが挿入されるシースと、
前記駆動シャフトの先端に設けられるとともに、超音波送受信部および光送受信部を収容するハウジングと、

前記ハウジングに固定されるとともに、前記超音波送受信部に対する前記光送受信部の相対的な位置を固定する位置決め部材と、を有する画像診断用カテーテル。

【請求項 2】

前記位置決め部材は、前記超音波送受信部から送信される超音波と前記光送受信部から送信される光が交差するように、前記超音波送受信部に対する前記光送受信部の相対的な位置を固定する、請求項 1 に記載の画像診断用カテーテル。

10

【請求項 3】

前記位置決め部材は、前記超音波送受信部から送信される超音波と前記光送受信部から送信される光が平行となるように、前記超音波送受信部に対する前記光送受信部の相対的な位置を固定する、請求項 1 に記載の画像診断用カテーテル。

【請求項 4】

前記駆動シャフトは、前記光送受信部に接続される光ファイバを備え、
前記位置決め部材は、前記光ファイバを固定する光ファイバ固定部を備える請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の画像診断用カテーテル。

20

【請求項 5】

前記駆動シャフトは、前記超音波送受信部に電氣的に接続される信号線を備え、
前記位置決め部材は、前記光ファイバよりも、前記光送受信部から送信される光の送信方向と反対側の位置に前記信号線を配置する請求項 4 に記載の画像診断用カテーテル。

【請求項 6】

前記光ファイバ固定部は、前記駆動シャフトの回転軸よりも、前記光送受信部から送信される光の送信方向に変位した位置で、前記光ファイバを固定する請求項 4 または請求項 5 に記載の画像診断用カテーテル。

【請求項 7】

前記光ファイバ固定部は、前記光ファイバを嵌め込み可能な凹状の溝部を備える請求項 4 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の画像診断用カテーテル。

30

【請求項 8】

前記光ファイバ固定部は、前記光ファイバの周面に当接する第 1 当接部と、第 1 当接部から離間するとともに、第 1 当接部との間に前記光ファイバを挟み込み可能な第 2 当接部と、を備える請求項 4 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の画像診断用カテーテル。

【請求項 9】

前記位置決め部材は、前記ハウジングに収容されるとともに、外表面に窪みを備え、
前記ハウジングは、前記位置決め部材を収容する部分を厚み方向に貫通する貫通部を備える請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の画像診断用カテーテル。

【請求項 10】

前記位置決め部材は、X線造影性を備える材料を含む請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の画像診断用カテーテル。

40

【請求項 11】

前記超音波送受信部は、前記ハウジングに固定されている、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の画像診断用カテーテル。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、画像診断用カテーテルに関する。

【背景技術】

50

【0002】

近年、生体内の疾患部位等の診断を行うための診断画像を取得するために使用する医療装置として、血管内超音波診断法（IVUS：Intra Vascular Ultra Sound）と光干渉断層診断法（OCT：Optical Coherence Tomography）との両方の機能を備えるデュアルタイプの画像診断用カテーテルの開発が行われている（下記特許文献1を参照）。

【0003】

デュアルタイプの画像診断用カテーテルは、超音波送受信部および光送受信部が先端に設けられた駆動シャフトと、駆動シャフトが回転可能に挿入されるルーメンを備えるシースと、を有している。画像診断用カテーテルによって断層画像を得る際には、シースを生体管腔に挿入し、駆動シャフトをシース内において回転させつつ後退移動させることにより、駆動シャフトを先端側から基端側へ移動させる、いわゆるプルバック操作（中引き操作）や、駆動シャフトを先端側へ押し込む押し込み操作を行う。この操作と同時に、超音波送受信部は生体管壁に向かって超音波を送信し、生体管壁において反射された反射波を受信する。また、光送受信部も、同時に、生体管壁に向かって光を送信し、生体管壁において反射された反射光を受信する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2015-164660号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記特許文献1に開示されているデュアルタイプの画像診断用カテーテルでは、超音波送受信部に対する光送受信部の相対的な位置を固定する機構が設けられていない。このため、超音波送受信部から送信される超音波の送信方向に対して光送受信部から送信される光の送信方向を一定方向に保つことは困難である。このため、例えば、製造時（組み立て時）に、各画像診断用カテーテルの超音波に対する光の相対的な位置を所望の公差内に保つことが困難となる。

30

【0006】

そこで本発明は、超音波の送信方向に対して光の送信方向を一定方向に保つことのできる画像診断用カテーテル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】

【0007】

上記目的を達成する本発明に係る画像診断用カテーテルは、回転可能な駆動シャフトと、前記駆動シャフトが挿入されるシースと、前記駆動シャフトの先端に設けられるとともに、超音波送受信部および光送受信部を収容するハウジングと、前記ハウジングに固定されるとともに、前記超音波送受信部に対する前記光送受信部の相対的な位置を固定する位置決め部材と、を有する。

40

【発明の効果】

【0008】

本発明に係る画像診断用カテーテルによれば、超音波送受信部に対する光送受信部の相対的な位置は固定される。このため、超音波の送信方向に対して光の送信方向を一定方向に保つことができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態に係る画像診断用カテーテルに外部装置が接続された状態を示す平面図である。

【図2】実施形態に係る画像診断用カテーテルの全体構成を概略的に示す図であり、図2（A）は、プルバック操作（中引き操作）を実施する前の画像診断用カテーテルの側面図

50

、図 2 (B) は、プルバック操作を実施した際の画像診断用カテーテルの側面図である。

【図 3】実施形態に係る画像診断用カテーテルの先端側の構成を示す拡大断面図である。

【図 4】実施形態に係る画像診断用カテーテルの基端側の構成を示す拡大断面図である。

【図 5】実施形態に係る画像診断用カテーテルのハウジングおよび位置決め部材の構成を示す拡大斜視図である。

【図 6】図 5 の 6 - 6 線に沿う拡大断面図である。

【図 7】実施形態に係る画像診断用カテーテルのハウジングおよび位置決め部材の構成を示す拡大側面図である。

【図 8】図 7 の 8 - 8 線に沿う拡大断面図である。

【図 9】実施形態に係る画像診断用カテーテルの使用例を示す概略図である。

10

【図 10】生体管腔において、信号送受信部が超音波および光を送信している様子を示す概略図である。

【図 11】生体管壁において、超音波の当たる領域と光の当たる領域を模式的に示す図である。

【図 12】変形例 1 に係る画像診断用カテーテルの位置決め部材の構成を示す断面図である。

【図 13】変形例 2 に係る画像診断用カテーテルの位置決め部材の構成を示す断面図である。

【図 14】変形例 3 に係る画像診断用カテーテルの位置決め部材の構成を示す断面図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、添付した図面を参照しながら、本発明の実施形態を説明する。なお、以下の記載は特許請求の範囲に記載される技術的範囲や用語の意義を限定するものではない。また、図面の寸法比率は説明の都合上誇張されており、実際の比率とは異なる場合がある。

【0011】

図 1 は、本実施形態に係る画像診断用カテーテル 100 に外部装置 300 が接続された状態を示す平面図であり、図 2 は、実施形態に係る画像診断用カテーテル 100 の全体構成を概略的に示す図であり、図 3 は、実施形態に係る画像診断用カテーテル 100 の先端側の構成を示す図であり、図 4 は、実施形態に係る画像診断用カテーテル 100 の基端側の構成を示す図である。また、図 5 ~ 図 8 は、実施形態に係る画像診断用カテーテル 100 の要部である、超音波送受信部 145 a および光送受信部 145 b の位置決め機構の説明に供する図である。また、図 9 ~ 図 11 は、実施形態に係る画像診断用カテーテル 100 の使用例の説明に供する図である。

30

【0012】

本実施形態に係る画像診断用カテーテル 100 は、血管内超音波診断法 (I V U S) と、光干渉断層診断法 (O C T) との両方の機能を備えるデュアルタイプの画像診断用カテーテルである。なお、デュアルタイプの画像診断用カテーテル 100 では、I V U S のみによって断層画像を取得するモード、O C T のみによって断層画像を取得するモード、ならびに I V U S および O C T によって断層画像を取得するモード、の 3 種類のモードが存在し、これらのモードを切り替えて使用することができる。図 1 に示すように、画像診断用カテーテル 100 は、外部装置 300 に接続されることによって駆動される。

40

【0013】

図 1 ~ 図 4 を参照して、画像診断用カテーテル 100 について説明する。

【0014】

図 1、図 2 (A)、(B) に示すように、画像診断用カテーテル 100 は、概説すると、生体の体腔内に挿入されるシース 110 と、シース 110 の基端側に設けられた外管 120 と、外管 120 内に進退移動可能に挿入される内側シャフト 130 と、信号を送受信する信号送受信部 145 を先端に有してシース 110 内に回転可能に設けられる駆動シャフト 140 と、外管 120 の基端側に設けられ内側シャフト 130 を受容するように構成

50

されたユニットコネクタ 150 と、内側シャフト 130 の基端側に設けられたハブ 160 と、を有している。

【0015】

明細書の説明においては、画像診断用カテーテル 100 の体腔内に挿入される側を先端または先端側と称し、画像診断用カテーテル 100 に設けられたハブ 160 側を基端または基端側と称し、シース 110 の延在方向を軸方向と称する。

【0016】

図 2 (A) に示すように、駆動シャフト 140 は、シース 110、シース 110 の基端に接続した外管 120、外管 120 内に挿入される内側シャフト 130 を通り、ハブ 160 の内部まで延在している。

10

【0017】

ハブ 160、内側シャフト 130、駆動シャフト 140、及び信号送受信部 145 は、それぞれが一体的に軸方向に進退移動するように互いに接続されている。このため、例えば、ハブ 160 が先端側に向けて押される操作がなされると、ハブ 160 に接続された内側シャフト 130 は外管 120 内およびユニットコネクタ 150 内に押し込まれ、駆動シャフト 140 および信号送受信部 145 がシース 110 の内部を先端側へ移動する。例えば、ハブ 160 が基端側に引かれる操作がなされると、内側シャフト 130 は、図 1、図 2 (B) 中の矢印 a1 で示すように外管 120 およびユニットコネクタ 150 から引き出され、駆動シャフト 140 および信号送受信部 145 は、矢印 a2 で示すように、シース 110 の内部を基端側へ移動する。

20

【0018】

図 2 (A) に示すように、内側シャフト 130 が先端側へ最も押し込まれたときには、内側シャフト 130 の先端部は中継コネクタ 170 付近まで到達する。この際、信号送受信部 145 は、シース 110 の先端付近に位置する。中継コネクタ 170 はシース 110 と外管 120 とを接続するコネクタである。

【0019】

図 2 (B) に示すように、内側シャフト 130 の先端には抜け防止用のコネクタ 131 が設けられている。抜け防止用のコネクタ 131 は、内側シャフト 130 が外管 120 から抜け出るのを防止する機能を有している。抜け防止用のコネクタ 131 は、ハブ 160 が最も基端側に引かれたとき、つまり外管 120 およびユニットコネクタ 150 から内側シャフト 130 が最も引き出されたときに、ユニットコネクタ 150 の内壁の所定の位置に引っ掛るように構成されている。

30

【0020】

図 3 に示すように、駆動シャフト 140 は、可撓性を有する管体 141 を備え、その内部には信号送受信部 145 に接続される電気信号ケーブル 142 (「信号線」に相当) および光ファイバ 143 が配されている。管体 141 は、例えば軸まわりの巻き方向が異なる多層のコイルによって構成することができる。コイルの構成材料として、例えばステンレス、Ni-Ti (ニッケル・チタン) 合金などが挙げられる。電気信号ケーブル 142 は、本実施形態では、後述するコネクタ部 165 に設けられた電極端子 165 a に電氣的に接続される 2 本の信号線 142 a、142 b と、を備えている。

40

【0021】

信号送受信部 145 は、超音波を送受信する超音波送受信部 145 a と、光を送受信する光送受信部 145 b と、を有している。

【0022】

超音波送受信部 145 a は、振動子を備え、パルス信号に基づく超音波を体腔内に送信し、かつ、体腔内の生体組織から反射してきた超音波を受信する機能を有している。超音波送受信部 145 a は、電気信号ケーブル 142 を介して電極端子 165 a (図 4 を参照) と電氣的に接続している。

【0023】

超音波送受信部 145 a が備える振動子としては、例えば、セラミックス、水晶などの

50

圧電材を用いることができる。

【0024】

光送受信部145bは、伝送された測定光MLを連続的に体腔内に送信するとともに、体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145bは、光ファイバ143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備える光学素子を有する。なお、本実施形態では、光学素子は、ボールレンズによって構成している。

【0025】

信号送受信部145は、ハウジング146の内部に収容される。ハウジング146の基端側は駆動シャフト140に接続されている。ハウジング146は、円筒状の金属パイプの円筒面に超音波送受信部145aが送受信する超音波および光送受信部145bが送受信する光の進行を妨げないように開口部146aが設けられた形状をしている。ハウジング146は、例えば、レーザー加工等により形成することができる。なお、ハウジング146は、金属塊からの削りだしやMIM（金属粉末射出成形）等により形成してもよい。

10

【0026】

ハウジング146の先端には、先端部材147が設けられている。先端部材147は略半球状の外形形状を備えている。先端部材147を半球状に形成することによって、シース110の内面との摩擦や引っ掛かりを抑制することができる。なお、先端部材147は、例えば、コイルによって構成していてもよい。また、ハウジング146の先端には、先端部材147が設けられていなくてもよい。

【0027】

シース110は、駆動シャフト140が進退移動可能に挿入されるルーメン110aを備える。シース110の先端部には、シース110に設けられたルーメン110aに並設されて、後述する第2ガイドワイヤWが挿通可能なガイドワイヤルーメン114aを備えるガイドワイヤ挿通部材114が取り付けられている。シース110およびガイドワイヤ挿通部材114は、熱融着等により一体的に構成することが可能である。ガイドワイヤ挿通部材114には、X線造影性を有するマーカ115が設けられている。マーカ115は、Pt、Au等のX線不透過性の高い金属パイプから構成される。なお、機械的強度の向上を目的に、上述のPtにIrを混ぜた合金にしてもよい。さらに、マーカ115は、金属パイプではなく、金属コイルから構成されてもよい。

20

【0028】

シース110の先端部には、ルーメン110aの内部と外部とを連通する連通孔116が形成されている。また、シース110の先端部には、ガイドワイヤ挿通部材114を強固に接合・支持するための補強部材117が設けられる。補強部材117には、補強部材117より基端側に配置されるルーメン110aの内部と連通孔116とを連通する連通路117aが形成されている。なお、シース110の先端部には、補強部材117が設けられていなくてもよい。

30

【0029】

連通孔116は、プライミング液を排出するためのプライミング液排出孔である。画像診断用カテーテル100を使用する際は、プライミング液をシース110内に充填させるプライミング処理を行う。例えば、シース110内にプライミング液を充填させないまま、超音波SWを送信させた場合、超音波送受信部145aの振動子の表面に配置される整合層および空気の音響インピーダンスの差が大きいことに起因して、整合層と空気の界面で超音波SWが反射してしまい、超音波SWを生体管壁900まで深達させることができない虞がある。これに対して、プライミング液をシース110内に充填させることによって、プライミング液は整合層と音響インピーダンスの値が近いため、超音波SWを生体管壁900まで深達させることができる。プライミング処理を行う際に、プライミング液を連通孔116から外部に放出させて、プライミング液とともに空気等の気体をシース110の内部から排出することができる。

40

【0030】

シース110の軸方向において信号送受信部145が移動する範囲であるシース110

50

の先端部は、光や超音波等の検査波の透過性が他の部位に比べて高く形成された窓部を構成する。

【0031】

シース110、ガイドワイヤ挿通部材114および補強部材117は、可撓性を有する材料で形成され、その材料は、特に限定されず、例えば、スチレン系、ポリオレフィン系、ポリウレタン系、ポリエステル系、ポリアミド系、ポリイミド系、ポリブタジエン系、トランスポリイソブレン系、フッ素ゴム系、塩素化ポリエチレン系等の各種熱可塑性エラストマー等が挙げられ、これらのうちの1種または2種以上を組合せたもの（ポリマーアロイ、ポリマーブレンド、積層体等）も用いることができる。なお、シース110の外表面には、湿潤時に潤滑性を示す親水性潤滑被覆層を配置することが可能である。

10

【0032】

図4に示すように、ハブ160は、中空形状を有するハブ本体161と、ハブ本体161の基端側に接続されるコネクタケース165cと、ハブ本体161の内部に連通するポート162と、外部装置300との接続を行う際にハブ160の位置（方向）決めをするための突起163a、163bと、駆動シャフト140を保持する接続パイプ164bと、接続パイプ164bを回転自在に支持する軸受164cと、接続パイプ164bと軸受164cの間から基端側に向かってプライミング液が漏れるのを防止するシール部材164aと、外部装置300に接続される電極端子165aおよび光コネクタ165bが内部に配置されたコネクタ部165と、を有している。

20

【0033】

ハブ本体161の先端部には内側シャフト130が接続されている。駆動シャフト140は、ハブ本体161の内部において内側シャフト130から引き出されている。

【0034】

ポート162には、プライミング処理を行う際に、プライミング液を注入する注入デバイスS（図1参照）が接続される。注入デバイスSは、ポート162に接続されるコネクタS1と、コネクタS1に接続されるチューブS2と、チューブS2に接続される三方活栓S3と、三方活栓S3に接続されるとともに、プライミング液をポート162に注入可能な第1シリンジS4および第2シリンジS5を備えている。第2シリンジS5は、第1シリンジS4よりも容量が大きく、第1シリンジS4が注入するプライミング液の量が不足している場合等に、補助的に使用されるシリンジである。

30

【0035】

接続パイプ164bは、外部装置300によって回転駆動する電極端子165aおよび光コネクタ165bの回転を駆動シャフト140に伝達するために、駆動シャフト140を保持する。接続パイプ164bの内部には電気信号ケーブル142および光ファイバ143（図3を参照）が挿通されている。

【0036】

コネクタ部165は、電気信号ケーブル142と電氣的に接続される電極端子165aと、光ファイバに接続される光コネクタ165bと、を備えている。超音波送受信部145aにおける受信信号は、電極端子165aを介して外部装置300に送信され、所定の処理を施されて画像として表示される。光送受信部145bにおける受信信号は、光コネクタ165bを介して外部装置300に送信され、所定の処理を施されて画像として表示される。

40

【0037】

再び図1を参照して、画像診断用カテーテル100は、外部装置300に接続されて駆動される。

【0038】

上述したように、外部装置300は、ハブ160の基端側に設けられたコネクタ部165に接続される。

【0039】

また、外部装置300は、駆動シャフト140を回転させるための動力源であるモータ

50

300aと、駆動シャフト140を軸方向に移動させるための動力源であるモータ300bと、を有する。モータ300bの回転運動は、モータ300bに接続した直動変換機構300cによって軸方向の運動に変換される。直動変換機構300cとしては、例えば、ボールねじや、ラックアンドピニオン機構等を用いることができる。

【0040】

外部装置300の動作は、これに電氣的に接続した制御装置301によって制御される。制御装置301は、CPU(Central Processing Unit)およびメモリを主たる構成として含む。制御装置301は、モニタ302に電氣的に接続している。

【0041】

次に、図5～図8を参照して、ハウジング146における超音波送受信部145aおよび光送受信部145bの位置決め機構について説明する。なお、以下においては、ハウジング146において開口部146aが設けられている側(図6の上側)を「上側」と称する。また、図5に示すように、画像診断用カテーテル100を生体管腔900に挿入していない場合において、駆動シャフト140をまっすぐに伸ばした状態の回転軸をYで示す。なお、画像診断用カテーテル100を生体管腔900に挿入した状態においては、生体管腔900の屈曲形状に沿って、駆動シャフトの回転軸は屈曲し得る。

【0042】

超音波送受信部145aは、図7に示すように、バックング部材210に取り付けられている。バックング部材210は、超音波送受信部145aからハウジング146の開口部146aの反対方向へ向かう超音波を散乱減衰させる。バックング部材210は、ハウジング146の開口部146aを囲う縁部146cに取り付けられている。このように、超音波送受信部145aは、バックング部材210を介してハウジング146に固定されている。なお、バックング部材210をハウジング146に固定する方法は特に限定されないが、例えば、接着剤による接着によって固定することができる。超音波送受信部145aは、図6に示すように、駆動シャフト140の放射方向(径方向R)に対して基端側に傾斜した方向に超音波SWが送信されるように、ハウジング146に固定されている。

【0043】

光送受信部145bは、図6に示すように位置決め部材220を介してハウジング146に固定される。このため、光送受信部145bの超音波送受信部145aに対する相対的な位置を定めることができる。その結果、光送受信部145bから送信される測定光MLの送信方向を、超音波送受信部145aから送信される超音波SWの方向に対して、一定方向に定めることができる。このため、例えば、製造時(組立時)に、各画像診断用カテーテルの超音波と光の相対的な位置関係を所望の公差内に好適に保つことできる。

【0044】

なお、本実施形態では、位置決め部材220は、超音波送受信部145aから送信される超音波SWと光送受信部145bから送信される測定光MLが交差するように、光送受信部145bの位置を固定する。

【0045】

位置決め部材220は、ハウジング146の基端側において、ハウジング146の内面に固定される。位置決め部材220は、図5に示すように、円柱状の外形形状を備えている。位置決め部材220は、図8に示すように、光ファイバ143を固定する光ファイバ固定部221と、電気信号ケーブル142を挿通可能な電気信号ケーブル挿通部222と、位置決め部材220のハウジング146に対する周方向の位置を調整するための窪み223と、を備えている。

【0046】

光ファイバ固定部221は、光ファイバ143を嵌め込み可能な凹状の溝部2221aを備えている。溝部2221aは、図6に示すように、位置決め部材220を軸方向に貫通している。溝部2221aを軸方向に挿通するようにして配置された光ファイバ143の先端に光送受信部145bが接続される。このように、位置決め部材220は、光ファイバ

10

20

30

40

50

143を固定することによって光送受信部145bの位置を固定する。

【0047】

位置決め部材220は、図5に示すように、ハウジング146の上方から見た場合に、光送受信部145bが駆動シャフト140の回転軸Y上に位置するようにハウジング146に設けられている。このため、超音波送受信部145aおよび光送受信部145bは、ハウジング146の上方から見た場合に、駆動シャフト140の回転軸Y上に並んで配置される。また、位置決め部材220は、図6に示すように、光送受信部145bを構成するボールレンズの湾曲面がハウジング146の上方を向くように、ハウジング146に固定される。光ファイバ143の先端に接続される光送受信部145bは、駆動シャフト140の径方向Rに対して先端側に傾斜した方向に測定光MLを送信する。このため、超音波送受信部145aから送信される超音波SWと光送受信部145bから送信される測定光MLを交差する。

10

【0048】

なお、図6に示すように、超音波送受信部145aから送信される超音波SWは、若干広がるようにしてハウジング146の外方に伝播する。また、光送受信部145bから送信される測定光MLも、同様に、若干広がるようにしてハウジング146の外方に伝播する。本明細書において「超音波送受信部145aから送信される超音波SWと、光送受信部145bから送信される測定光MLが交差する」とは、少なくとも、広がりを用意して伝播する超音波SWの伝播領域(図中の薄灰色で示す領域)と、広がりを用意して伝播する測定光MLの伝播領域(図中の濃灰色で示す領域)が交差することを意味する。

20

【0049】

本実施形態では、図10に示すように、超音波送受信部145aからハウジング146の外方(生体管壁900b)に向かって送信される超音波SWの中心部分の送信方向D1と光送受信部145bからハウジング146の外方(生体管壁900b)に向かって送信される測定光MLの中心部分の送信方向D2(光軸方向)が、ハウジング146の外表面からの距離が長さL1となる地点Pで交差するように構成している。このため、例えば、生体管腔900に画像診断用カテーテル100を挿入した場合に、ハウジング146の外表面から生体管壁900bまでの距離がおおよそ長さL1となる位置に画像診断用カテーテル100を配置すれば、図11に示すように、生体管壁900b上における超音波SWの検査領域(薄灰色で示す領域)と測定光MLの検査領域(濃灰色で示す領域)が、重なるようにすることができる。なお、距離L1は、画像診断用カテーテル100を挿入する生体管腔900の平均径等に応じて適宜設定することができる。

30

【0050】

なお、超音波SWおよび測定光MLはある程度の広がりを用意している。このため、少なくとも生体管壁900b上で超音波SWの当たる領域(薄灰色で示す領域)のいずれかの部分に測定光MLが当てられていれば、超音波SWの検査領域と測定光MLの検査領域を重ねることができる。このため、生体管腔900の径が生体管腔900の延在方向における位置によって変化したとしても、超音波SWの検査領域と測定光MLの検査領域を重ねることができる。

【0051】

また、本実施形態では、図6に示すように、光ファイバ143と光送受信部145bの連結部143aを保護すべく、連結部143aを保護カバー144によって覆っている。ハウジング146内には、信号送受信部145、電気信号ケーブル142、光ファイバ143、位置決め部材220等を配置するため、ハウジング146は、内径r2(図8(A)参照)が大きい方が好ましい。しかしながら、シース110の生体管腔900における摺動性を好適に保つため、ハウジング146は、外径は小さい方が好ましく、また、強度を確保するために肉厚をある程度確保する必要がある。このため、ハウジング146の内径r2(図8(A)参照)を大きく形成するには限界がある。したがって、ハウジング146に収容される位置決め部材220の外径を大きく形成するには限界がある。このため、仮に、保護カバー144によって被覆された光ファイバ143の軸中心が駆動シャ

40

50

フト140の回転軸Y上に位置するように光ファイバ143を配置すると、保護カバー144を含めた光ファイバ143の外径 r_1 に起因して、一定の外径 r_3 を備える電気信号ケーブル142(2本の信号線142a、142b)を配置するスペース(電気信号ケーブル挿通部222)を確保することが困難になる。このため、溝部221aは、駆動シャフト140の回転軸Yよりも、光送受信部145bから送信される測定光MLの送信方向D2に変位した位置に設けられており、光ファイバ143の先端部は、駆動シャフト140の回転軸Yよりも、光送受信部145bから送信される測定光MLの送信方向D2に変位した位置で固定される。これによって、光ファイバ143よりも測定光MLの送信方向D2と反対側の位置に電気信号ケーブル142を配置するスペース(電気信号ケーブル挿通部222)を確保することができる。

10

【0052】

電気信号ケーブル挿通部222は、溝部221aに連なるとともに、測定光MLの送信方向D2と反対側の位置に設けられた孔部222aを備えている。孔部222aは、略半円状に位置決め部材220をくり抜くことによって形成している。孔部222aにおいて、測定光MLの送信方向D2と直交する方向(図の左右方向)の両側に2本の信号線142a、142bのそれぞれが配置される。

【0053】

窪み223は、位置決め部材220の外表面のうち、測定光MLの送信方向D2側の領域に設けられている。また、ハウジング146には、図5に示すように、開口部146aの基端側の部分(位置決め部材220を収容する部分)を厚み方向に貫通する切欠き146b(「貫通部」に相当)が設けられている。位置決め部材220に設けられた窪み223とハウジング146に設けられた切欠き146bは、図8に示すように、径方向に重なる位置に設けられている。また、切欠き146bの幅 L_2 (ハウジング146の周方向に沿う長さ)は、窪み223の幅 L_3 (位置決め部材220の周方向に沿う最大長さ)よりも長い。このため、例えば、画像診断用カテーテル100の組み立て時(製造時)に、切欠き146bから針やピンセット等の治具を挿入して窪み223に引っ掛け、位置決め部材220をハウジング146に対して回転させ、超音波SWと測定光MLが交差するように、ハウジング146に対する位置決め部材220の周方向位置を微調整してから、ハウジング146に対して固定することができる。なお、位置決め部材220をハウジング146に固定する方法は特に限定されないが、例えば、接着剤によって接着することができる。この場合、例えば、切欠き146bから接着剤を注入させながら位置決め部材220を回転させて、接着剤を位置決め部材220の周面に行き渡らせることによって、位置決め部材220をハウジング146に対して固定することができる。

20

30

【0054】

位置決め部材220は、光ファイバ143を押し当てた際に、変形しない程度の剛性を備える材料によって構成されていることが好ましい。位置決め部材220をこのような材料によって構成することによって、例えば、接着剤によって光ファイバ143をハウジング146に直接固定する場合と比較すると、画像診断用カテーテル100の組み立て時(製造時)に、超音波送受信部145aに対する光送受信部145bの相対的な位置を容易に定めることができる。

40

【0055】

また、位置決め部材220は、X線透視下において造影性を備える材料(X線不透過性の材料)を含んでいることが好ましい。位置決め部材220がこのような材料を含むことによって、術者はX線透視下において、位置決め部材220およびその先端に設けられた光送受信部145bの位置を容易に把握することができる。特に本実施形態では、位置決め部材220には、溝部221aおよび孔部222aが設けられているため、周方向の位置によって、位置決め部材220の厚みが異なる。例えば、図8(A)に示すように、溝部221aが上側に配置されている状態で、矢印Xで示すように下側から上側に向かってX線を照射した場合、X線は、溝部221aおよび孔部222aの両方を通過するため、X線の透過する部分の位置決め部材220の厚みは薄く、X線透視下においては、位置決

50

め部材 220 は比較的薄く表示される。図 8 (A) に対して位置決め部材 220 を回転させた位置では (図 8 (B) に示す位置)、X 線は、孔部 222 a のみを通過するため、X 線の透過する部分の位置決め部材 220 の厚みは比較的厚く、X 線透視下においては、位置決め部材 220 は比較的濃く表示される。このように、X 線透視下において術者が駆動シャフト 140 を回転させると、位置決め部材 220 も連動して回転し、位置決め部材 220 の設けられている領域は回転と連動して濃淡が変化する。このため、術者は、X 線透視下において、位置決め部材 220 の位置をより一層容易に把握することができる。

【 0056 】

なお、光ファイバ 143 を押し当てた際に、変形しない程度の剛性を備え、かつ、X 線透視下において造影性を備える材料としては、例えば、Pt、Au、Pt - Ir 合金等を用いることができる。

10

【 0057 】

次に、画像診断用カテーテル 100 を血管 900 (生体管腔) に挿入した場合の使用例について述べる。

【 0058 】

まず、使用者は、ハブ 160 を最も基端側に引いた状態で (図 2 (B) 参照)、プライミング液を注入する注入デバイス S をポート 162 に接続し、第 1 シリンジ S4 の押し子を押してプライミング液をシース 110 のルーメン 110 a の内部に注入する。なお、第 1 シリンジ S4 が注入するプライミング液の量が不足している場合は、第 2 シリンジ S5 の押し子を押してプライミング液をシース 110 のルーメン 110 a の内部に注入する。

20

【 0059 】

プライミング液をルーメン 110 a の内部に注入すると、図 3 に示す連通路 117 a および連通孔 116 を介して、プライミング液がシース 110 の外部に放出され、プライミング液とともに空気等の気体をシース 110 の内部から外部に排出することができる (プライミング処理)。

【 0060 】

プライミング処理後、使用者は、図 1 に示すように、外部装置 300 を画像診断用カテーテル 100 のコネクタ部 165 に接続する。そして、使用者は、ハブ 160 をユニットコネクタ 150 の基端に当接するまで押し込み (図 2 (A) 参照)、信号送受信部 145 を先端側に移動させる。

30

【 0061 】

次に、使用者は、イントロデューサキットを使用して、手首もしくは大腿部にポートを作成する。次に、第 1 ガイドワイヤ (図示省略) を、ポートを介して、心臓の冠動脈入口付近まで挿入する。次に、第 1 ガイドワイヤを伝って、ガイディングカテーテル 800 を冠動脈入口まで導入する。次に、第 1 ガイドワイヤを抜去し、第 2 ガイドワイヤ W をガイディングカテーテル 800 を介して、病変部まで挿入する。次に、第 2 ガイドワイヤ W に沿って、画像診断用カテーテル 100 を病変部まで挿入する。

【 0062 】

次に、図 9 (A) に示すように、画像診断用カテーテル 100 をルーメン 800 a に沿って進出させて、ガイディングカテーテル 800 の先端開口部から突出させる。その後、ガイドワイヤルーメン 114 a に第 2 ガイドワイヤ W を挿通させながら、第 2 ガイドワイヤ W に沿って画像診断用カテーテル 100 をさらに押し進めて血管 900 内の目的の位置に挿入する。なお、ガイディングカテーテル 800 としては、シリンジ (図示省略) を接続可能なポート (図示省略) を基端部に備える公知のガイディングカテーテルを使用することができる。

40

【 0063 】

次に、血管 900 内の血液を造影剤などのフラッシュ液で血管内の血液を一時的にフラッシュ液で置換する。前述したプライミング処理と同様にフラッシュ液が入ったシリンジをガイディングカテーテル 800 のポートに接続し、シリンジの押し子を押してフラッシュ液をガイディングカテーテル 800 のルーメン 800 a の内部に注入する。フラッシュ

50

液は、図9(B)中の矢印Cで示すように、ガイディングカテーテル800のルーメン800a内を通り、その先端開口部を介して血管900内に導入される。導入されたフラッシュ液により、シース110の先端部の周りの血液が押し流されて、シース110の先端部の周囲にフラッシュ液が充満された状態となる。なお、IVUSのみによって断層画像を取得するモードの際は、上述のフラッシュ液で置換する工程を省略することができる。

【0064】

血管900内の目的の位置で断層画像を得る際、信号送受信部145は、駆動シャフト140とともに回転しつつ基端側へと移動する(プルバック操作)。プルバック操作と同時に、図10に示すように、超音波送受信部145aは超音波SWを血管壁900bに向けて送信するとともに、血管壁900bにおいて反射された超音波を受信する。また、光送受信部145bも、同時に、測定光MLを血管壁900bに向けて送信し、血管壁900bにおいて反射された反射光を受信する。なお、前述したように、超音波送受信部145aから送信される超音波SWと光送受信部145bから送信される測定光MLが交差するため、生体内において超音波によって検査される領域と、光によって検査される領域を重ねることができる。

10

【0065】

なお、駆動シャフト140の回転および移動操作は、制御装置301によって制御される。ハブ160内に設けたコネクタ部165は、外部装置300に接続された状態で回転され、これに連動して、駆動シャフト140が回転する。

【0066】

また、制御装置301から送られる信号に基づき、信号送受信部145は体内に超音波および光を送信する。信号送受信部145が受信した反射波および反射光に対応する信号は、駆動シャフト140および外部装置300を介して制御装置301に送られる。制御装置301は、信号送受信部145から送られてくる信号に基づき体腔の断層画像を生成し、生成した画像をモニタ302に表示する。

20

【0067】

以上、本実施形態に係る画像診断用カテーテル100は、回転可能な駆動シャフト140と、駆動シャフト140が挿入されるシース110と、駆動シャフト140の先端に設けられるとともに、超音波送受信部145aおよび光送受信部145bを収容するハウジング146と、ハウジング146に固定されるとともに、超音波送受信部145aに対する光送受信部145bの相対的な位置を固定する位置決め部材220と、を有している。

30

【0068】

このように、超音波送受信部145aに対する光送受信部145bの相対的な位置は固定されている。このため、超音波SWの送信方向に対して測定光MLの送信方向を一定方向に保つことができる。その結果、例えば、製造時(組み立て時)に、各画像診断用カテーテル100の超音波SWに対する測定光MLの相対的な位置を所望の公差内に保つことができる。

【0069】

また、位置決め部材220は、超音波送受信部145aから送信される超音波SWと光送受信部145bから送信される測定光MLが交差するように、超音波送受信部145aに対する光送受信部145bの相対的な位置を固定する。このため、超音波と光を一定の位置で交差させることができる。また、生体内における超音波SWの検査領域と測定光MLの検査領域を重ねることができる。

40

【0070】

また、駆動シャフト140は、光送受信部145bに光学的に接続される光ファイバ143を備え、位置決め部材220は、光ファイバ143を固定する光ファイバ固定部221を備えている。このため、光ファイバ143を固定することによって光送受信部145bが測定光MLを送信する方向を容易に調整することができる。

【0071】

また、駆動シャフト140は、超音波送受信部145aに電氣的に接続される電気信号

50

ケーブル 1 4 2 を備え、位置決め部材 2 2 0 は、光ファイバ 1 4 3 よりも、光送受信部 1 4 5 b から送信される測定光 M L の送信方向 D 2 と反対側の位置に、電気信号ケーブル 1 4 2 を配置する。このため、光送受信部 1 4 5 b の光の送受信を妨げることなく電気信号ケーブル 1 4 2 をハウジング 1 4 6 に収容されている超音波送受信部 1 4 5 a に電氣的に接続することができる。

【 0 0 7 2 】

また、光ファイバ固定部 2 2 1 は、駆動シャフト 1 4 0 の回転軸 Y よりも、光送受信部 1 4 5 b から送信される測定光 M L の送信方向 D 2 に変位した位置で、光ファイバ 1 4 3 を固定する。このため、ハウジング 1 4 6 の限られた内部空間において、位置決め部材 2 2 0 は、光ファイバ 1 4 3 および電気信号ケーブル 1 4 2 を配置することができる。

10

【 0 0 7 3 】

また、光ファイバ固定部 2 2 1 は、光ファイバ 1 4 3 を嵌め込み可能な凹状の溝部 2 2 1 a を備えている。このため、光ファイバ 1 4 3 を溝部 2 2 1 a に嵌め込むことによって、光ファイバ 1 4 3 の位置を容易に定めることができる。

【 0 0 7 4 】

また、位置決め部材 2 2 0 は、外表面に窪み 2 2 3 を備えており、ハウジング 1 4 6 は、径方向において窪み 2 2 3 と重なる位置に、ハウジング 1 4 6 を厚み方向に貫通する切欠き 1 4 6 b を備えている。このため、切欠き 1 4 6 b に、針やピンセット等の治具を挿入して窪み 2 2 3 に引っ掛けることによって、ハウジング 1 4 6 に収容されている位置決め部材 2 2 0 の位置を微調整してから、位置決め部材 2 2 0 をハウジング 1 4 6 に対して固定することができる。

20

【 0 0 7 5 】

位置決め部材 2 2 0 は、X 線透視下で造影性を備える材料を含む。このため、術者は、X 線透視下で位置決め部材 2 2 0 および光送受信部 1 4 5 b の位置を容易に把握することができる。

【 0 0 7 6 】

超音波送受信部 1 4 5 a は、ハウジング 1 4 6 に固定されている。このため、光送受信部 1 4 5 b の超音波送受信部 1 4 5 a に対する相対的な位置を容易に定めることができる。

【 0 0 7 7 】

< 変形例 1 >

次に、図 1 2 を参照して変形例 1 に係る位置決め部材 3 2 0 について説明する。

30

【 0 0 7 8 】

変形例 1 に係る位置決め部材 3 2 0 は、2 つの部材を組み合わせて構成している点で、上記実施形態に係る位置決め部材 2 2 0 と相違する。なお、上記実施形態に係る画像診断用カテーテル 1 0 0 と同一の構成については、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 7 9 】

位置決め部材 3 2 0 は、円筒形状の第 1 部材 3 2 1 と、第 1 部材 3 2 1 に収容される第 2 部材 3 2 2 と、を備えている。

【 0 0 8 0 】

第 1 部材 3 2 1 はハウジング 1 4 6 に収容されている。

40

【 0 0 8 1 】

第 2 部材 3 2 2 は、円筒状のパイプの上側に開口部 3 2 2 a が設けられた形状をしている。開口部 3 2 2 a は、第 2 部材 3 2 2 の軸方向に全長に渡って形成されている。光ファイバ 1 4 3 は、開口部 3 2 2 a を挟んだ両側の端部 3 2 2 b、c (「第 1 当接部」、「第 2 当接部」に相当) に当接するように配置される。また、電気信号ケーブル 1 4 2 は、光ファイバ 1 4 3 の下側 (測定光 M L の送信方向 D 2 の反対側) を挿通するようにして配置される。

【 0 0 8 2 】

以上説明したように、変形例 1 に係る位置決め部材 2 2 0 の光ファイバ固定部は、光フ

50

ファイバ 1 4 3 の周面に当接する第 1 当接部 3 2 2 b と、第 1 当接部 3 2 2 b から離間するとともに、第 1 当接部 3 2 2 b との間を光ファイバ 1 4 3 を挟み込み可能な第 2 当接部 3 2 2 c と、を備えている。このため、第 1 当接部 3 2 2 b と第 2 当接部 3 2 2 c の間に光ファイバ 1 4 3 を配置することで、光ファイバ 1 4 3 の位置を容易に定めることができる。 < 変形例 2 > 次に、図 1 3 を参照して変形例 2 に係る位置決め部材 4 2 0 について説明する。

【 0 0 8 3 】

変形例 2 に係る位置決め部材 4 2 0 は、窪み 4 2 3 を設ける位置において、上記実施形態に係る位置決め部材 2 2 0 と相違する。なお、上記実施形態に係る画像診断用カテーテル 1 0 0 と同一の構成については、同一の符号を付し、その説明を省略する。

10

【 0 0 8 4 】

窪み 4 2 3 は、位置決め部材 4 2 0 の外表面のうち、測定光 M L の送信方向 D 2 側と反対側の領域に設けられている。また、ハウジング 1 4 6 の下方側には、位置決め部材 2 2 0 を収容する部分を厚み方向に貫通する貫通穴 4 4 6 b (「貫通部」に相当) が設けられている。位置決め部材 2 2 0 に設けられた窪み 4 2 3 とハウジング 1 4 6 に設けられた貫通穴 4 4 6 b は、径方向に重なる位置に設けられている。また、貫通穴 4 4 6 b の幅 L 4 (ハウジング 1 4 6 の周方向に沿う長さ) は、窪み 4 2 3 の幅 L 5 (位置決め部材 2 2 0 の周方向に沿う最大長さ) よりも長い。このため、例えば、画像診断用カテーテル 1 0 0 の組み立て時(製造時)に、貫通穴 4 4 6 b から針やピンセット等の治具を挿入して窪み 4 2 3 に引っ掛け、超音波 S W と測定光 M L が交差するように、ハウジング 1 4 6 に対する位置決め部材 4 2 0 の位置を微調整してから、位置決め部材 4 2 0 をハウジング 1 4 6 に対して固定することができる。

20

【 0 0 8 5 】

以上説明したように、位置決め部材に設けられる窪みおよびハウジングに設けられる貫通部の周方向の位置は特に限定されない。 < 変形例 3 > 次に、図 1 4 を参照して変形例 3 に係る位置決め部材 5 2 0 について説明する。

【 0 0 8 6 】

変形例 3 に係る位置決め部材 5 2 0 は、光ファイバ 1 4 3 の中心軸が駆動シャフト 1 4 0 の回転軸 Y と一致する位置に光ファイバ 1 4 3 の先端部を固定する点において、上記実施形態に係る位置決め部材 2 2 0 と相違する。なお、上記実施形態に係る画像診断用カテーテル 1 0 0 と同一の構成については、同一の符号を付し、その説明を省略する。

30

【 0 0 8 7 】

位置決め部材 5 2 0 は、ハウジング 1 4 6 に収容される第 1 部材 5 2 1 と、第 1 部材 5 2 1 に収容される第 2 部材 5 2 2 と、を備えている。

【 0 0 8 8 】

第 1 部材 5 2 1 は、円筒状のパイプの下側に開口部 5 2 1 a が設けられた形状をしている。開口部 5 2 1 a に電気信号ケーブル 1 4 2 が配置される。

【 0 0 8 9 】

第 2 部材 5 2 2 は、円柱状の外形形状を備えている。第 2 部材 5 2 2 には、軸中心を貫通するように貫通穴 5 2 2 a が設けられている。光ファイバ 1 4 3 は、第 2 部材 5 2 2 の貫通穴 5 2 2 a を挿通するようにして固定される。このため、前述した光ファイバ固定部が溝部 2 2 1 a によって構成されている場合と比較すると、光ファイバ 1 4 3 の周面を第 2 部材 5 2 2 によって覆うことができるため、光ファイバ 1 4 3 の位置をより一層好適に定めることができる。なお、上記実施形態で述べたようにハウジング 1 4 6 の内径 r 2 は比較的小さくする必要があるのに加え、変形例 3 においては、第 2 部材 5 2 2 の強度を維持するために第 2 部材 5 2 2 の厚みのある程度確保する必要がある。このため、電気信号ケーブル 1 4 2 は、第 1 部材 5 2 1 の開口部 5 2 1 a に配置している。

40

【 0 0 9 0 】

以上、実施形態および変形例を通じて本発明に係る画像診断用カテーテルを説明したが、本発明は実施形態および変形例において説明した構成のみに限定されることはなく、特

50

許請求の範囲の記載に基づいて適宜変更することが可能である。

【0091】

例えば、上記実施形態では、本発明に係る画像診断用カテーテルを、血管内超音波診断法（IVUS）および光干渉断層診断法（OCT）の機能を備える画像診断用カテーテルに適用する形態を説明した。しかし、本発明に係る画像診断用カテーテルは、超音波および光を検査波として用いる画像診断用カテーテルである限り特に限定されず、例えば、血管内超音波診断法（IVUS）および光周波数領域画像化法（OFDI：Optical Frequency Domain Imaging）の機能を備える画像診断用カテーテルに適用してもよい。

【0092】

また、例えば、上記実施形態では、位置決め部材が、超音波送受信部から送信される超音波と光送受信部から送信される光が交差するように、超音波送受信部に対する光送受信部の位置を固定する形態を説明した。しかし、位置決め部材の構成は、超音波送受信部に対する光送受信部の相対的な位置を固定可能である限り特に限定されない。例えば、位置決め部材は、超音波送受信部から送信される超音波の送信方向と光送受信部から送信される光の送信方向が平行となるように、超音波送受信部に対する光送受信部の相対的な位置を固定するように構成してもよい。超音波と光が平行な場合は、超音波と光は、駆動シャフトの軸方向に沿って一定の距離で離間する。このため、例えば、プルバック操作とともに超音波および光を検査波として断層画像を複数取得した場合、超音波と光が一定の距離で離間していることを考慮して、複数の断層画像の中から、生体管腔の同じ位置において取得した超音波を検査波として取得した断層画像と光を検査波として取得された断層画像と、を抽出することができる。

【0093】

また、例えば、上記実施形態では、光送受信部は、ボールレンズによって構成している形態を説明した。しかし、光送受信部は、光ファイバから伝播する軸方向の光を生体管腔内の生体組織に向かって送信し、かつ、生体組織において反射された反射光を受信して光ファイバに伝播可能に構成している限り、特に限定されない。例えば、光送受信部は、光学ミラーによって構成してもよい。

【0094】

例えば、上記実施形態では、電気信号ケーブル（信号線）は、2本のケーブルによって構成している形態を説明した。しかし、電気信号ケーブルは、例えば、同軸ケーブル（1本のケーブル）により構成してもよい。また、電気信号ケーブルは、2本のケーブルを光ファイバーに巻き付けたツイストペアケーブルであってもよい。

【0095】

本出願は、2017年6月29日に出願された日本国特許出願第2017-127631号に基づいており、その開示内容は、参照により全体として引用されている。

【符号の説明】

【0096】

100 画像診断用カテーテル、
 110 シース、
 140 駆動シャフト、
 142 電気信号ケーブル（「信号線」に相当）、
 143 光ファイバ、
 145 a 超音波送受信部、
 145 b 光送受信部、
 146ハウジング、
 146 b 切欠き（「貫通部」に相当）、
 220、320、420、520 位置決め部材、
 221 光ファイバ固定部、
 221 a 溝部、

10

20

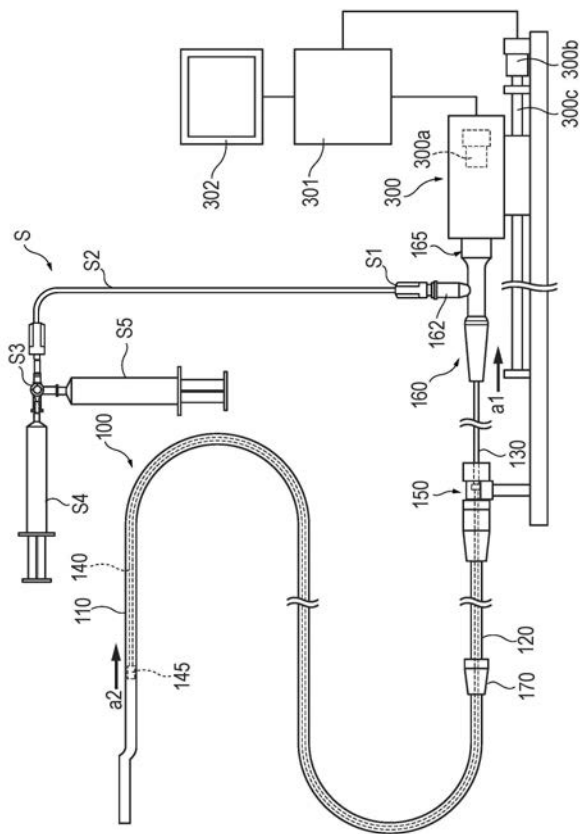
30

40

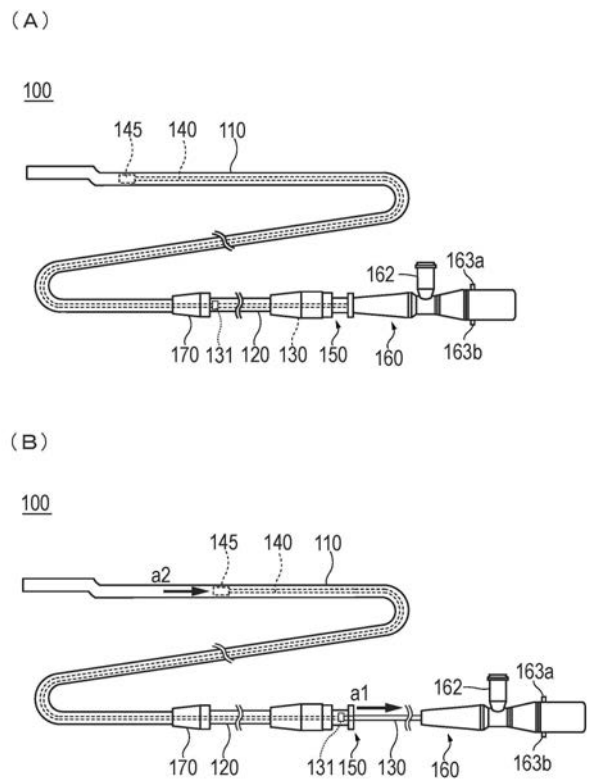
50

- 2 2 3、4 2 3 窪み、
- 3 2 2 b、c 端部（「第 1 当接部」、「第 2 当接部」に相当）、
- 4 4 6 b 貫通穴（「貫通部」に相当）、
- D 2 光の送信方向、
- M L 測定光（「光」に相当）、
- S W 超音波、
- Y 駆動シャフトの回転軸。

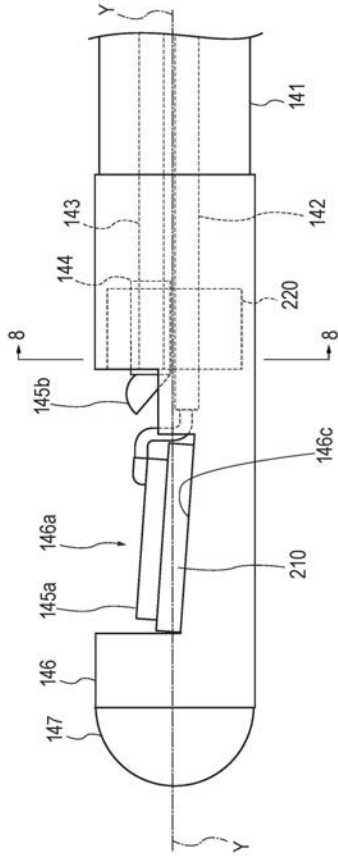
【 図 1 】



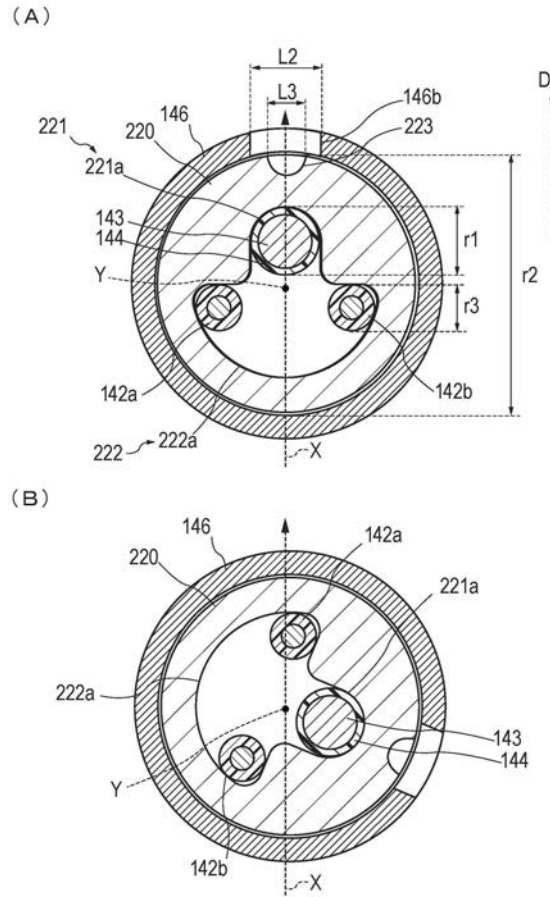
【 図 2 】



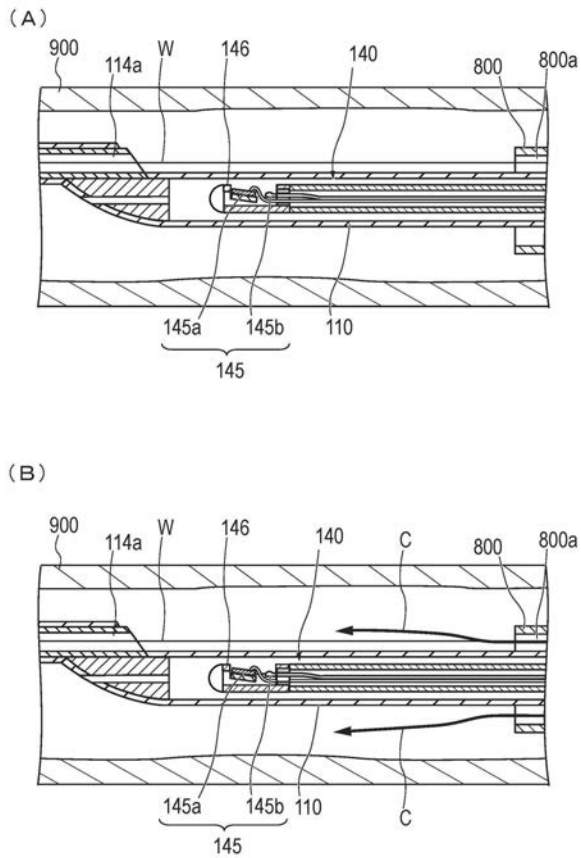
【 図 7 】



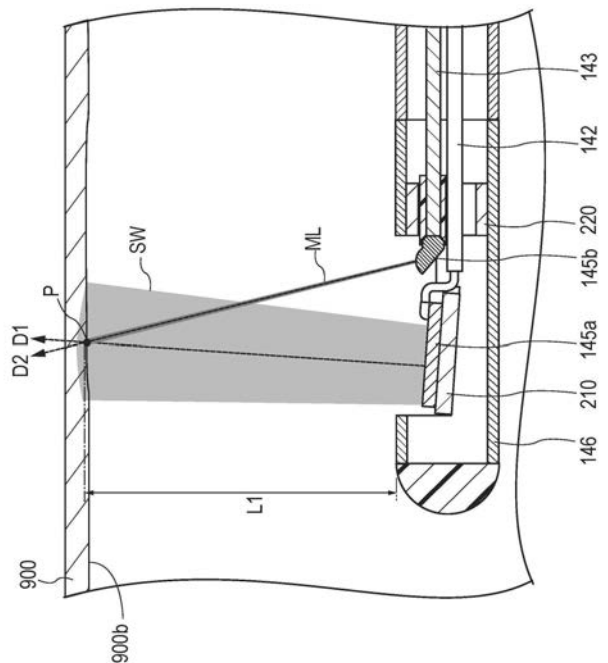
【 図 8 】



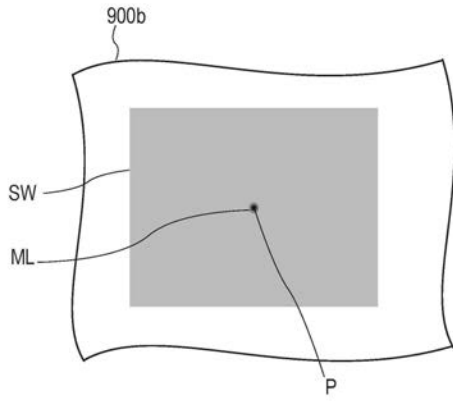
【 図 9 】



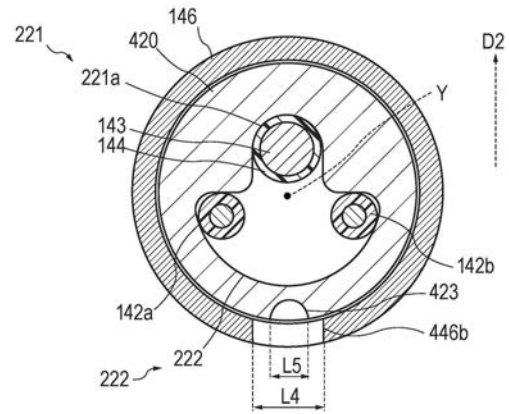
【 図 10 】



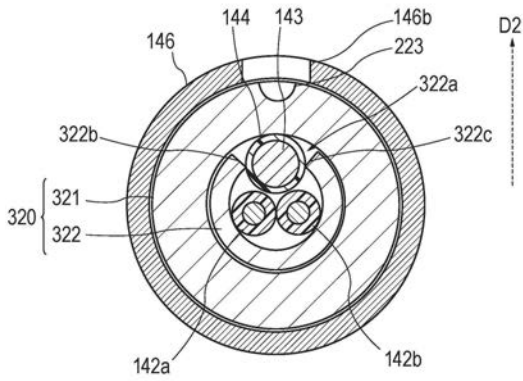
【 図 1 1 】



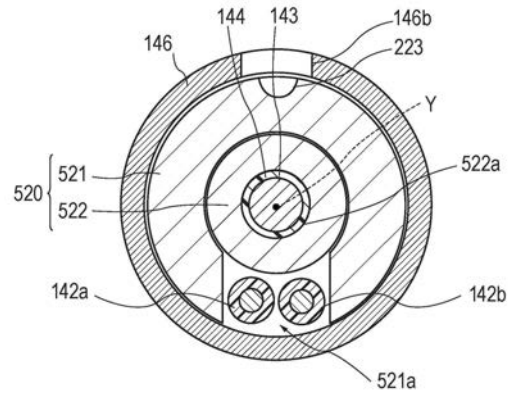
【 図 1 3 】



【 図 1 2 】



【 図 1 4 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/024580
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. 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) Int.Cl. A61B8/00-8/12, A61B1/00-1/32		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Published examined utility model applications of Japan		1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan		1971-2018
Registered utility model specifications of Japan		1996-2018
Published registered utility model applications of Japan		1994-2018
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.
X	WO 2013/145637 A1 (TERUMO CORP.) 03 October 2013, paragraphs	1, 3
Y	[0013]-[0048], fig. 1-3B & US 2015/0005628 A1, paragraphs	2, 4-5, 7, 9, 11
A	[0019]-[0057], fig. 1-3B	6, 8, 10
Y	WO 2013/145689 A1 (TERUMO CORP.) 03 October 2013, fig. 5A-5B, 9 & US 2015/0005626 A1, fig. 5A-5B, 9	2, 4-5, 7, 9, 11
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 18 July 2018 (18.07.2018)		Date of mailing of the international search report 31 July 2018 (31.07.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 2 4 5 8 0	
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. A61B8/00-8/12, A61B1/00-1/32			
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 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018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	
X Y A Y	WO 2013/145637 A1 (テルモ株式会社) 2013.10.03, [0013]-[0048], 図 1-3B & US 2015/0005628 A1, [0019]-[0057], FIG. 1-3B WO 2013/145689 A1 (テルモ株式会社) 2013.10.03, 図 5A-5B, 9 & US 2015/0005626 A1, FIG. 5A-5B, 9	1, 3 2, 4-5, 7, 9, 11 6, 8, 10 2, 4-5, 7, 9, 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。	
* 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 18.07.2018		国際調査報告の発送日 31.07.2018	
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) 永田 浩司 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2U 6004

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, KM, 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(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)	成像导管		
公开(公告)号	JPWO2019004355A1	公开(公告)日	2020-04-30
申请号	JP2019527022	申请日	2018-06-28
[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	時田昌典		
发明人	時田 昌典		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B1/313		
CPC分类号	A61B1/00 A61B8/12 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B8/0841 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/313.510		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/JJ09 4C161/MM10 4C161/NN10 4C161/WW16 4C161/XX02 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/FE04 4C601/GA14 4C601/KK23 4C601/KK27 4C601/LL33		
优先权	2017127631 2017-06-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题]提供了一种图像诊断导管，该图像诊断导管能够相对于超声波的透射方向在固定方向上保持光的透射方向。[解决方法]图像诊断导管(100)包括可旋转的驱动轴(140)，将驱动轴插入其中的护套(110)，设置在驱动轴远端并容纳超声发射器和接收器(145a)以及光发射器和接收器(145b)的外壳(146)，定位构件(220)，其固定在壳体上并固定光发射器和接收器相对于超声发射器和接收器的相对位置。

