

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-174808

(P2016-174808A)

(43) 公開日 平成28年10月6日(2016.10.6)

(51) Int.Cl.	F 1	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 P	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2015-58260 (P2015-58260)  
 (22) 出願日 平成27年3月20日 (2015. 3. 20)

(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 4 番 1 号  
 (74) 代理人 100076428  
 弁理士 大塚 康德  
 (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

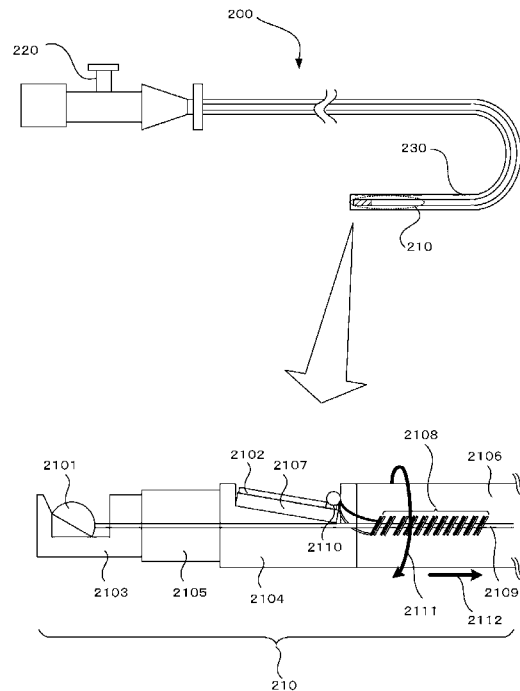
(54) 【発明の名称】 画像診断プローブ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 屈曲した生体管腔及びカテーテルシースに対するイメージングコアの追従性を向上させることができる画像診断プローブを提供する。

【解決手段】 光送受信部 2 1 0 1 と超音波送受信部 2 1 0 2 とを有するイメージングコア 2 1 0 を備えた画像診断プローブ 2 0 0 であって、光送受信部 2 1 0 1 を固定する第 1 の固定部 2 1 0 3 と、超音波送受信部 2 1 0 2 を固定する第 2 の固定部 2 1 0 4 と、第 1 の固定部 2 1 0 3 と第 2 の固定部 2 1 0 4 とを連結する連結部材 2 1 0 5 とを備え、連結部材は 2 1 0 5、第 1 の固定部 2 1 0 3 及び第 2 の固定部 2 1 0 4 よりも曲げ剛性が小さい。

【選択図】 図 2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

光送受信部と超音波送受信部とを有するイメージングコアを備えた画像診断プローブであって、

前記光送受信部を固定する第 1 の固定部と、

前記超音波送受信部を固定する第 2 の固定部と、

前記第 1 の固定部と前記第 2 の固定部とを連結する連結部材と、

を備え、

前記連結部材は、前記第 1 の固定部及び前記第 2 の固定部よりも曲げ剛性が小さいことを特徴とする画像診断プローブ。

10

**【請求項 2】**

前記第 2 の固定部と連結された駆動シャフトをさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断プローブ。

**【請求項 3】**

前記連結部材と前記駆動シャフトとは、独立した部材として構成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の画像診断プローブ。

**【請求項 4】**

前記第 1 の固定部は第 1 のハウジングであり、前記第 2 の固定部は前記第 1 のハウジングとは異なる第 2 のハウジングであることを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項に記載の画像診断プローブ。

20

**【請求項 5】**

前記第 1 の固定部及び前記連結部材、前記連結部材及び前記第 2 の固定部は、接着、ロウ付け、融着又は溶接のいずれかにより連結されていることを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の画像診断プローブ。

**【請求項 6】**

前記連結部材は前記駆動シャフトの一部として構成されており、

前記第 2 の固定部は、前記駆動シャフトに設けられた窓部にロウ付けされて構成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の画像診断プローブ。

**【請求項 7】**

前記第 1 の固定部は、前記イメージングコアの先端側に設けられたハウジングであることを特徴とする請求項 6 に記載の画像診断プローブ。

30

**【請求項 8】**

前記イメージングコアの先端側に設けられた前記第 1 の固定部の外径は、前記第 2 の固定部の外径よりも小さいことを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れか 1 項に記載の画像診断プローブ。

**【請求項 9】**

前記イメージングコアの先端側に設けられた前記第 1 の固定部は、前記先端側の外径が前記連結部材の側の外径以下であることを特徴とする請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の画像診断プローブ。

**【請求項 10】**

前記第 1 の固定部の端部が半球形状を有することを特徴とする請求項 9 に記載の画像診断プローブ。

40

**【請求項 11】**

前記連結部材は弾性部材であることを特徴とする請求項 1 乃至 10 の何れか 1 項に記載の画像診断プローブ。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、血管等の生体管腔の診断のために使用される画像診断プローブに関するものである。

50

## 【背景技術】

## 【0002】

血管及び脈管などの生体管腔内に生じる狭窄部病変等を経皮的に治療する際、病変の性状を観察するため、又は治療後の状態を観察するため、超音波又は光等を利用して生体管腔内の断層画像を取得する診断用のカテーテルが用いられている。

## 【0003】

血管内超音波診断（IVUS：IntraVascular Ultra Sound）では、挿入部の先端に超音波振動子を有する回転自在なイメージングコアが設けられており、イメージングコアから手元側の駆動部にかけて延在している駆動シャフト等を介して回転走査（ラジアルスキャン）するものが一般的である。

10

## 【0004】

また、波長掃引を利用した光干渉断層画像診断（OCT：Optical Coherence Tomography）では、光ファイバの先端に光送受信部が取り付けられたイメージングコアが存在しており、イメージングコアから手元側の駆動部にかけて延在している駆動シャフト等を介して回転させる。イメージングコアを回転させながら、先端の光送受信部から血管内腔に対して近赤外光を出射するとともに、生体組織からの反射光を受光することで血管内におけるラジアル走査を行う。そして、該受光した反射光と参照光とを干渉させることにより生成した干渉光に基づいて、血管の断面画像を描出するものが一般的である。

## 【0005】

OCTは解像度の高い画像が得られるが、血管内腔面から比較的浅い組織までの像しか得られない。一方、IVUSの場合は、得られる画像の解像度という点ではOCTよりは低いものの、逆に、OCTより深い血管組織の像を得ることができる。そこで、近年、IVUSの機能と、OCTの機能とを組み合わせたイメージングコアを有する画像診断装置（超音波を送受信可能な超音波送受信部と、光を送受信可能な光送受信部とを備える画像診断装置）が提案されている（特許文献1参照）。

20

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献1】特開平11-56752号公報

30

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

ここで、IVUSの機能とOCTの機能とを組み合わせたイメージングコアを有する画像診断装置の場合、イメージングコアの先端部において超音波送受信部と光送受信部とがハウジングに搭載されている。しかしながら、先端部のハウジングに超音波送受信部と光送受信部とを設ける場合、先端部のサイズは大きくなり、その長さも長くなる。

## 【0008】

先端部のハウジングのサイズが大きくなる又はその長さが長くなると、例えば屈曲した生体管腔（例えば、血管）及びカテーテルシースに対してイメージングコアの動きが追従できず、カテーテルシース内での動きがスムーズではなくなり、カテーテルシースの内壁に先端部がこすれてしまうことがある。これにより、カテーテルとしての所望の機能を満足しなくなる恐れがある。また、先端部はブルバック時に高速回転しているため、カテーテルシース内壁に過度な負荷が加わり、カテーテルシースが破損する恐れがある。さらには、カテーテルシースが破損すると血管損傷のリスクが生じる。

40

## 【0009】

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、屈曲した生体管腔及びカテーテルシースに対するイメージングコアの追従性を向上させることを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0010】

50

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

光送受信部と超音波送受信部とを有するイメージングコアを備えた画像診断プローブであって、

前記光送受信部を固定する第 1 の固定部と、

前記超音波送受信部を固定する第 2 の固定部と、

前記第 1 の固定部と前記第 2 の固定部とを連結する連結部材と、

を備え、

前記連結部材は、前記第 1 の固定部及び前記第 2 の固定部よりも曲げ剛性が小さいことを特徴とする。

10

#### 【発明の効果】

##### 【0011】

本発明によれば、屈曲した生体管腔及びカテーテルシースに対するイメージングコアの追従性を向上させることが可能となる。

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【0012】

【図 1】本発明の一実施形態に係る画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図 2】本発明の第 1 実施形態に係るイメージングコア及び当該イメージングコアを収容するカテーテルの構造の一例を示す図。

【図 3】本発明の第 1 実施形態に係るイメージングコアの構造の変形例を示す図。

20

【図 4】本発明の第 2 実施形態に係るイメージングコアの構造の一例を示す図。

#### 【発明を実施するための形態】

##### 【0013】

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。また、明細書を通じて同一の参照符号は同一の構成要素を表している。

##### 【0014】

(第 1 実施形態)

30

図 1 は本発明の一実施形態に係る画像診断装置 100 の外観構成を示す図である。本実施形態に係る画像診断装置 100 は、IVUS 機能と OCT 機能とを有する。

##### 【0015】

図 1 に示すように、画像診断装置 100 は、画像診断プローブ 101 と、スキャナ及びプルバック部 102 と、操作制御装置 103 とを備え、スキャナ及びプルバック部 102 と操作制御装置 103 とは、コネクタ 105 を介して、信号線や光ファイバを収容したケーブル 104 により接続されている。

##### 【0016】

画像診断プローブ 101 は、直接血管内に挿入されるものであり、パルス信号に基づく超音波を送信すると共に血管内からの反射波を受信する超音波送受信部と、伝送されてきた光(測定光)を連続的に血管内に送信するとともに、血管内からの反射光を連続的に受信する光送受信部とを備えるイメージングコアを収容するカテーテルが内挿されている。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血管内部の状態を測定する。

40

##### 【0017】

スキャナ及びプルバック部 102 は、画像診断プローブ 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カテーテルシースに内挿された画像診断プローブ 101 におけるイメージングコアの、血管内軸方向の動作及び回転方向の動作を規定している。また、スキャナ及びプルバック部 102 は、イメージングコア内の超音波送受信部において受信された反射波の信号及び光送受信部において受信された反射光を取得し、

50

操作制御装置 103 に対して送信する。

【0018】

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超音波データや光干渉データを処理し、各種血管像を表示するための機能を備える。

【0019】

操作制御装置 103 において、111 は本体制御部である。本体制御部 111 は、測定により得られた超音波の反射波の信号から、ラインデータを生成し、補間処理を経て超音波断層像を生成する。さらに、本体制御部 111 は、イメージングコアからの反射光と、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ラインデータを生成し、補間処理を経て光干渉に基づく血管断層画像を生成する。

10

【0020】

111-1 はプリンタ及び DVD レコーダであり、本体制御部 111 における処理結果を印刷したり、データとして記憶したりする。112 は操作パネルであり、ユーザは該操作パネル 112 を介して、各種設定値及び指示の入力を行う。113 は表示装置としての LCD モニタであり、本体制御部 111 において生成された各種断層画像を表示する。114 は、ポインティングデバイス（座標入力装置）としてのマウスである。

【0021】

次に、図 2 を参照して、イメージングコア 210 の構造及びイメージングコア 210 を収容するカテーテル 200 の構造について説明する。図 2 の符号 200 が本実施形態におけるカテーテルである。また、カテーテル 200 は、図 1 における画像診断プローブ 101 に相当する。このカテーテル 200 における後端（プルバック部 102 と接続する端部）の近傍には、カテーテルシース 230 内に透明な液体（生理食塩水など）を注入するための注入口 220 が設けられている。

20

【0022】

また、カテーテル 200 のカテーテルシース 230 は透明な材質で構成され、内部には、回転自在で、かつ、カテーテル 200 に沿って移動可能なイメージングコア 210 を収容している。イメージングコア 210 は、光送受信部 2101 と超音波送受信部 2102 とを備えている。超音波送受信部 2102 はパッキング部材 2107 により支持されている。イメージングコア 210 の先端側には光送受信部 2101 を固定する第 1 の固定部 2103 が、それよりもプルバック方向側には超音波送受信部 2102 を固定する第 2 の固定部 2104 が、それぞれ設けられている。第 2 の固定部 2104 は、駆動シャフト 2106 と接着、又は口付け（例えば半田付け）等により連結されている。

30

【0023】

本実施形態では、連結部材 2105 と駆動シャフト 2106 とは独立した部材として構成されている。本実施形態では、第 1 の固定部 2103 は第 1 のハウジングであり、第 2 の固定部 2104 は第 1 のハウジングとは異なる第 2 のハウジングである。第 1 の固定部 2103、第 2 の固定部 2104、及び連結部材 2105 の接続方法は、各々の材質に従って変更できる。その一例として、第 2 のハウジングである第 2 の固定部 2104 及び連結部材 2105 が樹脂の場合には、第 2 の固定部 2104 は駆動シャフト 2106 と融着により連結されてもよい。あるいは、第 2 のハウジングである第 2 の固定部 2104 及び連結部材 2105 が金属の場合には、第 2 の固定部 2104 は駆動シャフト 2106 と溶接により連結されてもよい。

40

【0024】

また、第 1 の固定部 2103 と第 2 の固定部 2104 との間には両者を連結する連結部材 2105 が設けられている。連結部材 2105 は、第 1 の固定部 2103 及び第 2 の固定部 2104 よりも曲げ剛性が小さい材料で構成されている。この連結部材 2105 の存在により先端部の柔軟性が増し、屈曲した生体管腔及びカテーテルシース 230 に対するイメージングコア 210 の追従性を向上させることが可能となる。連結部材 2105 には

50

、例えばゴム等の弾性部材、あるいは駆動シャフト 2 1 0 6 と同じ材質の部材を使用することができる。

【 0 0 2 5 】

第 1 の固定部 2 1 0 3 と第 2 の固定部 2 1 0 4 は主にステンレス鋼（例えば、S U S 3 0 4、S U S 3 0 3、S U S 3 1 6、S U S 3 1 6 L）などで製造され、そのヤング率 E は約 2 0 0 ( G P a ) である。また、第 1 の固定部 2 1 0 3 と第 2 の固定部 2 1 0 4 は、内径約 0 . 5 ( m m )、外径約 0 . 6 ( m m ) であるパイプ形状であることから、各々の固定部の断面二次モーメント I は  $3 . 3 \times 1 0 ( m m ^ 4 )$  と算出することができる。よって、各々の固定部の曲げ剛性 E I は  $6 . 6 \times 1 0 - 4 ( N \cdot m ^ 2 )$  となる。カテーテルシース 2 3 0 は曲率半径 1 5 ( m m ) 程度の屈曲血管内で使用されるが、ステンレス鋼パイプのように高い曲げ剛性を持つ部材で、かつイメージングコア 2 1 0 が従来よりも長くなる場合、カテーテルシース 2 3 0 内で曲がらないため屈曲に対する追従性が低下する。従って、連結部材 2 1 0 5 としてはこの曲げ剛性の値よりも小さな材料で構成されることで、イメージングコア部分が血管の屈曲部分に侵入した際、曲げ応力の小さな連結部材部分で選択的にイメージングコアが屈曲し、カテーテルシース 2 3 0 に対する追従性を向上させることができる。

10

【 0 0 2 6 】

連結部材 2 1 0 5 の具体例としては、各々の固定部に比べてヤング率が小さい、ゴム系素材（ヤング率およそ 0 . 0 1 ~ 0 . 1 ( G P a )）、ナイロン系素材（ヤング率およそ 3 ~ 7 ( G P a )）等を使用すれば、曲げ剛性の値を 2 ~ 4 ケタ小さくすることができる。また、駆動シャフト 2 1 0 6 のように構造を工夫することで屈曲に対する追従性を向上させたものを連結部材 2 1 0 5 としても良い。

20

【 0 0 2 7 】

また、第 1 の固定部 2 1 0 3 及び連結部材 2 1 0 5、連結部材 2 1 0 5 及び第 2 の固定部 2 1 0 4 についても同様に、接着又はロウ付け（例えば半田付け）、融着、溶接等により連結されている。

【 0 0 2 8 】

駆動シャフト 2 1 0 6 は、柔軟で且つ回転をよく伝送できる特性を有する素材であり、例えば、ステンレス等の金属線からなる多重多層密着コイル等により構成されている。そして、駆動シャフト 2 1 0 6 の内部には信号線 2 1 0 8 及び光ファイバ 2 1 0 9 が收容されている。信号線 2 1 0 8 の端部は、バッキング部材 2 1 0 7 上で超音波送受信部 2 1 0 2 の電極 2 1 1 0 と半田付けにより接合されている。バッキング部材 2 1 0 7 を設けることで、超音波送受信部 2 1 0 2 の背面側からの反射を抑えることができ、血管内腔面以外からの反射を抑制することが可能となる。

30

【 0 0 2 9 】

第 1 の固定部 2 1 0 3 及び第 2 の固定部 2 1 0 4 は一部に切り欠き部を有しており、超音波送受信部 2 1 0 2 や光送受信部 2 1 0 1 は、その切欠き部を介して超音波や光の送信と受信を行うことになる。

【 0 0 3 0 】

超音波送受信部 2 1 0 2 は、信号線 2 1 0 8 から印加されるパルス信号に従って超音波を出射し、血管組織からの反射波を検出して、それを電気信号として信号線 2 1 0 8 に伝達する。

40

【 0 0 3 1 】

光送受信部 2 1 0 1 は、光ファイバ 2 1 0 9 の端部に設けられ、図 2 の垂直面に対し球体を略 4 5 度の角度で切った半球体形状を成し、その傾斜面にはミラー部が形成されている。また、光送受信部 2 1 0 1 は半球体形状を有することで、レンズの機能を兼ね備えている。光ファイバ 2 1 0 9 を介して供給された光は、当該ミラー部で反射され、血管組織に向けて出射される。そして、血管組織からの反射光を受信し、ミラー部で反射して、光ファイバ 2 1 0 9 にその反射光を返すことになる。

【 0 0 3 2 】

50

スキャン時、プルバック部 102 のラジアル走査モータの駆動に応じて、駆動シャフト 2106 は矢印 2111 に沿って回転すると共に、矢印 2112 に沿って移動する。この結果、第 2 の固定部 2104 に固定されている超音波送受信部 2102 及び第 1 の固定部 2103 に固定されている光送受信部 2101 が回転とその軸方向への移動を行いながら、超音波の出射と反射波の検出、並びに、光の出射とその反射光の検出を行うことになる。

#### 【0033】

また、本実施形態では、図 2 に示すようにイメージングコア 210 の先端側に設けられた第 1 の固定部 2103 の外径は、第 2 の固定部 2104 の外径よりも小さく構成されている。また、第 1 の固定部 2103 の外径 < 連結部材 2105 の外径 < 第 2 の固定部 2104 の外径として構成してもよい。イメージングコア 210 の先端側ほど外径を小さく構成することで、カテーテルシース 230 の内壁とイメージングコア 210 の先端とが接触する可能性を低減することができる。そのため、屈曲した生体管腔及びカテーテルシース 230 に対するイメージングコア 210 の追従性をさらに向上させることが可能となる。

10

#### 【0034】

従来、光送受信部 2101 及び超音波送受信部 2102 は 1 つのハウジング内に配置されていたが、本実施形態では光送受信部 2101 及び超音波送受信部 2102 をそれぞれ別の固定部（ハウジング）に配置することにより、各々のハウジングサイズを従来のハウジングと比較して小さくすることができる。従って、カテーテルシース 230 の内壁とイメージングコア 210 の先端とが接触する可能性をより低減することができ、屈曲した生体管腔及びカテーテルシース 230 に対するイメージングコア 210 の追従性をさらに向上させることが可能となる。

20

#### 【0035】

以上説明したように、本実施形態に係る画像診断プローブ 101 は、光送受信部 2101 と超音波送受信部 2102 とを有するイメージングコア 210 を備えた画像診断プローブ 101 であって、光送受信部 2101 を固定する第 1 の固定部 2103 と、超音波送受信部 2102 を固定する第 2 の固定部 2104 と、第 1 の固定部 2103 と第 2 の固定部 2104 とを連結する連結部材 2105 とを備え、連結部材 2105 は、第 1 の固定部 2103 及び第 2 の固定部 2104 よりも曲げ剛性が小さい。

30

#### 【0036】

このように、曲げ剛性の小さい連結部材を設けることで、屈曲した生体管腔及びカテーテルシースに対するイメージングコアの追従性を向上させることが可能となる。また、ハウジング（固定部）を分割して配置しているため、先端のハウジング（固定部）のサイズを小さく、その長さを短くすることができ、さらに追従性を向上させることが可能となる。

#### 【0037】

なお、本実施形態では第 1 の固定部 2103（光送受信部 2101）がイメージングコア 210 の先端側に、第 2 の固定部 2104（超音波送受信部 2102）がプルバック方向側に配置されている例を説明した。これは、一般に、光送受信部 2101 が含むレンズのサイズの方が、超音波送受信部 2102 が含む超音波振動子のサイズよりも小さいからである。先端側に第 1 の固定部 2103（光送受信部 2101）を配置した方が先端部をより小型化することができ、よりスムーズな操作が可能となり、ひいてはイメージングコアの追従性を向上させることができる。しかしながら、本発明は第 2 の固定部 2104（超音波送受信部 2102）が先端側、第 1 の固定部 2103（光送受信部 2101）がプルバック方向側に配置される構成にも適用できる。

40

#### 【0038】

##### [変形例]

続いて、図 3 を参照して、本実施形態に係る画像診断プローブ 101 の変形例について説明する。図 3 に示すように、第 1 の固定部 2103 の先端部が湾曲形状、例えば半球形

50

状を有するように構成してもよい。あるいは、半球形状に限らず、イメージングコア 210 の先端側に設けられた第 1 の固定部 2103 は、その先端側の外径が連結部材 2105 の側の外径以下に構成してもよい。第 1 の固定部 2103 は、先端ほど外径が小さくなるように構成されてもよく、例えば複数段階にわたって外径を小さくした複数の円筒により構成されてもよい。

【0039】

第 1 の固定部 2103 について、その先端ほど外径を小さく構成することにより、カテーテルシース 230 の内壁とイメージングコア 210 の先端とが接触する可能性をより低減することができ、屈曲した生体管腔及びカテーテルシース 230 に対するイメージングコア 210 の追従性をさらに向上させることが可能となる。

10

【0040】

(第 2 実施形態)

第 1 実施形態では、第 1 の固定部 2103 と第 2 の固定部 2104 とがそれぞれ別のハウジングとして構成されており、両者より曲げ剛性の小さい連結部材 2105 により両者を連結する例について説明した。

【0041】

これに対して、第 2 実施形態では、連結部材が駆動シャフトの一部として構成されており、第 2 の固定部が、駆動シャフトに設けられた窓部に口ウ付けされて構成されている例を説明する。図 4 は、本発明の第 2 実施形態に係るイメージングコアの構造の一例を示す図である。第 1 実施形態で説明した構成要素と同一の構成要素については説明を省略する。

20

【0042】

本実施形態に係るイメージングコア 310 では、第 1 実施形態の連結部材 2105 に相当する連結部材 3105 が、駆動シャフト 2106 の一部として構成されている。すなわち、連結部材 3105 は駆動シャフト 2106 と同様に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ため柔軟である。

【0043】

そして、第 2 の固定部 3104 は、駆動シャフト 2106 に設けられた窓部に口ウ付けされて、1 つの硬質部として構成されている。これにより、ハウジングと同等の機能を有することになる。第 1 の固定部 2103 については、例えばイメージングコア 310 の先端側に設けられたハウジングであり、第 1 実施形態と同様の構成である。

30

【0044】

このような構成とすることで、連結部材 3105 は、駆動シャフト 2106 と同じ材質の弾性を有する部材として構成することができ、これにより屈曲した生体管腔及びカテーテルシースに対するイメージングコアの追従性を向上させることが可能となる。さらには、ハウジングは先端の 1 つだけとなるので、ハウジング材料の削減にも寄与することができる。

【0045】

以上本発明の実施形態について説明してきたが、第 1 実施形態で説明した構成の一部と第 2 実施形態で説明した構成とを組み合わせてもよい。例えば、第 1 実施形態で説明したように、第 2 実施形態でも第 1 の固定部 2103 の外径 < = 連結部材 3105 の外径 < = 第 2 の固定部 3104 の外径としてもよい。また、第 1 の固定部 2103 の先端ほど外径を小さく構成してもよい。

40

【0046】

なお、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。

【符号の説明】

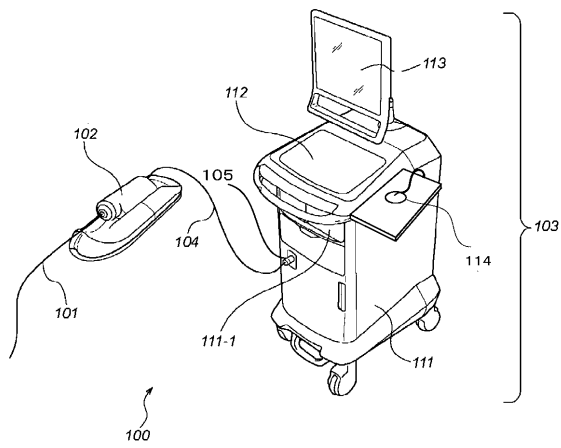
【0047】

101 : 画像診断プローブ、210, 310 : イメージングコア、230 : カテーテル

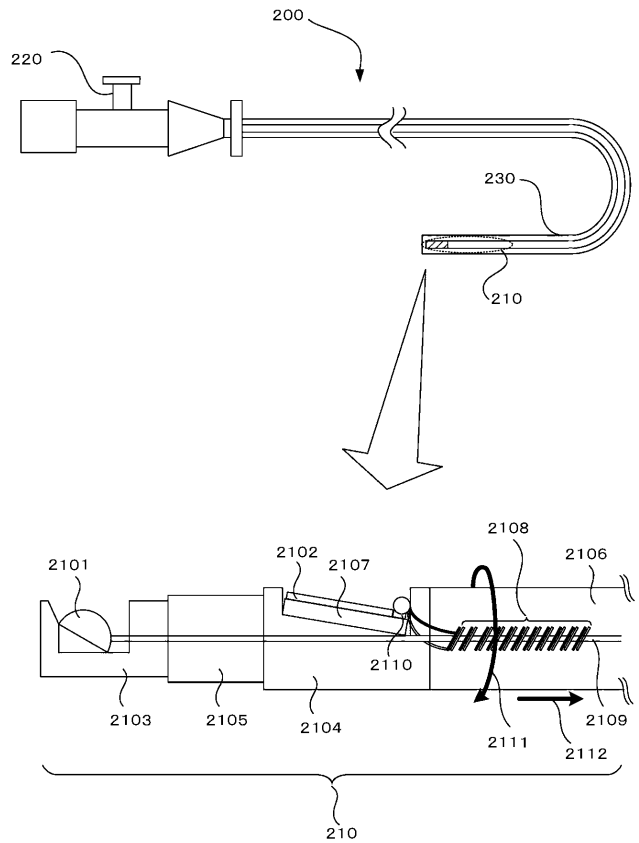
50

シース、2101：光送受信部、2102：超音波送受信部、2103：第1の固定部、  
2104、3104：第2の固定部、2105、3105：連結部材、2106：駆動シ  
ャフト

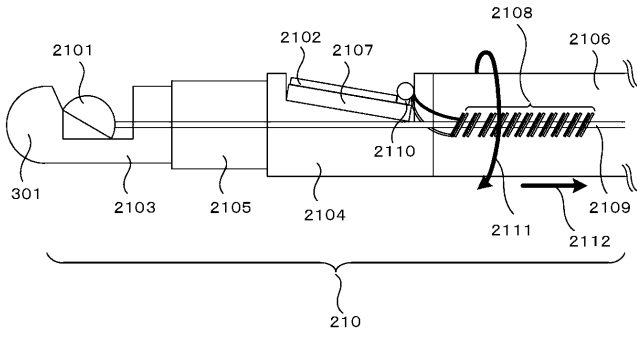
【図1】



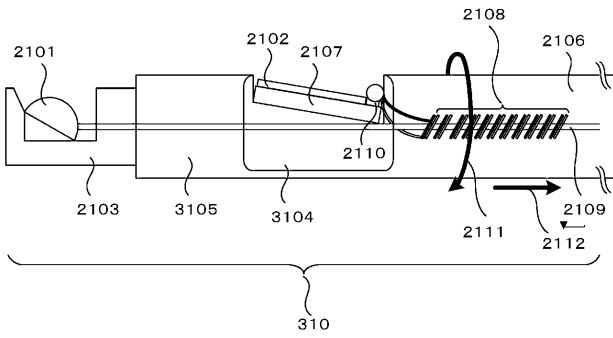
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 時田 昌典

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 BB08 CC06 DD03 FF35 JJ01 JJ06 LL02 NN01

NN05 PP09 RR18 WW16

4C601 BB13 BB14 BB26 EE11 EE16 FE04 GA14

专利名称(译)	图像诊断探针		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016174808A</a>	公开(公告)日	2016-10-06
申请号	JP2015058260	申请日	2015-03-20
[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		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.P A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.715 A61B1/313.510		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB04 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/JJ01 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP09 4C161/RR18 4C161/WW16 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB26 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FE04 4C601/GA14		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP6559985B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种用于成像诊断可改善柔性生物体管腔成像芯与导管鞘的以下能力的探针。 本发明涉及具有摄像芯具有光接收部分2101和超声波发射和接收部分2102，一个第一固定部2103用于固定光收发器2101，超声波发射和接收单元210的图像诊断探针200包括2102和用于固定，和用于连接第一固定部分2103和第二固定部2104的连接件2105，连接件2105第二固定部2104中，第一固定部2103和第二的弯曲刚性小于所述固定部2104。 2技术领域

