

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6466914号
(P6466914)

(45) 発行日 平成31年2月6日(2019.2.6)

(24) 登録日 平成31年1月18日(2019.1.18)

(51) Int.Cl.

F I

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 5 2 6

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2016-508487 (P2016-508487)
 (86) (22) 出願日 平成27年2月23日 (2015.2.23)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/000865
 (87) 国際公開番号 W02015/141136
 (87) 国際公開日 平成27年9月24日 (2015.9.24)
 審査請求日 平成29年12月12日 (2017.12.12)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-57093 (P2014-57093)
 (32) 優先日 平成26年3月19日 (2014.3.19)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000109543
 テルモ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
 (74) 代理人 100147485
 弁理士 杉村 憲司
 (74) 代理人 230118913
 弁護士 杉村 光嗣
 (74) 代理人 100186015
 弁理士 小松 靖之
 (72) 発明者 時田 昌典
 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 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 変換コネクタ、及び、カテーテルセット

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

変換コネクタであって、
 コネクタコアと、
 当該コネクタコアを回動自在に支持し、変換コネクタを保護するためのカバーとを有し

前記コネクタコアは、

一方端側が、超音波画像診断装置及び光学的診断装置の双方で利用可能なカテーテル
 に設けられた電極と電気的に接続するための電極を有し、かつ、当該カテーテルのコネク
 タと係合するために、前記駆動シャフトを回転させる回転部と同一の形状を有し、

他方端側が、前記駆動シャフトを回転させる回転部に係合する形状を有すると共に、
 前記カテーテルに設けられた電極を前記駆動シャフトを回転させる回転部に設けられた電
 極と電気的に接続するための電極を有する

ことを特徴とする変換コネクタ。

【請求項 2】

前記一方端側は、

前記カテーテルのコネクタを挿入する挿入孔と、

当該挿入孔の底部に設けられ前記ファイバの端部を保護する保護孔と
 が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の変換コネクタ。

【請求項 3】

10

20

前記挿入孔には、前記挿入孔端では全周に渡る幅を有し、挿入するにつれて幅が狭くなる案内溝が設けられることを特徴とする請求項 2 に記載の変換コネクタ。

【請求項 4】

前記カバーは、少なくとも前記コネクタコアの長さよりも長い寸法を有することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の変換コネクタ。

【請求項 5】

超音波画像診断装置及び光学的診断装置の双方で利用可能なカテーテルと、当該カテーテル用の変換コネクタで構成されるカテーテルセットであって、

前記カテーテルは、

カテーテルの一方端に位置し、超音波送受信部及び光送受信部を有する回転自在なイメージングコアと、 10

前記超音波受信部から延びる電気信号線と、前記光送受信部から延びるファイバを収容すると共に前記イメージングコアに回転力を伝達するための駆動シャフトと、

カテーテルの他方端に位置し、前記駆動シャフト内の前記電気信号線と電氣的に接続された電極を側面に有し、かつ、前記ファイバの端部を回転中心位置に露出させ、前記光学的診断装置が有する前記駆動シャフトを回転させる駆動部に係合する形状を有するコネクタとを有し、

前記変換コネクタは、

コネクタコアと、

当該コネクタコアを回転自在に支持し、変換コネクタを保護するためのカバーとを有し、 20

前記コネクタコアは、

一方端側が、前記カテーテルに設けられた電極と電氣的に接続するための電極を有し、かつ、当該カテーテルのコネクタと係合するために、前記光学的診断装置の前記駆動部のコネクタの形状を有し、

他方端側が、前記超音波画像診断装置の前記駆動シャフトを回転させる駆動部のコネクタに係合する形状を有すると共に、前記カテーテルに設けられた電極を前記超音波画像診断装置の前記駆動部のコネクタに設けられた電極と電氣的に接続するための電極を有する 30

ことを特徴とするカテーテルセット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波や光干渉を用いた画像診断装置に用いられるカテーテルのための変換コネクタ、及びカテーテルセットに関するものである。

【背景技術】

【0002】

画像診断装置、とりわけ、血管内腔の画像を取得する装置には、血管内超音波診断装置 (IVUS: Intravascular Ultra Sound) や光干渉断層診断装置 (OCT: Optical Coherence Tomography) 等がある 40

【0003】

超音波診断装置、光干渉断層診断装置 (例えば特許文献 1) とともに、回転自在で、且つ、その回転軸の軸方向に移動自在なイメージングコアを収容するカテーテルを用いる。そして、両装置とも、イメージングコアの回転と移動の駆動源として機能するプルバック部 (MDU (モータードライビングユニット) と呼ばれる) を有する。

【0004】

超音波診断装置に利用するカテーテル内のイメージングコアは、電気信号により駆動される超音波を発振する素子、並びに、超音波を受信し、電気信号として出力する検出素子を有する。なお、超音波の送受信を 1 つの素子で行っている場合もある。よって、超音波 50

診断装置に利用されるプルバック部には、回転と移動を規定する動力原のほかに、カテーテルと電氣的に接続するためのいくつかの電氣的な接続端子を有することになる。

【0005】

一方、光干渉断層診断装置で利用されるカテーテル内のイメージングコアには、電氣的な回路は無く、血管組織に向けて光を出射するためのレンズと、そのレンズに接続された光ファイバを収容する構造を持つ。よって、光干渉断層診断装置に利用されるプルバック部には、回転と移動を規定する動力原のほかに、カテーテル内の光ファイバと光学的な接続を行うための構造を持つことになる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0006】

【特許文献1】特開2007-267867号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

一本のカテーテルで超音波診断と光干渉断層診断を可能にするためには、イメージングコア内に存在する超音波素子との電氣的接続、レンズとの光学的な接続が必要になる。現在の超音波診断装置、光干渉断層診断装置には電氣的接続と光学的接続の両方を有しているものはなく、専用の装置を開発しなければならない。しかし、カテーテルの製造コストと比較して装置の製造コストは高額であり、ユーザーが新規の装置を購入するためには多額の費用が必要である。

20

【0008】

本発明者は上記点に鑑み、超音波診断と光干渉断層診断の両機能を有するカテーテルに対して、好適な構造のコネクタの装着、非装着の切換を行うことにより、超音波診断装置、光干渉断層診断装置のいずれにも利用でき、もって、診断装置の開発コストを抑える技術を提供しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明のカテーテルは以下の構成を有する。すなわち、超音波画像診断装置及び光干渉画像診断装置に利用可能なカテーテルであって、カテーテルの一方端に位置し、超音波送受信部及び光送受信部を有する回転自在なイメージングコアと、

30

前記超音波受信部から延びる電気信号線と、前記光送受信部から延びるファイバを収容すると共に前記イメージングコアに回転力を伝達するための駆動シャフトと、

カテーテルの他方端に位置し、前記駆動シャフト内の前記電気信号線と電氣的に接続された電極を側面に有し、かつ、前記ファイバの端部を回転中心位置に露出させ、前記駆動シャフトを回転させる回転部に係合する形状を有するコネクタとを有する。

【発明の効果】

【0010】

本発明のカテーテルは、超音波画像診断装置、光干渉画像診断装置のいずれにも利用でき、その装置製造に係るコストを削減できる。

40

【0011】

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】

【0012】

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】実施形態における画像診断装置の外観図である。

50

【図 2】実施形態におけるプローブの構造を示す図である。

【図 3】実施形態におけるカテーテルの先端部の断面構造である。

【図 4 A】実施形態におけるカテーテルの後端の構造を説明するための図である。

【図 4 B】実施形態におけるカテーテルの後端の構造を説明するための図である。

【図 5 A】実施形態における変換コネクタの構造を説明するための図である。

【図 5 B】実施形態における変換コネクタの構造を説明するための図である。

【図 5 C】実施形態における変換コネクタの構造を説明するための図である。

【図 6】実施形態における変換コネクタを装着した際の、カテーテルの後端の断面構造図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0013】

以下、本発明に係る実施の形態について添付図面を参照して詳細に説明する。

【0014】

図 1 は、一般的な、血管内超音波診断装置（以下、I V U S 装置）、又は、光干渉断層診断装置（以下、O C T 装置）、又は、超音波診断と光学的診断とのハイブリッド装置などの画像診断装置 100 の外観構成を示している。I V U S 装置、O C T 装置は、それぞれ固有の構造に起因する固有の処理を有するが、それらの説明は本発明とは直接には関係しないので、以下では、共通な構成について説明する。

【0015】

画像診断装置 100 は、カテーテル 101 と、M D U（Motor Driving Unit：プルバック部とも呼ばれる）102 と、操作制御装置 103 で構成される。M D U 102 と操作制御装置 103 は、コネクタ 105 を介してケーブル 104 で接続されている。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に基づき血管断層像を再構成する処理を行う。操作制御装置 103 は、本体制御部 111、プリンタ及び D V D レコーダ 111 - 1、操作パネル 112、表示装置としての L C D モニタ 113、マウス 114 を有する。操作パネル 112、マウス 114、L C D モニタ 113 によりユーザインターフェースを構成することになる。

20

【0016】

M D U 102 は、人体の血管に挿入するためのカテーテル 101 の後端と接続し、カテーテル 101 内のイメージングコア（詳細後述）の、その回転とその回転軸に沿った移動の動力原として機能する。また、M D U 102 は、イメージングコアと操作制御装置 103 との通信の中継装置としても機能する。

30

【0017】

図 2 はカテーテル 101 の外観構成図を示している。カテーテル 101 は、外管シース 200 と、外管シース 200 内に、その送り方向に自在に移動可能に挿入される内管 201 とで構成される。また、外管シース 200 の後端もしくはその近傍には係止部 200 a が設けられ、これが M D U 102 に固定支持される。また、M D U 102 は内管 201 の後端部も把持した状態で図示の右手方向に内管 201 を引っ張る動作、並びに、内管 201 内に連結された駆動シャフト（詳細は図 3 を参照）に回転させる動作を行う。なお、図 2 における符号 201 a はプライミングポート（外管シース 200 と内管 201 内の空気を排出するための液体（生理食塩水が一般的）の注入口）である。

40

【0018】

さて、本実施形態の特徴とする点は、内管 201 の構造と、内管 201 に脱着自在な変換コネクタ（詳細後述）の構造にある。

【0019】

実施形態における内管 201 は、I V U S、O C T 装置のいずれにも利用できるようにするためハイブリッド構造を有する。I V U S 専用、又は、O C T 専用のカテーテルと比較すると、実施形態の駆動シャフト 330 は 2 つの機能を持つ分だけ、その構造が多少は複雑になる。しかしながら、専用装置製造開発に係るコストを削減できる効果の方が絶大で、後述する変換コネクタの製造に係るコストを含めても、十分なコスト削減が期待でき

50

、結果的に、患者に係る負担軽減に寄与できることになる。

【 0 0 2 0 】

以下、実施形態におけるカテーテル 1 0 1 の構造と、変換コネクタについて更に詳しく説明する。

【 0 0 2 1 】

図 3 は実施形態におけるカテーテル 1 0 1 の先端部（血管に挿入される側）の断面構造を示している。

【 0 0 2 2 】

内管 2 0 1 は外管シース 2 0 0 に挿入されている。外管シース 2 0 0 におけるシース 3 1 0 は、少なくともその先端部では、光の透過を維持するための透明な材質で構成されている。また、シース 3 1 0 の先端には、内管 2 0 1 内の気泡を排出し、プライミング液でシース内を満たすためのプライミング孔 3 2 0 が設けられている。OCT の場合、光路の媒質が空気であっても光干渉断層画像を構築する際その影響は少ない。しかし、超音波の伝搬経路上に空気があると、空気とカテーテルシース素材、もしくは血液との音響インピーダンスの差が大きいため、生体組織に超音波が到達する前にシースや血液界面で反射してしまい、撮像に十分なエネルギーが生体組織へ透過しない。そこで超音波が拡散してしまい大きく減衰してしまう。実施形態の内管 2 0 1 は、OCT だけでなく、IVUS 用としても利用されることを想定しているため、空気を外部排出するためのプライミング孔 3 2 0 を設けている。図示の符号 3 6 0 が、図 2 のプライミングポート 2 0 1 a から注入されたプライミング液を示している。

【 0 0 2 3 】

また、シース 3 1 0 内には、図示の矢印 3 7 3 に沿って回転自在なイメージングコア 3 5 0 が収容されている。このイメージングコア 3 5 0 は、超音波送受信部 3 5 1、光送受信部 3 5 2、及び、それらを収容するハウジング 3 5 3 で構成される。また、このハウジング 3 5 3 は、駆動シャフト 3 3 0 に支持される。駆動シャフト 3 3 0 は柔軟で、かつ MDU 1 0 2 からの回転をよく伝送できる特性を素材であり、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。この駆動シャフト 3 3 0 は内管 2 0 1 とほぼ同じ長さを有することになる。また、駆動シャフト 3 3 0 の内部には、超音波送受信部 3 5 1 と電氣的に接続される信号線ケーブル 3 4 1、及び、光送受信部 3 5 2 と光学的に接続されるシングルモードファイバ 3 4 2 がその長手方向に収容されている。

【 0 0 2 4 】

超音波送受信部 3 5 1 は、実施形態のイメージングコア 3 5 0 が IVUS 用として機能するためであり、信号線ケーブル 3 4 1 から印加された信号に従って図示矢印 3 7 1 a に向けて超音波を送信し、血管組織からの反射波 3 7 1 b を受信した場合には、その受信した超音波を電気信号として信号線 3 4 1 を介して MDU 1 0 2（最終的には操作制御装置 1 0 3）に向けて送信することになる。実際に血管内に挿入されスキャンする際には、駆動シャフト 3 3 0 及びイメージングコア 3 5 0 が矢印 3 7 3 に沿って回転することになるので、超音波送受信部 3 5 1 は回転軸に直交する面内で超音波の送信と受信を繰り返すこととなる。この結果、血管軸に直交する断面画像を得ることが可能になる。

【 0 0 2 5 】

また、光送受信部 3 5 2 は実施形態のイメージングコア 3 5 0 が OCT 用として機能するためのものであり、図示の回転中心軸に対して、ほぼ 4 5 度の傾斜角のミラーと、半球状のボールレンズで構成される。シングルモードファイバ 3 4 2 を介して導かれた光は、ミラーにより進行方向に対して約 9 0 度の方向に反射され、レンズを介して矢印 3 7 2 a の血管組織に向けて照射される。そして、血管組織からの反射光（矢印 3 7 2 b）はレンズを介して、今度はシングルモードファイバ 3 4 2 を介して MDU 1 0 2（最終的には操作制御装置 1 0 3）に向けて、送信されることになる。スキャン中は、イメージングコア 3 5 0 が回転することになり、IVUS と同様に、血管断面画像を再構成するためのデータが取得可能となる。

【 0 0 2 6 】

次に、実施形態のカテーテル１０１のＭＤＵ１０２に接続する側の構造について説明する。

【００２７】

ＯＣＴの場合、カテーテル１０１内の光ファイバとＭＤＵ１０２内の光ファイバとが同一軸となるように接続しなければ、カテーテル１０１から得られた光を、操作制御装置１０３に精度よく伝達できない。一方で、ＩＶＵＳの場合、電氣的接続は配線を比較的自由度を持って行うことができるためスリップリングの様な構造を導入することができる。

【００２８】

上記点に鑑み、本発明者は、カテーテル１０１の後端の、ＭＤＵに接続する側のコネクタは、ＯＣＴのＭＤＵ側にダイレクトに嵌合する形状とすることに着想に至った。つまり、実施形態におけるカテーテル１０１は、そのままでＯＣＴ用カテーテルとして利用できるようにした。

【００２９】

ただし、係る構造だけの場合、実施形態におけるカテーテル１０１はＩＶＵＳ装置用のカテーテルとしては利用できない。理由は、カテーテル１０１の後端の構造と、ＩＶＵＳのＭＤＵのコネクタの構造とが一致しないからである。そこで、本発明者は、一方端がＯＣＴやハイブリッドのＭＤＵに嵌合するコネクタと同じ形状とし、他方端がＩＶＵＳのＭＤＵのコネクタに嵌合する形状（つまり、ＩＶＵＳ専用のカテーテルの形状）を有する変換コネクタを作製することに着想に至った。この変換コネクタは、更に、カテーテル１０１内の３つの電極を、ＩＶＵＳのＭＤＵに設けられた３つの電極と接続する構造を有するものとすれば良い。

【００３０】

図４Ａは実施形態における内管２０１の後端部４０１（ＭＤＵに接続する側）の側面断面構造を示している。そして、図４Ｂは、図４Ａの内管２０１の後端部４０１の正面図（図示の右手から見た図）を示している。ただし、カテーテルの後端の構造を説明する上で必要な構成のみを図示し、それ以外の構成は簡略化あるいは一部省略している。以下、これらを参照して、実施形態の内管シース２０１の後端部４０１の構造を説明する。

【００３１】

駆動シャフト３３０の後端には断面が円形を成す円筒部材４１０に支持されている。この円筒部材４１０は、後端部４０１とゴムパッキン４０２を介して回転自在に支持されている。よって円筒部材４１０における、少なくともパッキン４０２に接する箇所表面は摩擦が小さくなっている。これによって後端部４０１と円筒部材４１０は液密状態を維持されている。

【００３２】

また、円筒部材４１０は、ファイバ３４２をその中心軸に固定把持しており、ファイバ３４２の端部がファイバ端３４２ａとして露出している。また、円筒部材４１０は、その先端部の１か所には突起部４１１が設けられている。また、円筒部材４１０には、その回転の軸のブレを抑制するための円盤状の支持部材４２２が固定されている。この支持部材４２２の小さい径側の円周に沿った３箇所の表面に、電極３２１ａ、ｂ、ｃが露出している。この３つの電極３２１ａ、ｂ、ｃは、信号線３４１、すなわち、イメージングコア３５０における超音波送受信部３５１からの２本の信号線と駆動シャフトに接続された信号線（グランド）に電氣的に接続されている。また、支持部材４２２の径の大きい部分（フランジ部分）には、周方向に沿って細長い形状を持つ３つのスリット４２３が設けられている。これら３つのスリットの周方向の範囲内に、３つの電極３２１ａ、ｂ、ｃが存在することとなる。

【００３３】

また、後端部４０１を覆うカバー４３０が設けられていて、円筒部材４１０が外部との接触するのを防ぎ、かつ、それを保護している。特に、術野（清潔野）で使用されるため、カバー４３０は有効である。また、このカバー４３０の周方向の４箇所には、切込み溝４３１が設けられている。

【0034】

上記構造を有する実施形態のカテーテル101は、そのままでOCT装置のMDUに接続可能となる。接続の際には、円筒部材410の突起部411が、MDU側の受けコネクタに設けられた溝に沿ってガイドされ、ファイバ端部342aが予め決まった角度で、MDU側に設けられたファイバの端部と接続され、本実施形態のカテーテル101がOCT装置用のカテーテルとして機能する。なお、この場合、超音波に係る構成、すなわち、電極321a, b, cはMDUとは非接続状態となり、超音波送受信部351が駆動されることはない。

【0035】

次に実施形態の内管201を、IVUS用カテーテルとして利用するための変換コネクタを図5A乃至5Cを用いて説明する。

10

【0036】

図5Aは変換コネクタ500の断面構造図である。図示の左手側が、実施形態のカテーテル101と接続する側であり、右手側がIVUS装置のMDUと接続する側である。図5Bは、図5Aの変換コネクタ500を左手側から見た正面図である。

【0037】

変換コネクタ500は、コネクタコア510と、コネクタコア510を外部から保護するためのカバー550で構成される。カバー550の内径は、図4A、4Bで示した内管201のカバー430の外径と実質的に同じとなっていて、変換コネクタ500を内管201に装着した際には、カバー550は、内管201の後端はもちろん、コネクタコア510を保護するようになっている。そのため、カバー550の長さは、少なくともコネクタコア510の全長よりも長く、両端のいずれからコネクタコア510が露出しない寸法を有する。

20

【0038】

カバー550内の所定位置には、中心に向かう4本の支持部材551が設けられ、その支持部材551がコネクタコア510を回転自在に支持している。図4A、4Bに示した内管201の後端部のカバー430の切込み溝431は、変換コネクタ500をカテーテルに接続した際に、支持部材551を通すためのものである。

【0039】

コネクタコア510における、内管201と接続する側には、3つの電極ロッド511a, b, c、及び、内管201の部材410を挿入する挿入孔512が設けられている。更に、挿入孔512の底部には、円筒部材410を挿入した際に、その先端のファイバ端342aに対して外部からストレスを与えないように保護するための保護孔513が設けられている。3つの電極ロッド511a, b, cは、図4A、4Bのカテーテルのスリット423を通して電極321a, b, cに電氣的に接続するためのものである。

30

【0040】

一方、コネクタコア510における、IVUS装置のMDUと接続する側には、電極ロッド511a, b, cとそれぞれ接続する電極514a, b, cと、MDUとの係合（特に回転軸方向の係合）状態を維持する突起部515が設けられている。

【0041】

40

3つの電極514a, b, cのそれぞれの信号線は予め規定されている。それ故、変換コネクタ500を実施形態の内管201に接続した際、3つの電極ロッド511a, b, cそれぞれが、内管201に設けられた電極321a, b, cのそれぞれと正しく接続しなければならない。そのため、実施形態では、内管201の後端に変換コネクタ500を接続（装着）する際、ユーザーは格別意識しなくても、電極ロッド511a, b, cそれぞれが、内管201の対応する電極321a, b, cと正しく接続するための案内溝516を挿入孔512に設けた。

【0042】

図5Aにおける挿入孔512を図示の底辺A-A'で切った場合の、挿入孔512の内面の展開図が図5Cである。同図のごとく、案内溝516はテーパ形状であり、左端で

50

は、挿入孔 5 1 2 のほぼ全周のサイズの幅を有し、右端では突起部 4 1 1 と実質的に同じ幅を有する。ユーザーにしてみれば、内管 2 0 1 に、変換コネクタ 5 0 0 を装着するとき、内管 2 0 1 の突起部 4 1 1 が、案内溝 5 1 6 の開始する点と衝突しないように差し込んでいけば良い。これにより、円筒部材 4 1 0 及び / 又はコネクタコア 5 1 0 が回転しながら、内管 2 0 1 の円筒部材 4 1 0 の突起部 4 1 1 が、案内溝 5 1 6 に沿って案内されていく。この結果、変換コネクタ 5 0 0 の電極ロッド 5 1 1 a , b , c は、カテーテル 2 0 1 の正しいスリット 4 2 3 を通って、正しい電極 3 2 1 a , b , c とそれぞれ電氣的に接続されることになる。また、内管 2 0 1 のファイバ端 3 4 2 a は、保護孔 5 1 3 内にて非接触状態で保護される。

【 0 0 4 3 】

10

図 6 は、実施形態での内管 2 0 1 に変換コネクタ 5 0 0 を装着（接続）した際の断面構造を示している。この状態では、内管 2 0 1 のイメージングコア 3 5 0 における超音波送受信部 3 5 1 に対する 2 本の信号線と 1 本のグラウンドが、電極 5 1 4 a , b , c として電氣的に接続されることになり、尚且つ、コネクタ 5 0 0 は I V U S 装置用の M D U に係合する形状となっている。よって、図 6 の状態では、本実施形態の内管 2 0 1 は、I V U S 用のカテーテルとして機能することになる。

【 0 0 4 4 】

以上説明したように本実施形態のカテーテル 1 0 1 は、そのままの構成で O C T 用のカテーテルとして利用でき、かつ、簡単な構造を持つ変換コネクタを装着すれば、I V U S 用のカテーテルとしても利用することが可能となる。O C T , I V U S 両方を同時に使用できる専用装置用のカテーテルを製造する場合と比較して、その製造及び維持に係るコストは低くでき、結果的に患者に係るコストも低下させることができる。

20

【 0 0 4 5 】

また、医療機関が I V U S と O C T の両方の装置を設置している場合には、実施形態で説明したカテーテル 1 0 1 と変換コネクタ 5 0 0 のセットを納品すれば良く、I V U S と O C T の使用頻度が変わったとしても、どちらの診断でも利用可能なため、纏めて購入が可能となり、結果、O C T 用のカテーテルと I V U S 用のカテーテルの在庫管理の負担を軽減することに繋がる。さらには、一度の手技における診断などで I V U S と O C T を併用する場合、従来では O C T 用のカテーテルと I V U S 用のカテーテルの計 2 本を最低でも使用することになるが、実施形態で説明したカテーテル 1 0 1 と変換コネクタ 5 0 0 があれば、1 本のカテーテルで併用することができ、医療経済性を高めることにも繋がる。

30

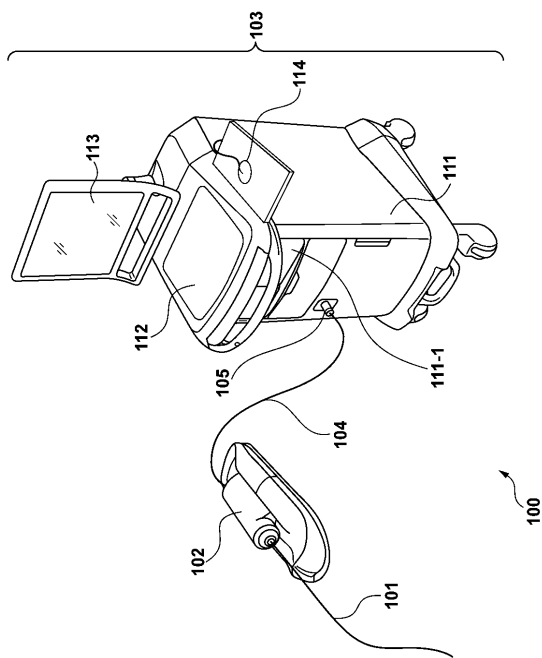
【 0 0 4 6 】

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。

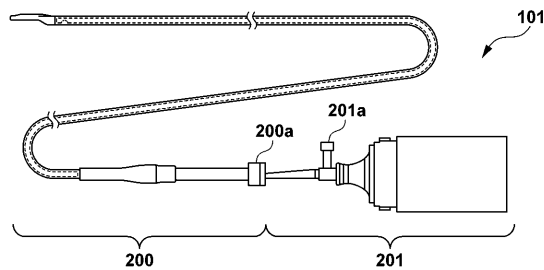
【 0 0 4 7 】

本願は、2014年3月19日提出の日本国特許出願特願 2014 - 057093 号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。

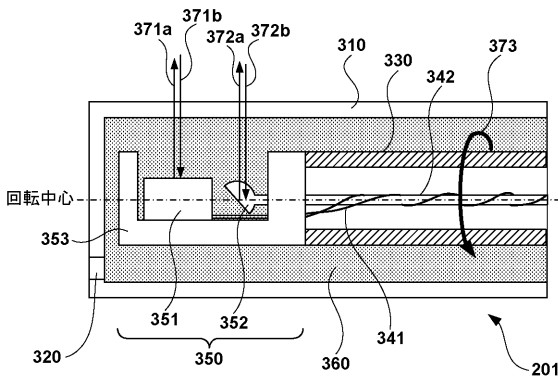
【図 1】



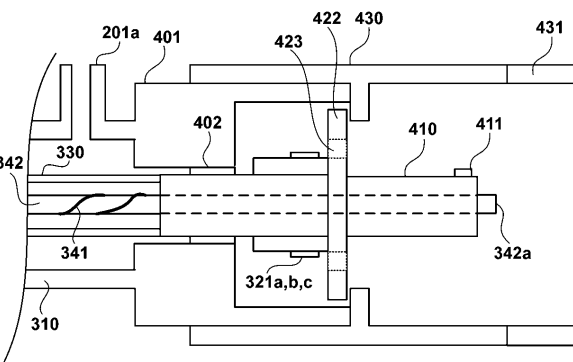
【図 2】



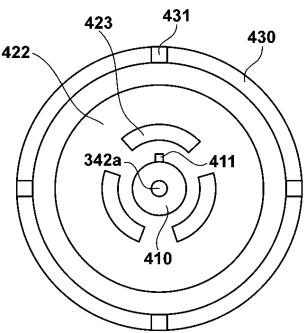
【図 3】



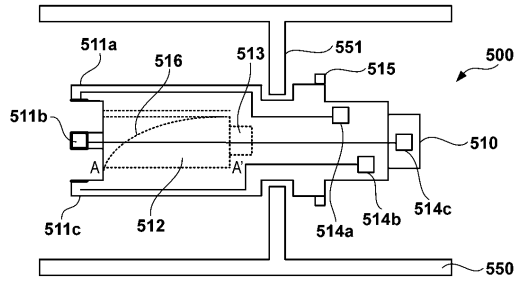
【図 4 A】



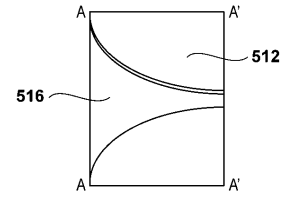
【図 4 B】



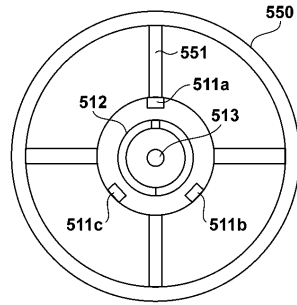
【図 5 A】



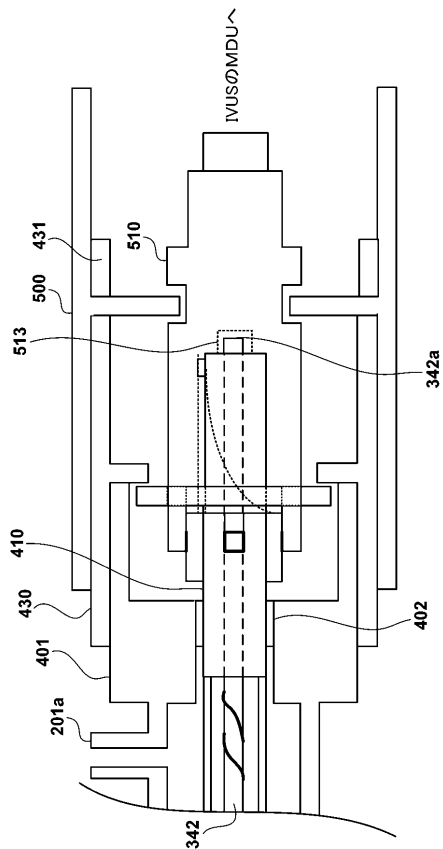
【図 5 C】



【図 5 B】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2011/039955(WO,A1)
国際公開第2013/145711(WO,A1)
特開2013-176561(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B	8/12
A61B	1/00
A61B	10/00

专利名称(译)	转换连接器和导管套件		
公开(公告)号	JP6466914B2	公开(公告)日	2019-02-06
申请号	JP2016508487	申请日	2015-02-23
[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	時田昌典		
发明人	時田 昌典		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B10/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B2562/227 A61B2562/228		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.526 A61B10/00.E		
代理人(译)	杉村健二		
优先权	2014057093 2014-03-19 JP		
其他公开文献	JPWO2015141136A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种可用于超声波图像诊断装置和光学干涉图像诊断装置的导管及其转换连接器。因此，超声波收发器单元和光学收发器单元容纳在导管远端的成像核心中。导管后端具有用于与超声波发送和接收部分电连接的电极，但是它具有用于连接到光学干涉图像诊断设备的MDU的连接形状，以及用于光学干涉图像诊断设备的导管。如图1所示。然后，通过附接转换连接器，其用作超声诊断成像设备的导管。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6466914号 (P6466914)
(45) 発行日 平成31年2月6日(2019.2.6)	(24) 登録日 平成31年1月18日(2019.1.18)	
(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	5 2 6
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00	E
請求項の数 5 (全 11 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-508487 (P2016-508487)	(73) 特許権者 000109543	
(92) (22) 出願日 平成27年2月23日(2015.2.23)	テルモ株式会社	
(93) 国際出願番号 PCT/JP2015/000865	東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号	
(97) 国際公開番号 WO2015/141136	(74) 代理人 100147485	
(97) 国際公開日 平成27年9月24日(2015.9.24)	弁理士 杉村 憲司	
(31) 優先権主張番号 特願2014-57093 (P2014-57093)	(74) 代理人 230118913	
(32) 優先日 平成26年3月19日(2014.3.19)	弁理士 杉村 光嗣	
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	(74) 代理人 100186015	
	弁理士 小松 靖之	
	(72) 発明者 時田 昌典	
	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 伊藤 幸仙	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 変換コネクタ、及び、カテーテルセット		