

(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2011-72401

(P2011-72401A)

(43) 公開日 平成23年4月14日(2011.4.14)

| | | |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F 1 | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D | 4 C 0 6 1 |
| | A 6 1 B 1/00 3 0 0 U | |
| | A 6 1 B 1/00 3 2 0 A | |

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-225045 (P2009-225045)
 (22) 出願日 平成21年9月29日 (2009. 9. 29)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 (72) 発明者 広田 和弘
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 4C061 AA06 AA22 BB01 CC07 FF46
 HH51

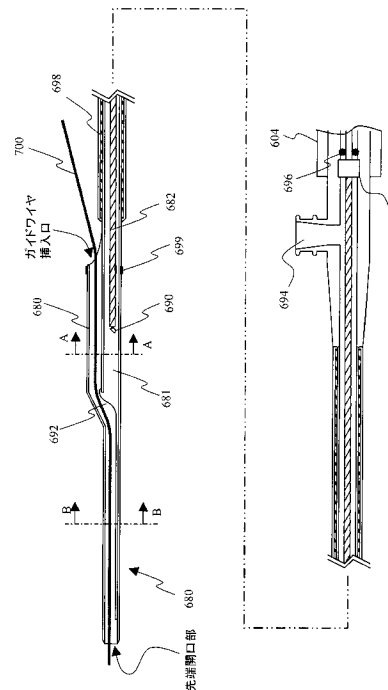
(54) 【発明の名称】 光プローブ及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】ガイドワイヤに沿わせて、プローブを患部まで進めることを可能とすると共に、ガイドワイヤを手元部に引き戻し、イメージコアを先端部に押し出すことで、遠位部の観察が可能で、かつ、ガイドワイヤのアーチファクトのない画像を得る。

【解決手段】OCTプローブ600のシース部は、前記イメージコアを内部にOCTプローブ600のシース部の長手軸に沿って収納するイメージコアルーメン681と、イメージコアルーメン681の遠位部に略平行して配されるガイドワイヤルーメン680とから構成される。両ルーメン680、681は、先端部で、光透過性かつ柔軟性素材からなる筒状の隔壁部材692により、隔てられた状態で接続されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入されるシース内に、光ファイバと該光ファイバの先端部に取り付けられた光学部品とを備え、前記光ファイバ内を伝送された光を前記光学部品より、前記体腔内の生体組織に向けて出射する光プローブであって、

前記シースは、

前記光ファイバを長手軸に沿って進退自在に収納するイメージコアルーメンと、

前記イメージコアルーメンの遠位部に略並行して配されるガイドワイヤルーメンと、

前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンを分離する柔軟性、かつ光透過性のある隔壁と、

前記イメージコアルーメンの近位部にありイメージコアルーメン内を加減圧するための加減圧ポートと、

を備えて構成される

ことを特徴とする光プローブ。

【請求項 2】

前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンは最遠位部において前記長手軸に沿って配されていると共に、前記イメージコアルーメンは前記加減圧ポート部以外では密閉されていて、少なくとも前記加減圧ポートから前記イメージコアルーメンを減圧すると、前記隔壁が前記イメージコアルーメンを塞ぎ、前記最遠位部を前記イメージコアルーメンとして機能させることを特徴とする請求項 1 に記載の光プローブ。

【請求項 3】

前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンは最遠位部において前記長手軸に沿って配されていると共に、前記イメージコアルーメンは前記加減圧ポート部以外では密閉されていて、少なくとも前記加減圧ポートから前記イメージコアルーメンを加圧すると、前記隔壁が前記ガイドワイヤルーメンを塞ぎ、前記最遠位部を前記イメージコアルーメンとして機能させることを特徴とする請求項 1 に記載の光プローブ。

【請求項 4】

前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンは最遠位部において前記長手軸に沿って配されていると共に、前記イメージコアルーメンは前記加減圧ポート部以外では密閉されていて、前記加減圧ポートから前記イメージコアルーメンを減圧すると、前記隔壁が前記イメージコアルーメンを塞ぎ、かつ前記最遠位部を前記ガイドワイヤルーメンとして機能させ、前記加減圧ポートから前記イメージコアルーメンを加圧すると、前記隔壁が前記ガイドワイヤルーメンを塞ぎ、前記最遠位部を前記イメージコアルーメンとして機能させることを特徴とする請求項 1 に記載の光プローブ。

【請求項 5】

前記光ファイバは回転駆動する駆動シャフト内に配され、前記光学部品を回転駆動することで、前記体腔内をラジアル走査することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光プローブ。

【請求項 6】

前記駆動シャフトは前記長手軸に沿って移動可能であって、前記光学部品を回転駆動かつ軸方向駆動することで、前記体腔内をスパイラル走査することを特徴とする請求項 5 に記載の光プローブ。

【請求項 7】

前記光学部品は、前記光ファイバ内を伝送された光の進行方向を略直角に曲げる反射面を有するボールレンズを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の光プローブ

【請求項 8】

前記光ファイバは、波長掃引レーザ光を伝達することを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の光プローブ。

【請求項 9】

請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 つに記載の光プローブと、該光プローブの前記シースを内視鏡の処置具チャンネルに挿通することを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内の光干渉断層像を取得する光プローブ及び内視鏡装置に関し、さらに詳しくは体腔内への挿入を補助するガイドワイヤが挿通可能なガイドワイヤルーメンを有する光プローブ及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、光プローブを血管や胆管、膵管などの体腔内に挿入し、ラジアル走査をすることで、生体の断層画像を描出する画像診断が広く行われている。一例として先端に光学レンズ及び光学ミラーを取り付けた光ファイバを内蔵したプローブを体腔内に挿入し、光ファイバの先端側に配置した光学ミラーをラジアル走査させながら、体腔内に光を出射し、組織からの反射光をもとに体腔の断面画像を描出する光干渉断層診断装置（OCT：Optical Coherent Tomography）が利用されている（特許文献 1）。

【0003】

これらプローブを体腔内に挿入する場合は、一般的にガイドワイヤをプローブに先行して、患部に留置し、それに沿わせてプローブを患部まで挿通することが一般的である。ガイドワイヤルーメンを有するプローブの断面模式図を図 9 に示す。

【0004】

一方、上記 OCT プローブと比較的類似の構成を持つ超音波プローブにおいては、ガイドワイヤルーメンと、センサ等を収納したイメージコアを収納するイメージコアルーメンが先端部で結合され 1 つのルーメンとなり、ガイドワイヤとイメージコアルーメンが共通化された共通ルーメンを排他的に使用することを可能とした構成も提案されている（特許文献 2）。

【0005】

ガイドワイヤルーメン及びイメージコアルーメンを共通化した共通ルーメンを有するプローブの断面模式図を図 10 及び図 11 に示す。特許文献 2 の場合は、プローブを観察部まで伝達する場合は、イメージコアをイメージコアルーメン内に引き込み、共通ルーメンをガイドワイヤルーメンとして使用することで、プローブの挿入性を向上させ、観察時には、ガイドワイヤをガイドワイヤルーメンまで引き込み、イメージコアを先端部の共通ルーメンまで送り出すことで、プローブ先端部における断面画像を提供することが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特許第 4021975 号

【特許文献 2】特許第 3367666 号

【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、特許文献 1 では、イメージコアルーメンの前部にガイドワイヤルーメンを配置することを開示しているが、イメージコアルーメンの前方にガイドワイヤルーメンがあるため、先端部の断面を観察することができない。また、観察時にイメージコアとガイドワイヤが並行することになるので、ガイドワイヤのアーチファクトが画面中に現れる。

【0008】

つまり、図 9 のようにイメージコアルーメンの前方にガイドワイヤルーメン設けた場合

10

20

30

40

50

、プローブの先端に光学部材を配置することはできず、先端部の画像を観察することができない。一方、診断時には、観察している管腔のできるだけ、先端まで描出したいという要望がある。また、この構成をとる場合、観察時には画像中にガイドワイヤのアーチファクトが描出され、さらに、ガイドワイヤの背後にある組織を観察することができないという問題がある。

【0009】

また、特許文献2では、ガイドワイヤルーメンとイメージコアルーメンを有し、先端部で両ルーメンが結合された超音波プローブ（超音波カテーテル）を開示しているが、この技術を光プローブに対して適用する場合、イメージコアルーメンの先端部が開放されているため、イメージコアルーメンへの血液、体液等の浸入のために正常な画像が得られない。

10

【0010】

すなわち、特許文献2に示されている超音波プローブのように先端部でガイドワイヤルーメンとイメージコアルーメンを結合させる手法を光プローブに適用した場合、図10及び図11のように、イメージコアルーメンの先端部が開放されることになり、血液や体液がイメージコア部に浸入し、正常に画像が描出できないため、実施は不可能である。

【0011】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、ガイドワイヤに沿わせて、プローブを患部まで進めることを可能とすると共に、ガイドワイヤを手元部に引き戻し、イメージコアを先端部に押し出すことで、遠位部の観察が可能で、かつ、ガイドワイヤのアーチファクトのない画像を得ることのできる光プローブ及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0012】

前記目的を達成するために、請求項1に記載の光プローブは、体腔内に挿入されるシース内に、光ファイバと該光ファイバの先端部に取り付けられた光学部品とを備え、前記光ファイバ内を伝送された光を前記光学部品より、前記体腔内の生体組織に向けて出射する光プローブであって、前記シースは、前記光ファイバを長手軸に沿って進退自在に収納するイメージコアルーメンと、前記イメージコアルーメンの遠位部に略並行して配されるガイドワイヤルーメンと、前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンを分離する柔軟性、かつ光透過性のある隔壁と、前記イメージコアルーメンの近位部にありイメージコアルーメン内を加減圧するための加減圧ポートと、を備えて構成されることを特徴とする。

30

【0013】

請求項1に記載の光プローブでは、前記柔軟性、かつ光透過性のある隔壁が前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンを分離し、前記加減圧ポートが前記イメージコアルーメンの近位部にありイメージコアルーメン内を加減圧することで、ガイドワイヤに沿わせて、プローブを患部まで進めることを可能とすると共に、ガイドワイヤを手元部に引き戻し、イメージコアを先端部に押し出すことで、遠位部の観察が可能で、かつ、ガイドワイヤのアーチファクトのない画像を得ることができる。

40

【0014】

請求項2に記載の光プローブのように、請求項1に記載の光プローブであって、前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンは最遠位部において前記長手軸に沿って配されていると共に、前記イメージコアルーメンは前記加減圧ポート部以外では密閉されていて、少なくとも前記加減圧ポートから前記イメージコアルーメンを減圧すると、前記隔壁が前記イメージコアルーメンを塞ぎ、前記最遠位部を前記イメージコアルーメンとして機能させることが好ましい。

【0015】

請求項3に記載の光プローブのように、請求項1に記載の光プローブであって、前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンは最遠位部において前記長手軸に沿って

50

配されていると共に、前記イメージコアルーメンは前記加減圧ポート部以外では密閉されていて、少なくとも前記加減圧ポートから前記イメージコアルーメンを加圧すると、前記隔壁が前記ガイドワイヤルーメンを塞ぎ、前記最遠位部を前記イメージコアルーメンとして機能させることが好ましい。

【0016】

請求項4に記載の光プローブのように、請求項1に記載の光プローブであって、前記イメージコアルーメンと前記ガイドワイヤルーメンは最遠位部において前記長手軸に沿って配されていると共に、前記イメージコアルーメンは前記加減圧ポート部以外では密閉されていて、前記加減圧ポートから前記イメージコアルーメンを減圧すると、前記隔壁が前記イメージコアルーメンを塞ぎ、かつ前記最遠位部を前記ガイドワイヤルーメンとして機能させ、前記加減圧ポートから前記イメージコアルーメンを加圧すると、前記隔壁が前記ガイドワイヤルーメンを塞ぎ、前記最遠位部を前記イメージコアルーメンとして機能させることが好ましい。

10

【0017】

請求項5に記載の光プローブのように、請求項1ないし4のいずれか1つに記載の光プローブであって、前記光ファイバは回転駆動する駆動シャフト内に配され、前記光学部品を回転駆動することで、前記体腔内をラジアル走査することが好ましい。

【0018】

請求項6に記載の光プローブのように、請求項5に記載の光プローブであって、前記駆動シャフトは前記長手軸に沿って移動可能であって、前記光学部品を回転駆動かつ軸方向駆動することで、前記体腔内をスパイラル走査することが好ましい。

20

【0019】

請求項7に記載の光プローブのように、請求項1ないし6のいずれか1つに記載の光プローブであって、前記光学部品は、前記光ファイバ内を伝送された光の進行方向を略直角に曲げる反射面を有するボールレンズを備えることが好ましい。

【0020】

請求項8に記載の光プローブのように、請求項1ないし7のいずれか1つに記載の光プローブであって、前記光ファイバは、波長掃引レーザ光を伝達することが好ましい。

【0021】

請求項9に記載の内視鏡装置は、請求項1ないし8のいずれか1つに記載の光プローブと、該光プローブの前記シースを内視鏡の処置具チャンネルに挿通することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0022】

以上説明したように、本発明によれば、ガイドワイヤに沿わせて、プローブを患部まで進めることを可能とすると共に、ガイドワイヤを手元部に引き戻し、イメージコアを先端部に押し出すことで、遠位部の観察が可能で、かつ、ガイドワイヤのアーチファクトのない画像を得ることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の実施形態に係るOCTプローブ及びOCTプロセッサの内部構成を示すブロック図

40

【図2】図1の回転側光ファイバFB1を接続する光ロータリジョイントの構成を示す断面図

【図3】柔軟性隔壁部材の収縮時での図1のOCTプローブのシース部の断面図

【図4】図3のA-A線断面を示す図

【図5】図3のB-B線断面を示す図

【図6】柔軟性隔壁部材の膨張時での図1のOCTプローブのシース部の断面図

【図7】図6のC-C線断面を示す図

【図8】図1のOCTプローブが適用可能な内視鏡装置と併用した画像診断装置を示す図

50

【図 9】従来のガイドワイヤルーメンを有するプローブの断面模式図

【図 10】従来のガイドワイヤルーメン及びイメージコアルーメンを共通化した共通ルーメンを有するプローブの第 1 の断面模式図

【図 11】従来のガイドワイヤルーメン及びイメージコアルーメンを共通化した共通ルーメンを有するプローブの第 2 の断面模式図

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る実施形態について詳細に説明する。

図 1 に示すように、本実施形態の OCT プローブ 600 及び OCT プロセッサ 400 は、光干渉断層 (OCT: Optical Coherence Tomography) 計測法による測定対象の光断層画像を取得するためのものである。

【0025】

[OCT プロセッサ]

OCT プロセッサ 400 は、測定のための光 La を射出する第 1 の光源 (第 1 の光源ユニット) 12 と、第 1 の光源 12 から射出された光 La を測定光 (第 1 の光束) L1 と参照光 L2 に分岐するとともに、被検体である測定対象 S からの戻り光 L3 と参照光 L2 を合波して干渉光 L4 を生成する光ファイバカプラ (分岐合波部) 14 と、光ファイバカプラ 14 で分岐された測定光 L1 を測定対象まで導波するとともに測定対象からの戻り光 L3 を導波する回転側光ファイバ FB1 を備える OCT プローブ 600 と、測定光 L1 を回転側光ファイバ FB1 まで導波するとともに回転側光ファイバ FB1 によって導波された戻り光 L3 を導波する固定側光ファイバ FB2 と、回転側光ファイバ FB1 を固定側光ファイバ FB2 に対して回転可能に接続し、測定光 L1 および戻り光 L3 を伝送する光コネクタ 18 と、光ファイバカプラ 14 で生成された干渉光 L4 を干渉信号として検出する干渉光検出部 20 と、この干渉光検出部 20 によって検出された干渉信号を処理して光構造情報を取得する、処理部 22 を有する。また、処理部 22 で取得された光構造情報に基づいて画像をモニタ装置 500 に表示する。

【0026】

また、OCT プロセッサ 400 は、測定の目印を示すためのエイミング光 (第 2 の光束) Le を射出する第 2 の光源 (第 2 の光源ユニット) 13 と、参照光 L2 の光路長を調整する光路長調整部 26 と、第 1 の光源 12 から射出された光 La を分光する光ファイバカプラ 28 と、光ファイバカプラ 14 で合波された戻り光 L4 および L5 を検出する検出部 30a および 30b と、処理部 22 への各種条件の入力、設定の変更等を行う操作制御部 32 とを有する。

【0027】

なお、図 1 に示す OCT プロセッサ 400 においては、上述した射出光 La、エイミング光 Le、測定光 L1、参照光 L2 および戻り光 L3 などを含む種々の光を各光デバイスなどの構成要素間で導波し、伝送するための光の経路として、回転側光ファイバ FB1 および固定側光ファイバ FB2 を含め種々の光ファイバ FB (FB3、FB4、FB5、FB6、FB7、FB8 など) が用いられている。

【0028】

第 1 の光源 12 は、OCT の測定のためのレーザ光あるいは低コヒーレンス光を射出するものであり、この第 1 の光源 12 は、例えば波長 1.3 μm を中心とするレーザ光 La を一定の周期で掃引させながら射出する光源である。この第 1 の光源 12 は、レーザ光あるいは低コヒーレンス光 La を射出する光源 12a と、光源 12a から射出された光 La を集光するレンズ 12b とを備えている。また、詳しくは後述するが、第 1 の光源 12 から射出された光 La は、光ファイバ FB4、FB3 を介して光ファイバカプラ 14 で測定光 L1 と参照光 L2 に分割され、測定光 L1 は光コネクタ 18 に入力される。

【0029】

また、第 2 の光源 13 は、エイミング光 Le として測定部位を確認しやすくするために

10

20

30

40

50

可視光を射出するものである。例えば、波長 $0.66\mu\text{m}$ の赤半導体レーザ光、波長 $0.63\mu\text{m}$ のHe-Neレーザ光、波長 $0.405\mu\text{m}$ の青半導体レーザ光などを用いることができる。そこで、第2の光源13としては、例えば赤色あるいは青色あるいは緑色のレーザ光を射出する半導体レーザ13aと、半導体レーザ13aから射出されたエイミング光Leを集光するレンズ13bを備えている。第2の光源13から射出されたエイミング光Leは、光ファイバFB8を介して光コネクタ18に入力される。

【0030】

光コネクタ18では、測定光L1とエイミング光Leとが合波され、OCTプローブ600内の回転側光ファイバFB1に導波される。

【0031】

光ファイバカプラ（分岐合波部）14は、例えば 2×2 の光ファイバカプラで構成されており、固定側光ファイバFB2、光ファイバFB3、光ファイバFB5、光ファイバFB7とそれぞれ光学的に接続されている。

【0032】

光ファイバカプラ14は、第1の光源12から光ファイバFB4およびFB3を介して入射した光Laを測定光（第1の光束）L1と参照光L2とに分割し、測定光L1を固定側光ファイバFB2に入射させ、参照光L2を光ファイバFB5に入射させる。

【0033】

さらに、光ファイバカプラ14は、光ファイバFB5に入射され後述する光路長調整部26によって周波数シフトおよび光路長の変更が施されて光ファイバFB5を戻った光L2と、後述するOCTプローブ600で取得され固定側光ファイバFB2から導波された光L3とを合波し、光ファイバFB3（FB6）および光ファイバFB7に射出する。

【0034】

OCTプローブ600は、光コネクタ18を介して、固定側光ファイバFB2と接続されており、固定側光ファイバFB2から、光コネクタ18を介して、エイミング光Leと合波された測定光L1が回転側光ファイバFB1に入射される。入射されたこのエイミング光Leと合波された測定光L1を回転側光ファイバFB1によって伝送して測定対象Sに照射する。そして測定対象Sからの戻り光L3を取得し、取得した戻り光L3を回転側光ファイバFB1によって伝送して、光コネクタ18を介して、固定側光ファイバFB2に射出するようになっている。

【0035】

光コネクタ18は、測定光（第1の光束）L1とエイミング光（第2の光束）Leとを合波するものである。

【0036】

干渉光検出部20は、光ファイバFB6および光ファイバFB7と接続されており、光ファイバカプラ14で参照光L2と戻り光L3とを合波して生成された干渉光L4およびL5を干渉信号として検出するものである。

【0037】

ここで、OCTプロセッサ400は、光ファイバカプラ28から分岐させた光ファイバFB6上に設けられ、干渉光L4の光強度を検出する検出器30aと、光ファイバFB7の光路上に干渉光L5の光強度を検出する検出器30bとを有している。

【0038】

干渉光検出部20は、検出器30aおよび検出器30bの検出結果に基づいて、光ファイバFB6から検出する干渉光L4と光ファイバFB7から検出する干渉光L5をフーリエ変換することにより、測定対象Sの各深さ位置における反射光（あるいは後方散乱光）の強度を検出する。

【0039】

処理部22は、干渉光検出部20で抽出した干渉信号から、測定位置におけるOCTプローブ600と測定対象Sとの接触している領域、より正確にはOCTプローブ600のプローブ外筒（後述）の表面と測定対象Sの表面とが接触しているとみなせる領域を検出

10

20

30

40

50

し、さらに、干渉光検出部 20 で検出した干渉信号から光構造情報を取得し、取得した光構造情報に基づいて光立体構造像を生成すると共に、この光立体構造像に対して各種処理を施した画像をモニタ装置 500 へ出力する。処理部 22 の詳細な構成は後述する。

【0040】

光路長調整部 26 は、光ファイバ FB5 の参照光 L2 の射出側（すなわち、光ファイバ FB5 の光ファイバカバー 14 とは反対側の端部）に配置されている。

【0041】

光路長調整部 26 は、光ファイバ FB5 から射出された光を平行光にする第 1 光学レンズ 80 と、第 1 光学レンズ 80 で平行光にされた光を集光する第 2 光学レンズ 82 と、第 2 光学レンズ 82 で集光された光を反射する反射ミラー 84 と、第 2 光学レンズ 82 および反射ミラー 84 を支持する基台 86 と、基台 86 を光軸方向に平行な方向に移動させるミラー移動機構 88 とを有し、第 1 光学レンズ 80 と第 2 光学レンズ 82 との距離を変化させることで参照光 L2 の光路長を調整する。

【0042】

第 1 光学レンズ 80 は、光ファイバ FB5 のコアから射出された参照光 L2 を平行光にするとともに、反射ミラー 84 で反射された参照光 L2 を光ファイバ FB5 のコアに集光する。

【0043】

また、第 2 光学レンズ 82 は、第 1 光学レンズ 80 により平行光にされた参照光 L2 を反射ミラー 84 上に集光するとともに、反射ミラー 84 により反射された参照光 L2 を平行光にする。このように、第 1 光学レンズ 80 と第 2 光学レンズ 82 とにより共焦点光学系が形成されている。

【0044】

さらに、反射ミラー 84 は、第 2 光学レンズ 82 で集光される光の焦点に配置されており、第 2 光学レンズ 82 で集光された参照光 L2 を反射する。

【0045】

これにより、光ファイバ FB5 から射出した参照光 L2 は、第 1 光学レンズ 80 により平行光になり、第 2 光学レンズ 82 により反射ミラー 84 上に集光される。その後、反射ミラー 84 により反射された参照光 L2 は、第 2 光学レンズ 82 により平行光になり、第 1 光学レンズ 80 により光ファイバ FB5 のコアに集光される。

【0046】

また、基台 86 は、第 2 光学レンズ 82 と反射ミラー 84 とを固定し、ミラー移動機構 88 は、基台 86 を第 1 光学レンズ 80 の光軸方向（図 2 矢印 A 方向）に移動させる。

【0047】

ミラー移動機構 88 で、基台 86 を矢印 A 方向に移動させることで、第 1 光学レンズ 80 と第 2 光学レンズ 82 との距離を変更することができ、参照光 L2 の光路長を調整することができる。

【0048】

操作制御部 32 は、キーボード、マウス等の入力手段と、入力された情報に基づいて各種条件を管理する制御手段とを有し、処理部 22 に接続されている。操作制御部 32 は、入力手段から入力されたオペレータの指示に基づいて、処理部 22 における各種処理条件等の入力、設定、変更等を行う。

【0049】

なお、操作制御部 32 は、操作画面をモニタ装置 500 に表示させてもよいし、別途表示部を設けて操作画面を表示させてもよい。また、操作制御部 32 で、第 1 の光源 12、第 2 の光源 13、光コネクタ 18、干渉光検出部 20、光路長ならびに検出部 30 a および 30 b の動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。図 2 に示すように、回転側光ファイバ FB1 と固定側光ファイバ FB2 とは、光コネクタ 18 によって接続されており、回転側光ファイバ FB1 の回転が固定側光ファイバ FB2 に伝達しない状態で、光学的に接続されている。また、回転側光ファイバ FB1 は、イメージコアルーメン 68

10

20

30

40

50

1 に対して回転自在、及びイメージコアルーメン 6 8 1 の軸方向に移動自在な状態で配置されている。

【 0 0 5 0 】

トルク伝達コイル 6 2 4 は、回転側光ファイバ F B 1 の外周に固定されている。また、回転側光ファイバ F B 1 及びトルク伝達コイル 6 2 4 は、光コネクタ 1 8 の光ロータリジョイントに接続されている。

【 0 0 5 1 】

さらに、回転側光ファイバ F B 1、トルク伝達コイル 6 2 4、及びボールレンズ（光学レンズ）6 9 0（図 3 参照）は、光コネクタ 1 8 に設けられた後述する進退駆動部により、イメージコアルーメン 6 8 1 内部を矢印 S 1 方向（鉗子口方向）、及び S 2 方向（イメージコアルーメン 6 8 1 の先端方向）に移動可能に構成されている。

10

【 0 0 5 2 】

イメージコアルーメン 6 8 1 は、固定部材 6 7 0 に固定されている。これに対し、回転側光ファイバ F B 1 およびトルク伝達コイル 6 2 4 は、回転筒 6 5 6 に接続されており、回転筒 6 5 6 は、モータ 6 5 2 の回転に応じてギア 6 5 4 を介して回転するように構成されている。回転筒 6 5 6 は、光コネクタ 1 8 の光ロータリジョイントに接続されており、測定光 L 1 及び戻り光 L 3 は、光コネクタ 1 8 を介して回転側光ファイバ F B 1 と固定側光ファイバ F B 2 間を伝送される。

【 0 0 5 3 】

また、これらを内蔵するフレーム 6 5 0 は支持部材 6 6 2 を備えており、支持部材 6 6 2 は、図示しないネジ孔を有している。フレーム 6 5 0 は、支持部材 6 6 2 のネジ孔（不図示）にて進退移動用ボールネジ 6 6 4 が咬合しており、進退移動用ボールネジ 6 6 4 には、モータ 6 6 0 が接続されて、ネジ孔、進退移動用ボールネジ 6 6 4、モータ 6 6 0 等により進退移動手段としての進退駆動部を構成している。したがって、光コネクタ 1 8 の光ロータリジョイントの進退駆動部は、モータ 6 6 0 を回転駆動することによりフレーム 6 5 0 を進退移動させ、これにより回転側光ファイバ F B 1、トルク伝達コイル 6 2 4、固定部材 6 2 6、及びボールレンズ 6 2 8 を図 2 の S 1 及び S 2 方向に移動させることが可能となっている。

20

【 0 0 5 4 】

なお、モータ 6 6 0 は、所定のピッチ、例えば 1 mm 間隔にて進退駆動し、この所定のピッチ毎にモータ 6 5 2 が回転側光ファイバ F B 1、トルク伝達コイル 6 2 4、及びボールレンズ 6 2 8 を一回転させることで、測定光 L 1 をラジアル走査にて測定対象 S に照射する。

30

【 0 0 5 5 】

OCT プロブ 6 0 0 は、以上のような構成により、光コネクタ 1 8 の光ロータリジョイントにより回転側光ファイバ F B 1 およびトルク伝達コイル 6 2 4 が、図 2 中の矢印 R 方向に回転されることで、ボールレンズ 6 2 8 から射出される測定光 L 1 を測定対象 S に対し、矢印 R 方向（イメージコアルーメン 6 8 1 の円周方向）に対しラジアル走査しながら照射し、戻り光 L 3 を取得する。

【 0 0 5 6 】

これにより、イメージコアルーメン 6 8 1 の円周方向の全周において、測定対象 S の所望の部位を正確にとらえることができ、測定対象 S を反射した戻り光 L 3 を取得することができる。

40

【 0 0 5 7 】

さらに、光立体構造像を生成するための複数の光構造情報を取得する場合は、光コネクタ 1 8 の光ロータリジョイントの進退駆動部によりボールレンズ 6 2 8 が図 2 中の矢印 S 1 方向の移動可能範囲の終端まで移動され、断層像からなる光構造情報を取得しながら所定量ずつ S 2 方向に移動し、又は光構造情報取得と図 2 中の S 2 方向への所定量移動を交互に繰り返しながら、移動可能範囲の終端まで移動する。

【 0 0 5 8 】

50

このように測定対象Sに対して所望の範囲の複数の光構造情報を得て、取得した複数の光構造情報に基づいて光立体構造像を得ることができる。

【0059】

つまり、干渉信号により測定対象Sの深さ方向（第1の方向）の光構造情報を取得し、測定対象Sに対し図2矢印R方向（イメージコアルーメン681の円周方向）にラジアル走査することで、測定対象Sの深さ方向（第1の方向）と、該深さ方向と略直交する方向（第2の方向）とからなるスキャン面での光構造情報を取得することができ、さらには、このスキャン面に略直交する方向（第3の方向）に沿ってスキャン面を移動させることで、光立体構造像を生成するための複数の光構造情報が取得できる。

【0060】

図3に示すように、駆動シャフト682と、駆動シャフト682内の光ファイバFB1及びトルク伝達コイル624、光ファイバFB1の先端に設けられたボールレンズ690から構成される本OCTプローブ600のイメージコアに関しては、従来の光プローブと同様の構成をしているが、本実施形態のイメージコアにおいては、駆動シャフト682内において、先端にボールレンズ690を配した光ファイバFB1を、その外側に配したトルク伝達コイル624を回転させることで回転させ、ラジアル走査を行う。また、駆動シャフト682は手元部に配した直動機構により軸方向走査も同時に行い、スパイラル走査を行う（図2参照）。

【0061】

本OCTプローブ600のシース部が本実施形態に係る主要な構成要素になる。OCTプローブ600のシース部は、手元側が金属メッシュ698を内層に配したブレードチューブとなっており、内視鏡の鉗子チャンネルの起上機構を操作した場合にもシース部の内腔が確保可能となっている。

【0062】

また、OCTプローブ600のシース部は、前記イメージコアを内部にOCTプローブ600のシース部の長手軸に沿って（延伸して）収納するイメージコアルーメン681と、イメージコアルーメン681の遠位部に略並行して配されるガイドワイヤルーメン680とから構成される（図3のA-A線断面である図4参照）。両ルーメン680、681は、先端部で、例えばシリコンゴム等の光透過性かつ柔軟性素材からなる筒状の隔壁部材692により、隔てられた状態で接続されている。ここでは、シリコンゴムとしているが、この材質に限定するものではなく、ラテックスゴム、ナイロン、PETなど他の素材からなるものでもかまわない。

【0063】

イメージコアルーメン681は、図3のB-B線断面である図5に示すように、下側のところで隔壁部材692に直線状に固定されているとともに、遠位側は密閉されている。また、手元部には加圧/減圧用のポート694が設けられ、図示はしないが、ロック付シリンジやインデフレータを接続することで、イメージコアルーメン681内の圧力を可減圧することが可能となっている。

【0064】

以下、本OCTプローブ600を患部に挿入する場合の動作について説明する。加減圧ポート694にロックつきシリンジ（不図示）を接続し、シリンジで吸引することで、イメージコアルーメン681は減圧される。その際、柔軟性隔壁部材692はイメージコアルーメン681の容積が最小になるように収縮し、ガイドワイヤルーメン680は先端部まで開放されることになる。そこで、事前に患部まで挿通したガイドワイヤ700の端部をガイドワイヤルーメン680に通し、ガイドワイヤ700に沿って押し込むことで、容易に患部までOCTプローブ600を押し進めることが可能になる。

【0065】

次に、観察時の動作を図6を用いて説明する。OCTプローブ600を患部に留置したところで、ガイドワイヤ700をガイドワイヤルーメン680近位部まで引き込む。その際、透視上で造影マーカ699を確認しながら、ガイドワイヤ700をガイドワイヤルー

10

20

30

40

50

メン 680 から抜き取らないように行う。

【0066】

次に、シリンジを用いてイメージコアルーメン 681 を加圧することで、図 6 の C-C 線断面である図 7 に示すように、イメージコアルーメン 681 の空間が先端部まで形成される。この状態で、駆動シャフト 682 を最前部まで前進させることで観察が可能となる。次に、駆動シャフト 682 を回転させることで、ラジアル走査を行い、同時に軸方向に一定速度で走査することで、スパイラル操作が可能となり、体腔の 3 次元断層画像データを取得することが可能となる。

【0067】

なお、本実施形態の OCT プローブ 600 は、血管カテーテルとして使用できるだけでなく、内視鏡装置と併用した画像診断装置に適用することが可能である。

【0068】

詳細に説明すると、図 8 に示すように、本実施形態の OCT プローブ 600 と内視鏡装置と併用した画像診断装置 10 は、主として内視鏡 100、内視鏡プロセッサ 200、光源装置 300、生体断層画像生成装置としての OCT プロセッサ 400、及び表示手段としてのモニタ装置 500 とから構成されている。尚、内視鏡プロセッサ 200 は、光源装置 300 を内蔵するように構成されていてもよい。

【0069】

内視鏡 100 は、手元操作部 112 と、この手元操作部 112 に連設される挿入部 114 とを備える。術者は手元操作部 112 を把持して操作し、挿入部 114 を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

【0070】

手元操作部 112 には、鉗子挿入部 138 が設けられており、この鉗子挿入部 138 が挿入部 114 内に設けられている鉗子チャンネル（不図示）を介して先端部 144 の鉗子口 156 に連通されている。画像診断装置 10 では、プローブとしての OCT プローブ 600 を鉗子挿入部 138 から挿入することによって、OCT プローブ 600 を鉗子口 156 から導出する。OCT プローブ 600 は、鉗子挿入部 138 から挿入され、鉗子口 156 から導出される挿入部 602 と、術者が OCT プローブ 600 を操作するための操作部 604、及びコネクタ 410 を介して OCT プロセッサ 400 と接続されるケーブル 606 から構成されている。

【0071】

内視鏡 100 の先端部 144 には、観察光学系 150、照明光学系 152、及び CCD（不図示）が配設されている。

【0072】

観察光学系 150 は、被検体を図示しない CCD の受光面に結像させ、CCD は受光面上に結像された被検体像を各受光素子によって電気信号に変換する。この実施の形態の CCD は、3 原色の赤（R）、緑（G）、青（B）のカラーフィルタが所定の配列（ベイヤー配列、ハニカム配列）で各画素ごとに配設されたカラー CCD である。

【0073】

光源装置 300 は、可視光を図示しないライトガイドに入射させる。ライトガイドの一端は LG コネクタ 120 を介して光源装置 300 に接続され、ライトガイドの他端は照明光学系 152 に対面している。光源装置 300 から発せられた光は、ライトガイドを経由して照明光学系 152 から出射され、観察光学系 150 の視野範囲を照明する。

【0074】

内視鏡プロセッサ 200 には、CCD から出力される画像信号が電気コネクタ 110 を介して入力される。このアナログの画像信号は、内視鏡プロセッサ 200 内においてデジタルの画像信号に変換され、モニタ装置 500 の画面に表示するための必要な処理が施される。

【0075】

このように、内視鏡 100 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 200 に出

10

20

30

40

50

力され、内視鏡プロセッサ200に接続されたモニタ装置500に画像が表示される。

【0076】

以上説明したように本実施形態のOCTプローブ600では、先端部分までイメージコアを進められ、先端部の断面を観察することが可能であると共に、観察時にはガイドワイヤを観察面の手前に引き戻しているためアーチファクトが発生しない。また、イメージコアルーメン先端部は密閉されているため、イメージコアルーメンに血液等が進入せず、正確な画像が得られる。従って、本実施形態によれば、ガイドワイヤに沿わせて、プローブを患部まで進めることを可能とすると共に、ガイドワイヤを手元部に引き戻し、イメージコアを先端部に押し出すことで、遠位部の観察が可能で、かつ、ガイドワイヤのアーチファクトのない画像を得ることができる。

10

【0077】

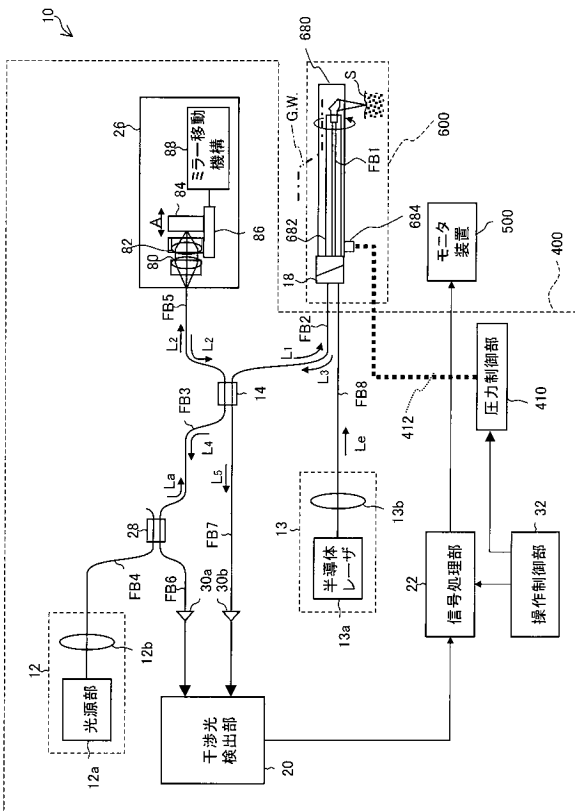
以上、本発明の光プローブ及び内視鏡装置について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

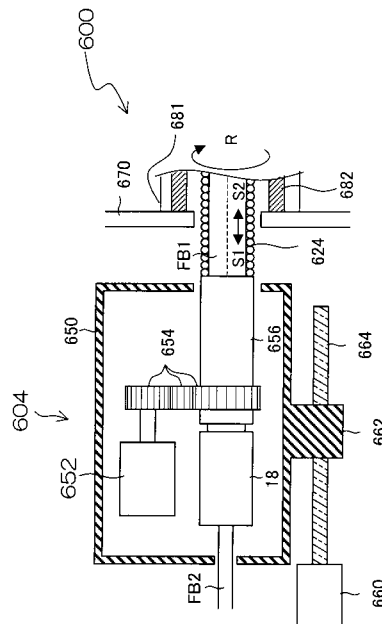
【0078】

400...OCTプロセッサ、600...OCTプローブ、680...ガイドワイヤルーメン、681...イメージコアルーメン、692...隔壁部材、694...加圧/減圧用ポート、700...ガイドワイヤ

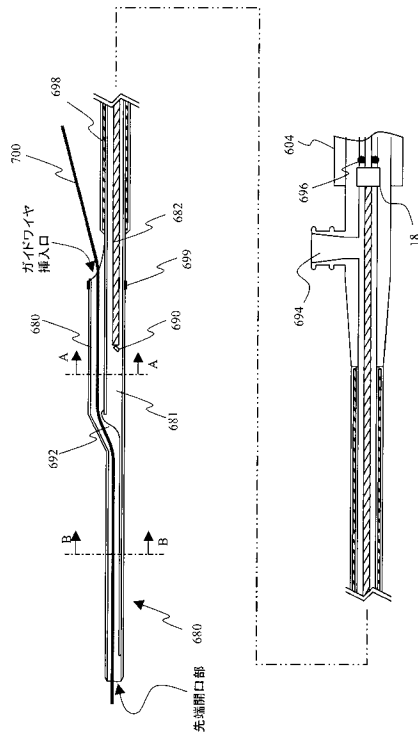
【図1】



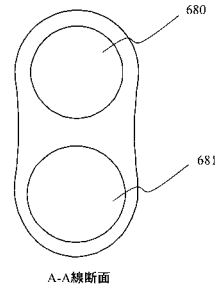
【図2】



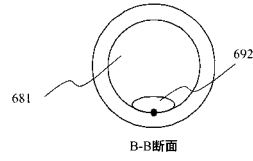
【図3】



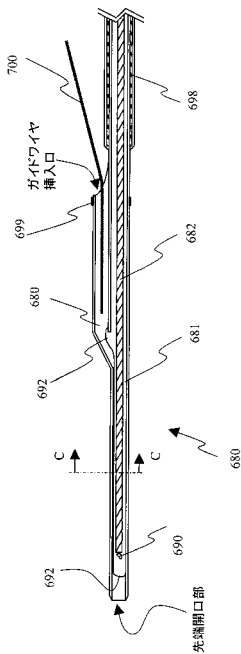
【図4】



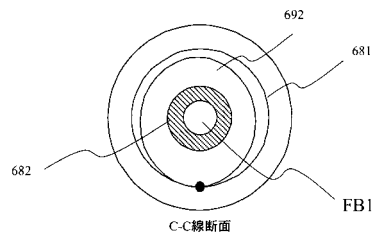
【図5】



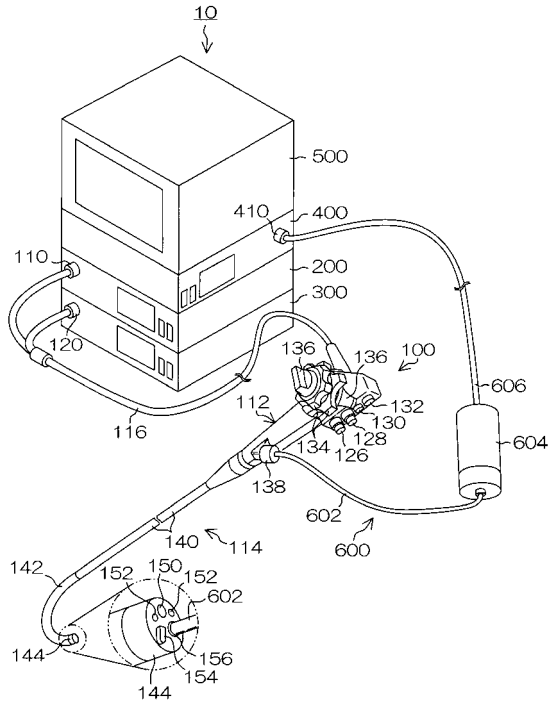
【図6】



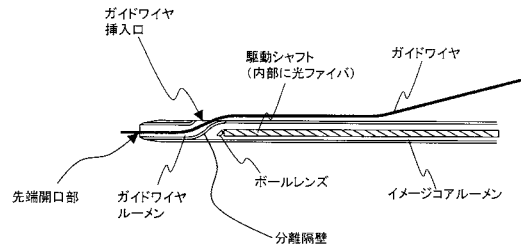
【図7】



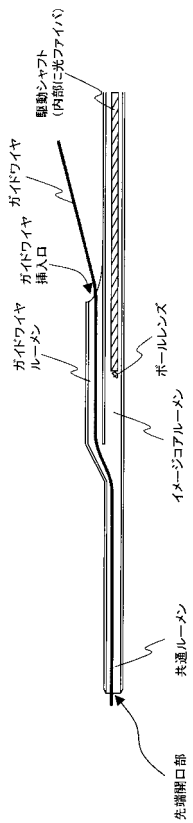
【 図 8 】



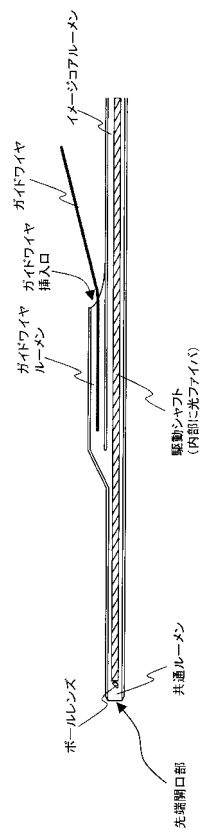
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | <无法获取翻译> | | |
| 公开(公告)号 | JP2011072401A5 | 公开(公告)日 | 2012-07-05 |
| 申请号 | JP2009225045 | 申请日 | 2009-09-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| [标]发明人 | 広田和弘 | | |
| 发明人 | 広田 和弘 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/00.320.A | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/AA06 4C061/AA22 4C061/BB01 4C061/CC07 4C061/FF46 4C061/HH51 4C161/AA06 4C161/AA22 4C161/BB01 4C161/CC07 4C161/FF46 4C161/HH51 | | |
| 其他公开文献 | JP2011072401A | | |

摘要(译)

要解决的问题：通过将导丝拉回到手柄部分并将成像核心推出到远端部分，沿着导丝将探针推进到病灶，观察远端部分并获得没有导丝伪影的图像至于观察远端部分。解决方案：OCT探针600的护套部分包括成像核心腔681和导丝管腔680，成像核心腔681沿着OCT探针600的鞘部分的纵向轴线容纳图像核心，导丝管腔680大致平行于远端部分设置。成像核心腔681.管腔680和681通过管状隔壁构件692以分离状态连接，管状隔壁构件692在远端部分由光学透明且柔性的材料构成。Ž