

(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2011-101701
(P2011-101701A)

(43) 公開日 平成23年5月26日(2011.5.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 2 A	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (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 P	
	G 0 1 N 21/17 6 3 0	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-257277 (P2009-257277)
(22) 出願日 平成21年11月10日 (2009.11.10)

(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
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 2G059 AA05 BB12 EE02 EE09 EE17
FF02 GG01 GG02 GG09 HH01
HH06 JJ11 JJ15 JJ17 JJ22
KK01 LL01 MM01
4C061 CC06 FF36 FF42 HH02 HH05
HH51

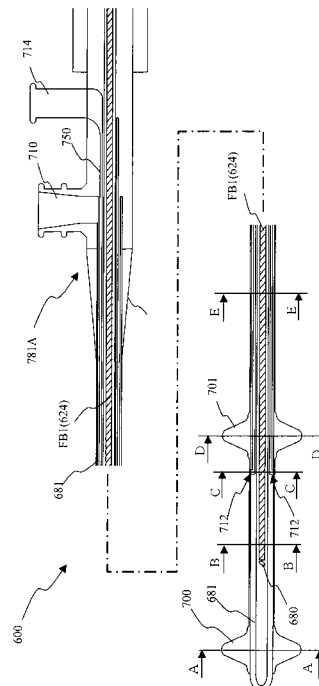
(54) 【発明の名称】 光プローブ、その駆動制御方法及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 OCTプローブを体腔内に安定的に係止し、ぶれのない断層画像を高分解能で取得する。

【解決手段】 シース681は、前記イメージコアを内部に延伸して収納するとともに、先端部の前記軸方向走査範囲の前後に2つの円筒状のバルーン700、701が配置されている。バルーン700、701はシース681の手元部681Aに設けられたバルーン拡張ポート710に接続される。2つのバルーン700、701間のシース681内には複数の吸引口712が配置され、各吸引口712は手元部681Aの吸引ポート714に連通路750を介して連通して接続されている。

【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及び該光ファイバの先端部に取り付けられた光学部品を備え、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、

先端部側外周に所定の間隔を離れた位置に設けられた長手軸に直交する径方向に拡張/収縮可能な複数のバルーンと、

該複数のバルーン間に位置する前記先端部側外周の前記生体組織を吸引するための吸引口と、

前記バルーンと接続されているバルーン拡張ポートと、

前記吸引口に接続されている吸引ポートと、

を備え、

前記バルーン拡張ポートから流体もしくは気体を供給し前記複数のバルーンを加圧/拡張させ該バルーンを体腔内壁に気密に係止すると共に、係止させた前記複数のバルーン間と前記体腔内壁とから形成される空間を前記吸引ポートにより減圧して前記生体組織を前記先端部側外周に吸着させる

ことを特徴とする光プローブ。

10

【請求項 2】

前記バルーン拡張ポート及び前記吸引ポートは、前記シースの基端部側に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の光プローブ。

20

【請求項 3】

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、前記体腔内にてラジアル走査することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光プローブ。

【請求項 4】

前記駆動シャフトは軸方向にも移動可能とし、前記光学部品を回転駆動かつ軸方向駆動範囲を進退駆動することで、前記体腔内にてスパイラル走査することを特徴とする請求項 3 に記載の光プローブ。

【請求項 5】

前記光学部品は、前記光ファイバ内を伝送された前記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 4 のいずれか 1 つに記載の光プローブ。

30

【請求項 6】

前記光ファイバは、前記体腔内に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 5 のいずれか 1 つに記載の光プローブ。

【請求項 7】

前記バルーンは、両端部の厚みが中央部の厚みより厚い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】

前記バルーンの内圧を検知し、該バルーンの前記体腔内壁との係止における気密状態を保持するために、前記バルーン拡張ポートから流体の供給を制御する流体供給制御手段をさらに備え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。

40

【請求項 9】

前記流体は、X線造影剤もしくはX線造影剤を含む流体であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 つに記載の光プローブ。

【請求項 10】

前記流体は、生理食塩水であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 つに記載の光プローブ。

【請求項 11】

50

前記光ファイバは、前記体腔内に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 10 のいずれか 1 つに記載の光プローブ。

【請求項 12】

体腔内に挿入されるシース内に光ファイバ及び該光ファイバの先端部に取り付けられた光学部品を備え、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、前記シース内にて前記シースの長手軸の軸方向に前記光学部品を駆動する軸方向駆動手段を備え、前記シースは、先端部側外周に所定の間隔を離れた位置に設けられた前記長手軸に直交する径方向に拡張/収縮可能な複数のバルーンと、該複数のバルーン間に位置する前記先端部側外周の前記生体組織を吸引するための吸引口と、前記バルーンと接続されているバルーン拡張ポートと、前記吸引口に接続されている吸引ポートと、を備えた光プローブの駆動制御方法において、

前記バルーン拡張ポートから流体もしくは気体を供給し前記複数のバルーンを加圧/拡張させ該バルーンを体腔内壁に気密に係止する係止ステップと、係止させた前記複数のバルーン間と前記体腔内壁とから形成される空間を前記吸引ポートにより減圧して前記生体組織を前記先端部側外周に吸着させる吸着ステップと、

を備えたことを特徴とする光プローブの駆動制御方法。

【請求項 13】

前記バルーンの内圧を検知し、該バルーンの前記体腔内壁との係止における気密状態を保持するために、前記バルーン拡張ポートから流体の供給を制御する流体供給制御ステップをさらに備えることを特徴とする請求項 12 に記載の光プローブの駆動制御方法。

【請求項 14】

請求項 1 ないし 11 のいずれか 1 つに記載の光プローブと、前記光プローブの前記シースを挿通する処置具チャンネルを有する内視鏡と、を備えた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ための光プローブ、その駆動制御方法及び内視鏡装置に関し、さらに詳しくは管腔内にて測定光を安定して送受する光プローブ、その駆動制御方法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、胆管、膵管、胃、食道、大腸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。

【0003】

OCTの優れた特徴として分解能10μmで断層画像を描出できることが挙げられる。その反面、その性能を生かすためには、対象となる生体組織との位置関係にぶれが生じないようにする必要があり、図14に示すように、OCTプローブ900のシース901を管腔内壁902に当接させて、ファイバ（不図示）を内蔵したシャフト903の先端に設けられたボールレンズ904から測定光をラジアル走査（あるいはスパイラス走査）にて照射している。

【0004】

しかし、OCTで体腔内を観察しようとする場合、生体組織の拍動、脈動、もしくは、術者の手ぶれ等により、観察中にOCTプローブ900と生体組織との位置関係が変化するため、OCTのもつ上記特性を生かしきれないという問題がある。そのため、OCTプローブ900と生体組織との相対的な位置関係を固定することが強く望まれている。

【 0 0 0 5 】

この対策として、OCTプローブの先端にバルーンを設け、該バルーンの拡張によりOCTプローブを生体組織に固定するOCTシステムが提案されている（特許文献1）。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 7 5 4 0 3 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

10

しかしながら、特許文献1に記載のOCTシステムは、バルーンを拡張して体腔にOCTプローブを固定するものであるが、以下のような課題がある。

(1) 観察部位がプローブの中心から離れてしまうので、観察できない領域がある。

(2) ラジアル走査においては中心から離れたところは、走査線の間隔が広くなり、画質が悪い。

【 0 0 0 8 】

すなわち、上記特許文献1のOCTシステムでは、バルーンを拡張して体腔内に固定しているが、OCTは原理上、表示可能な深度が可干渉距離である3mm程度と短いため、OCTプローブから離れているところは画像が表示できない。また、ラジアル走査の場合、測定光を放射状に放射しているため、中心から離れたところでは、走査線の間隔が広くなり、画質が悪化するという問題がある。

20

【 0 0 0 9 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、OCTプローブを体腔内に安定的に係止し、ぶれのない断層画像を高分解能で取得することのできる光プローブ、その駆動制御方法及び内視鏡装置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 1 0 】

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及び該光ファイバの先端部に取り付けられた光学部品を備え、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、先端部側外周に所定の間隔を離れた位置に設けられた長手軸に直交する径方向に拡張/収縮可能な複数のバルーンと、該複数のバルーン間に位置する前記先端部側外周の前記生体組織を吸引するための吸引口と、前記バルーンと接続されているバルーン拡張ポートと、前記吸引口に接続されている吸引ポートと、を備え、前記バルーン拡張ポートから流体もしくは気体を供給し前記複数のバルーンを加圧/拡張させ該バルーンを体腔内壁に気密に係止すると共に、係止させた前記複数のバルーン間と前記体腔内壁とから形成される空間を前記吸引ポートにより減圧して前記生体組織を前記先端部側外周に吸着させることを特徴とする。

30

【 0 0 1 1 】

請求項1に記載の光プローブでは、前記バルーン拡張ポートから流体を供給し前記複数のバルーンを加圧/拡張させ該バルーンを体腔内壁に気密に係止すると共に、係止させた前記複数のバルーン間と前記体腔内壁とから形成される空間を前記吸引ポートにより減圧して前記生体組織を前記先端部側外周に吸着させることで、OCTプローブを体腔内に安定的に係止し、ぶれのない断層画像を高分解能で取得することを可能とする。

40

【 0 0 1 2 】

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、前記バルーン拡張ポート及び前記吸引ポートは、前記シースの基端部側に設けられていることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

請求項3に記載の光プローブのように、請求項1または2に記載の光プローブであって

50

、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、前記体腔内にてラジアル走査することが好ましい。

【0014】

請求項4に記載の光プローブのように、請求項3に記載の光プローブであって、前記駆動シャフトは軸方向にも移動可能とし、前記光学部品を回転駆動かつ軸方向駆動範囲を進退駆動することで、前記体腔内にてスパイラル走査することが好ましい。

【0015】

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、前記光学部品は、前記光ファイバ内を伝送された前記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。

10

【0016】

請求項6に記載の光プローブのように、請求項1ないし5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、前記体腔内に波長掃引レーザ光を伝達することが好ましい。

【0017】

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、前記バルーンは、両端部の厚みが中央部の厚みより厚いことが好ましい。

【0018】

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、前記バルーンの内圧を検知し、該バルーンの前記体腔内壁との係止における気密状態を保持するために、前記バルーン拡張ポートから流体の供給を制御する流体供給制御手段をさらに備えることが好ましい。

20

【0019】

請求項9に記載の光プローブのように、請求項1ないし8のいずれか1つに記載の光プローブであって、前記流体は、X線造影剤もしくはX線造影剤を含む流体であることが好ましい。

【0020】

請求項10に記載の光プローブのように、請求項1ないし8のいずれか1つに記載の光プローブであって、前記流体は、生理食塩水であることが好ましい。

30

【0021】

請求項11に記載の光プローブのように、請求項1ないし10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、前記体腔内に波長掃引レーザ光を伝達することが好ましい。

【0022】

請求項12に記載の光プローブの駆動制御方法は、体腔内に挿入されるシース内に光ファイバ及び該光ファイバの先端部に取り付けられた光学部品を備え、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、前記シース内にて前記シースの長手軸の軸方向に前記光学部品を駆動する軸方向駆動手段を備え、前記シースは、先端部側外周に所定の間隔を離れた位置に設けられた前記長手軸に直交する径方向に拡張/収縮可能な複数のバルーンと、該複数のバルーン間に位置する前記先端部側外周の前記生体組織を吸引するための吸引口と、前記バルーンと接続されているバルーン拡張ポートと、前記吸引口に接続されている吸引ポートと、を備えた光プローブの駆動制御方法において、前記バルーン拡張ポートから流体もしくは気体を供給し前記複数のバルーンを加圧/拡張させ該バルーンを体腔内壁に気密に係止する係止ステップと、係止させた前記複数のバルーン間と前記体腔内壁とから形成される空間を前記吸引ポートにより減圧して前記生体組織を前記先端部側外周に吸着させる吸着ステップと、を備えて構成される。

40

【0023】

請求項13に記載の光プローブの駆動制御方法のように、請求項12に記載の光プロー

50

ブの駆動制御方法であって、前記バルーンの内圧を検知し、該バルーンの前記体腔内壁との係止における気密状態を保持するために、前記バルーン拡張ポートから流体の供給を制御する流体供給制御ステップをさらに備えることが好ましい。

【0024】

請求項14に記載の内視鏡装置は、請求項1ないし11のいずれか1つに記載の光プローブと、前記光プローブの前記シースを挿通する処置具チャンネルを有する内視鏡と、を備えて構成される。

【発明の効果】

【0025】

以上説明したように、本発明によれば、OCTプローブを体腔内に安定的に係止し、ぶれのない断層画像を高分解能で取得することができるという効果がある。

10

【図面の簡単な説明】

【0026】

【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

【図2】図1の回転側光ファイバ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】図1のOCTプローブの構成を示す長手軸方向の断面図

【図4】図3のA-A線断面を示す断面図

【図5】図3のB-B線断面を示す断面図

【図6】図3のC-C線断面を示す断面図

20

【図7】図3のD-D線断面を示す断面図

【図8】図3のE-E線断面を示す断面図

【図9】図3のバルーンの構成を示す図

【図10】図3のOCTプローブによるOCTプロセッサの作用を説明するフローチャート

【図11】は図10の処理におけるOCTプローブにて体腔内を観察する場合の模式図

【図12】図1のOCTプローブの変形例の構成を示す長手軸方向の断面図

【図13】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

【図14】従来のOCTプローブの体腔内での挿入状態を示す図

30

【発明を実施するための形態】

【0027】

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は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である。

【0028】

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。

【0029】

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、L5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、L5を干渉信号とし

40

50

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し、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はモニタ装置 500 に表示される。

【0030】

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で合波された干渉光L4、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。

10

【0031】

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等）が用いられている。

【0032】

第1の光源12は、OCTの測定のための光（例えば、波長1.3μm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は周波数を一定の周期で掃引させながら赤外領域である、例えば波長1.3μmを中心とするレーザ光Laを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。

20

【0033】

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可視光を射出するものである。例えば、波長0.66μmの赤半導体レーザ光、波長0.63μmのHe-Neレーザ光、波長0.405μm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。

30

【0034】

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。

【0035】

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。

40

【0036】

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。

【0037】

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、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。

【0038】

50

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。

【0039】

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。

【0040】

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。

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

処理部22は、干渉光検出部20で抽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。

【0044】

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の光ファイバカプラ14とは反対側の端部)に配置されている。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

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。

【0049】

10

20

30

40

50

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。

【0050】

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1矢印A方向)に移動させる。

【0051】

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。

10

【0052】

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。

【0053】

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30aおよび30bの動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。

20

【0054】

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、シース681に対して回転自在、及びシース681の軸方向に移動自在な状態で配置されている。

【0055】

トルク伝達コイル624は、回転側光ファイバFB1の外周に固定されている。また、回転側光ファイバFB1及びトルク伝達コイル624は、光コネクタ18内の光ロータリジョイント(不図示)に接続されている。

30

【0056】

さらに、OCTプローブ600においては、回転側光ファイバFB1、トルク伝達コイル624、及び光学部品としてのボールレンズ680(図1参照)は、光コネクタ18に設けられた後述する進退駆動部により、シース681内部を図2の矢印S1方向(鉗子口方向)、及び図2のS2方向(シース681の先端方向)に移動可能に構成されている。

【0057】

シース681は、固定部材670に固定されている。これに対し、回転側光ファイバFB1およびトルク伝達コイル624は、回転筒656に接続されており、回転筒656は、モータ652の回転に応じてギア654を介して回転するように構成されている。回転筒656は、光コネクタ18の光ロータリジョイントに接続されており、測定光L1及び戻り光L3は、光コネクタ18を介して回転側光ファイバFB1と固定側光ファイバFB2間を伝送される。

40

【0058】

また、これらを内蔵するフレーム650は支持部材662を備えており、支持部材662は、図示しないネジ孔を有している。フレーム650は、支持部材662のネジ孔(不図示)にて進退移動用ボールネジ664が咬合しており、進退移動用ボールネジ664には、モータ660が接続されて、ネジ孔、進退移動用ボールネジ664、モータ660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。

【0059】

50

したがって、光コネクタ18の光ロータリジョイントの進退駆動部は、モータ660を回転駆動することによりフレーム650を進退移動させ、これにより回転側光ファイバFB1、トルク伝達コイル624、固定部材626、及びボールレンズ680を図2のS1及びS2方向に移動させることが可能となっている。

【0060】

なお、モータ660は、所定のピッチ、例えば1mm間隔にて進退駆動し、この所定のピッチ毎にモータ652が回転側光ファイバFB1、トルク伝達コイル624、及びボールレンズ680を一回転させることで、測定光L1をラジアル走査にて測定対象Sに照射する。

【0061】

OCTプローブ600は、以上のような構成により、光コネクタ18の光ロータリジョイントにより回転側光ファイバFB1およびトルク伝達コイル624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680から射出される測定光L1を測定対象Sに対し、矢印R方向(シース681の円周方向)に対しラジアル走査しながら照射し、戻り光L3を取得する。

【0062】

これにより、シース681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L3を取得することができる。

【0063】

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18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680が図2中の矢印S1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S2方向に移動し、又は光構造情報取得と図2中のS2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。

【0064】

このように、本実施形態のOCTプローブ600及びOCTプロセッサ400は、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。

【0065】

つまり、OCTプローブ600及びOCTプロセッサ400は、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(シース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を取得できる。

【0066】

以下に、本発明に係る画像診断装置の実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。図3は図1のOCTプローブの断面模式図であり、図4ないし図8は図3の各部の断面(A-A線断面、B-B線断面、C-C線断面、D-D線断面、E-E線断面)を示す断面図である。また、図9は図3のバルーンの構成を示す図である。

【0067】

本OCTプローブ600は、上述したように、先端にボールレンズ680を配した回転側光ファイバ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、前記ボールレンズ680を回転させ、ラジアル走査を行うと共に、光コネクタ18の光ロータリジョイントの進退駆動部により軸方向走査も同時に行い、スパイラル操作が可能となる。以下、回転側光ファイバFB1、トルク伝達コイル624及びボールレンズ680の全体をイメージコアと記す。

【0068】

シース681は、前記イメージコアを内部に延伸して収納するとともに、先端部の前記

10

20

30

40

50

軸方向走査範囲の前後に2つの円筒状のバルーン700, 701が配置されている。バルーン700, 701はシース681の手元部681Aに設けられたバルーン拡張ポート710に接続され、図示はしないが、ロック付シリンジやインデフレータ等の加圧装置(不図示)により生理食塩水やX線造影剤、もしくは空気、二酸化炭素等の気体を注入し、バルーン700, 701内の圧力を加減圧するようになっている。従って、シース681は、OCTプロセッサ400内の圧力制御部410(図1参照)の制御により、バルーン700, 701内の圧力を加減圧することにより、バルーン700, 701の拡張/収縮が可能となっている。なお、X線造影剤は、原液で使用してもよく、また生理食塩水で薄めて使用してもよい。

【0069】

なお、バルーン700, 701は、例えばシリコンゴム等の柔軟な素材により形成されており、拡張したときに生体の微小な凹凸に密着できるようになっている。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、ナイロンなど上記の要求を満たすものであれば、他の素材からなるものでもかまわない。

【0070】

ただし、後述するように、2つのバルーン700, 701の拡張後のその間の空間を陰圧にして使用することから、その場合でもバルーン700, 701が引き寄せられて変形が少ないようにするために、図9に示すように、バルーン700, 701は両端が肉厚部720、中央が肉薄部721に形成され、OCTプローブ600の回転軸に対して放射方向(径方向)に対しては肉薄部721によって柔軟性を高めることで管腔組織への密着性を高め、両サイド方向(軸方向)に対しては肉厚部720によってバルーン700, 701を肉厚にして柔軟性を小さくして、変形を少なくすることが望ましい。

【0071】

また、上記2つのバルーン700, 701間のシース681内には複数の吸引口712が配置され、各吸引口712は手元部681Aの吸引ポート714に連通路750(図7及び図8参照)を介して連通して接続されている。シース681は、この吸引ポート714に減圧ポンプ(不図示)を接続することで、OCTプロセッサ400内の圧力制御部410(図1参照)の制御により、各吸引口712から吸引を行うことが可能となっている。

【0072】

以下、OCTプローブ600を患部に挿入し、OCTプロセッサ400が断層画像を取得するまでの手順を図10のフローチャートを用い、図11を参照して説明する。図10は図3のOCTプローブによるOCTプロセッサの作用を説明するフローチャートであり、図11は図10の処理におけるOCTプローブにて体腔内を観察する場合の模式図である。

【0073】

体腔内挿入時は、OCTプローブ600は、例えば通常のOCTプローブ同様、内視鏡の鉗子口(不図示)から胆管、膵管、大腸等の体腔組織に挿入され、病変部まで進められる。

【0074】

そして、図10に示すように、診断(観察)したい部位までOCTプローブ600のシース681先端が到達した段階で、OCTプロセッサ400は、バルーン拡張ポート710から加圧装置(不図示)によりバルーン700, 701内に生理食塩水あるいはX線造影剤を注入し、圧力制御部410の制御に基づき加圧する。この生理食塩水あるいはX線造影剤の注入により、バルーン700, 701は拡張し、バルーン700, 701を介してOCTプローブ600が体腔内壁800に気密に係止・固定される(ステップS1)。その際、バルーン700, 701の拡張により、体腔を必要以上に拡張させないように行う。

【0075】

なお、大腸等、内視鏡下での観察が可能な部位では、バルーン700, 701内には生

10

20

30

40

50

理食塩水等の流体を注入すればよいが、胆管、膵管等内視鏡下での観察ができない部位に対してOCTプローブ600を挿入する場合は、X透視下で行い、バルーン700, 701内にX線造影剤を注入することで、挿入位置・状態及びバルーン700, 701の形状の観察が可能となる。

【0076】

次に、OCTプロセッサ400は、圧力制御部410の制御に基づき手元部681Aの吸引ポート714(図3参照)を減圧ポンプ(不図示)により減圧することで、シース681の先端部の吸引口712から観察部の生体組織801をOCTプローブ600に吸引・吸着させる(ステップS2)。

【0077】

OCTプロセッサ400は、圧力制御部410によりバルーン700, 701を監視しており、吸引口712から生体組織801をOCTプローブ600に吸引・吸着させた際、バルーン700, 701と体腔内壁800とにより形成される閉空間が陰圧となる。このような状態では、バルーン700, 701が閉空間に変形し、バルーン700, 701の内圧が低下して、バルーン700, 701と体腔内壁800との気密性が低下するおそれがある。そこで、OCTプロセッサ400は、圧力制御部410によりバルーン700, 701の内圧を所定圧に制御する(ステップS3)。

【0078】

この状態で、次に、OCTプロセッサ400は、駆動シャフト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、スパイラル走査が可能となりOCT計測を開始する(ステップS4)。このようにOCTプロセッサ400は、体腔の3次元断層画像データを取得することで、高解像度でぶれのない画像を取得することが可能となる。

【0079】

そして、OCTプロセッサ400は、OCT計測の終了の指示の有無を判定し(ステップS5)、OCT計測の終了が指示されるとステップS6に処理を移行し、OCT計測の終了がない場合はステップS4に戻る。

【0080】

次に、OCTプロセッサ400は、ステップS6にて圧力制御部410の制御に基づきバルーン700, 701と体腔内壁800とにより形成される空間の吸引口712による吸引を停止し、生体組織801のOCTプローブ600への吸着を解除する。そして、OCTプロセッサ400は、ステップS7にて圧力制御部410の制御に基づきバルーン700, 701から生理食塩水あるいはX線造影剤を吸引することでバルーン700, 701を収縮させ、処理を終了する。

【0081】

このように本実施形態では、OCTプローブ600の先端に軸方向にバルーン拡張ポート710に連通した複数、例えば2つのバルーン700, 701を設けると共にバルーン700, 701間に吸引ポート714に連通した吸引口712を設けており、OCTプロセッサ400がバルーン拡張ポート710に接続される加圧装置(不図示)、及び吸引ポート714に接続される減圧ポンプ(不図示)を制御することで、OCTプローブ600の先端を安定して体腔内壁800に係止させることができ、かつバルーン700, 701間の生体組織801をOCTプローブ600のシース681の外周面に当接させることが可能となり、OCTプロセッサ400は、ぶれのない断層画像を高分解能で取得することができる。

【0082】

なお、本実施形態では、OCTプローブ600の先端に設けるバルーンが2つの場合を説明したが、これに限らず、例えば図12に示すように、シース681の長手軸に沿って3つのバルーン700, 701, 702を設け、バルーン700, 701間及びバルーン701, 702間にそれぞれ吸引口712を設けて構成してもよい。また、バルーンの数
は3つ以上でも良いことはいうまでもない。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 3 】

また、本実施形態の OCT プローブ 6 0 0 は、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。

【 0 0 8 4 】

詳細に説明すると、図 1 3 に示すように、本実施形態の OCT プローブ 6 0 0 と内視鏡装置と併用した画像診断装置 1 0 は、主として内視鏡 1 0 0、内視鏡プロセッサ 2 0 0、光源装置 3 0 0、生体断層画像生成装置としての OCT プロセッサ 4 0 0、及び表示手段としてのモニタ装置である画像表示部 5 0 0 とから構成されている。尚、内視鏡プロセッサ 2 0 0 は、光源装置 3 0 0 を内蔵するように構成されていてもよい。

【 0 0 8 5 】

内視鏡 1 0 0 は、手元操作部 1 1 2 と、この手元操作部 1 1 2 に連設される挿入部 1 1 4 とを備える。術者は手元操作部 1 1 2 を把持して操作し、挿入部 1 1 4 を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

【 0 0 8 6 】

手元操作部 1 1 2 には、鉗子挿入部 1 3 8 が設けられており、この鉗子挿入部 1 3 8 が挿入部 1 1 4 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 1 4 4 の鉗子口 1 5 6 に連通されている。画像診断装置 1 0 では、プローブとしての OCT プローブ 6 0 0 を鉗子挿入部 1 3 8 から挿入することによって、OCT プローブ 6 0 0 を鉗子口 1 5 6 から導出する。OCT プローブ 6 0 0 は、鉗子挿入部 1 3 8 から挿入され、鉗子口 1 5 6 から導出される挿入部 6 0 2 と、術者が OCT プローブ 6 0 0 を操作するための操作部 6 0 4、及びコネクタ 4 0 1 を介して OCT プロセッサ 4 0 0 と接続されるケーブル 6 0 6 から構成されている。

【 0 0 8 7 】

内視鏡 1 0 0 の先端部 1 4 4 には、観察光学系 1 5 0、照明光学系 1 5 2、及び CCD（不図示）が配設されている。

【 0 0 8 8 】

観察光学系 1 5 0 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。

【 0 0 8 9 】

光源装置 3 0 0 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 1 2 0 を介して光源装置 3 0 0 に接続され、ライトガイドの他端は照明光学系 1 5 2 に対面している。光源装置 3 0 0 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 1 5 2 から出射され、観察光学系 1 5 0 の視野範囲を照明する。

【 0 0 9 0 】

内視鏡プロセッサ 2 0 0 には、CCD から出力される画像信号が電気コネクタ 1 1 0 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 2 0 0 内においてデジタルの画像信号に変換され、モニタ装置 5 0 0 の画面に表示するための必要な処理が施される。

【 0 0 9 1 】

このように、内視鏡 1 0 0 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 2 0 0 に出力され、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に接続されたモニタ装置 5 0 0 に画像が表示される。

【 0 0 9 2 】

以上、本発明の光プローブ、その駆動制御方法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 】

【 0 0 9 3 】

4 0 0 ... OCT プロセッサ、6 0 0 ... OCT プローブ、6 8 1 ... シース、7 0 0 , 7 0

10

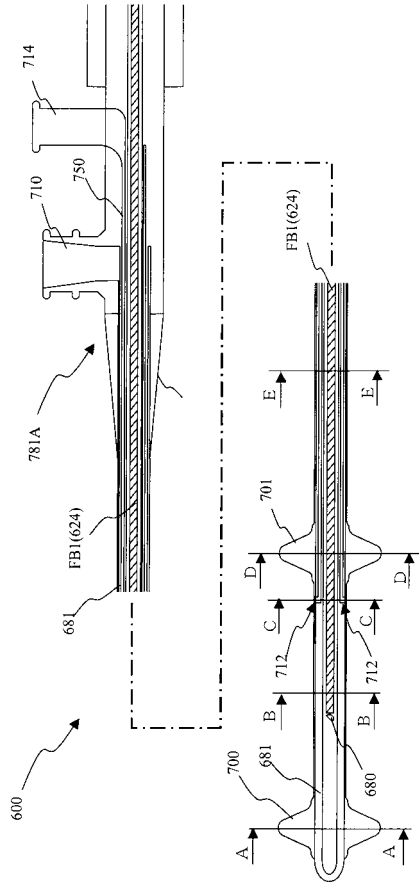
20

30

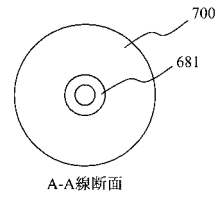
40

50

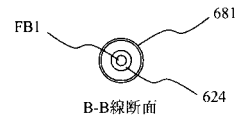
【 図 3 】



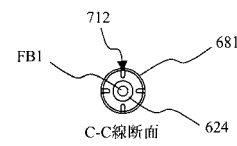
【 図 4 】



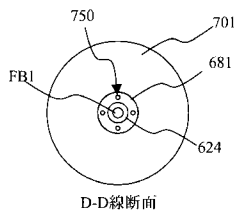
【 図 5 】



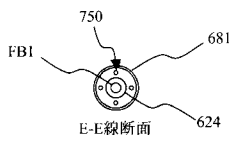
【 図 6 】



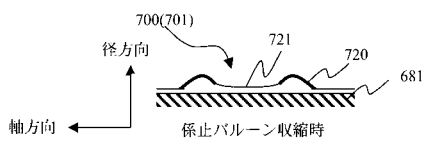
【 図 7 】



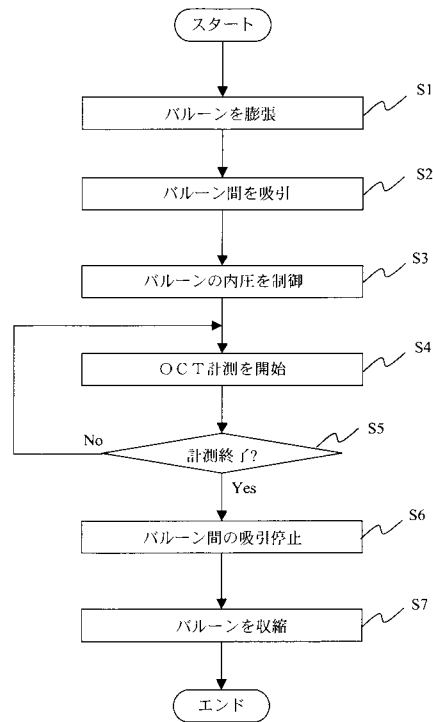
【 図 8 】



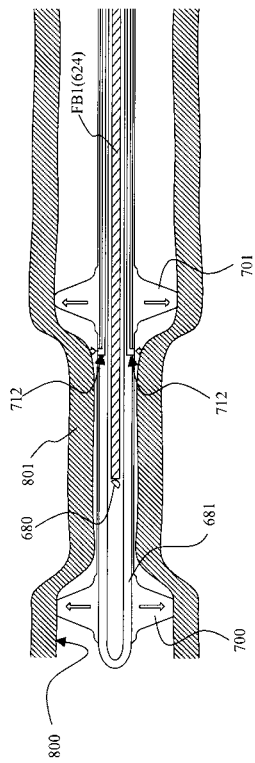
【 図 9 】



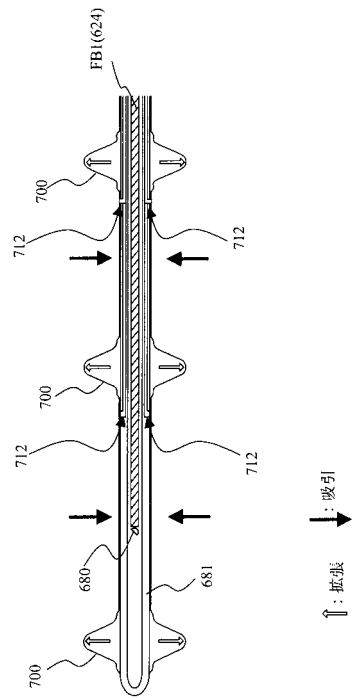
【 図 10 】



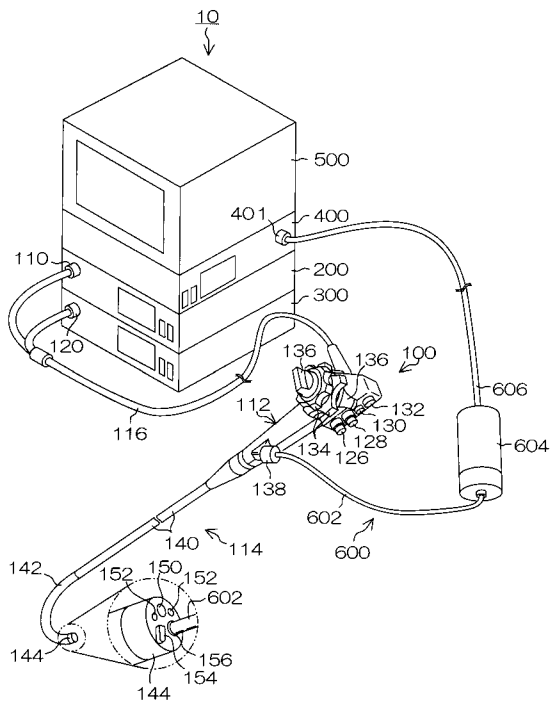
【 図 1 1 】



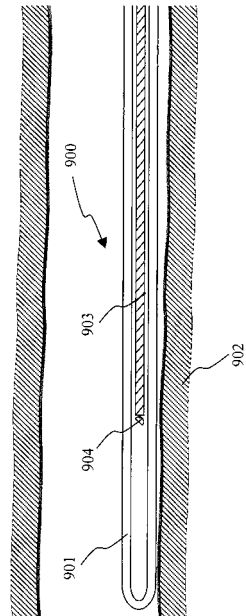
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



专利名称(译)	光学探针及其驱动控制方法 ,		
公开(公告)号	JP2011101701A	公开(公告)日	2011-05-26
申请号	JP2009257277	申请日	2009-11-10
[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 G01N21/17		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B1/00082 A61B1/00133 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.332.A A61B1/00.300.D A61B1/00.300.P G01N21/17.630 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/01.513 A61B1/012.511 A61B1/015.511 A61B1/015.513		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/EE17 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/GG09 2G059/HH01 2G059/HH06 2G059/JJ11 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK01 2G059/LL01 2G059/MM01 4C061/CC06 4C061/FF36 4C061/FF42 4C061/HH02 4C061/HH05 4C061/HH51 4C161/CC06 4C161/FF36 4C161/FF42 4C161/HH02 4C161/HH05 4C161/HH51		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种光学探头，可以将OCT探头稳定地锁定在体腔内，并获得高分辨率的无模糊断层图像。解决方案：护套681在内部容纳延伸的成像芯，并且包括两个圆柱形球囊700,701，其布置在远端部分的轴向扫描范围之前和之后。球囊700,701连接到设置在护套681的近端部分681A处的球囊充气端口710。多个吸入口712设置在两个球囊700,701之间的护套681内。每个吸入口712连接到近端部分681A的吸入口714以通信方式通过连通通道750

