

(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2010-142422

(P2010-142422A)

(43) 公開日 平成22年7月1日(2010.7.1)

(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 0 0 D	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 0	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 C	

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2008-322842 (P2008-322842)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年12月18日 (2008.12.18)		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	寺村 友一
			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)	2G059 AA06 BB12 EE02 FF02 FF06
			JJ11 JJ13 JJ15 JJ17 KK04
			4C061 BB02 BB08 CC07 DD03 DD04
			FF21 GG25 HH51 JJ06 JJ17
			LL08 MM10 WW04

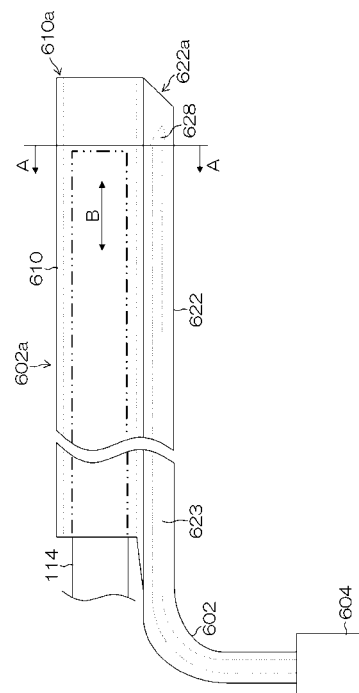
(54) 【発明の名称】 光プローブ及び光観察装置

(57) 【要約】

【課題】 所望の観察位置を安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光し該測定対象の構造情報を得る。

【解決手段】 OCTプローブ600の挿入部602において、挿入部602のシースは、先端に半球レンズからなる光学レンズ628が取り付けられたOCT測定用の光ファイバ623を挿通する筒状のOCT用シース部622と、挿入部602の基端側の所定の位置より先端までの間に挿入部602の長手軸方向に沿って挿入部602外周に一体的に構成された内視鏡120の挿入部114を挿入するための円筒状のチューブ部材610とからなるダブルシース602aを構成している。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端が閉塞された筒状のシースと、
前記シースの内部に設けられ前記シース長手軸に沿って配設された導光手段と、
前記導光手段の出射端部側に設けられ、該出射端部から出射した光の光路を偏向させ測定対象に収束させる集光手段と、

を備え、

前記集光手段から出射した収束光の光軸方向と略直交する面上で該収束光を走査させると共に、前記測定対象からの光を前記集光手段を介して前記導光手段に導波する光プローブにおいて、

前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材

を備えたことを特徴とする光プローブ。

【請求項 2】

前記チューブ部材は、両端が開口した、少なくとも内視鏡挿入部が挿入可能な外筒である

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】

前記シースの前記シース長手軸に直交する断面の内面形状は略台形である

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】

前記シースの前記シース長手軸に直交する断面の内面形状は略半円形である

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 5】

少なくとも、前記集光手段は、前記シースの内部にて前記シース長手軸に直交する面内において移動可能に構成される

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】

前記シースは、少なくとも前記チューブ部材と結合した外側壁に対向した側面の先端位置に、前記集光手段から出射した光及び前記測定対象からの光を透過する半透明な光開口部を有する

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】

前記チューブ部材は前記シースと結合した外周側に対向した外周位置に膨張及び収縮可能なバルーン手段を有し、前記バルーン手段の膨張及び収縮を制御するバルーン制御手段をさらに備えた

ことを特徴とする請求項 6 に記載の光プローブ。

【請求項 8】

前記シースは、前記先端位置の近傍に、前記光開口部の外表面と前記測定対象の表面と間を所定距離に規制する間隙規制手段を有する

ことを特徴とする請求項 6 に記載の光プローブ。

【請求項 9】

前記間隙規制手段は、前記光開口部に隣接した側面位置に設けられた凸部である。

ことを特徴とする請求項 8 に記載の光プローブ。

【請求項 10】

前記凸部は、前記光開口部の前記シース長手軸前後に設けられている

ことを特徴とする請求項 9 に記載の光プローブ。

【請求項 11】

前記先端位置の近傍に、前記光開口部の外表面と前記測定対象の表面と間を所定距離に規制する間隙規制手段を有する

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 7 に記載の光プローブ。

【請求項 12】

前記間隙規制手段は、前記光開口部に隣接した側面位置に設けられた凸部である。

ことを特徴とする請求項 11 に記載の光プローブ。

【請求項 13】

前記凸部は、前記光開口部の前記シース長手軸前後に設けられている

ことを特徴とする請求項 12 に記載の光プローブ。

【請求項 14】

前記凸部は、膨張及び収縮可能なバルーン部材である

ことを特徴とする請求項 12 または 13 に記載の光プローブ。

10

【請求項 15】

前記バルーン部材は、前記バルーン手段と一体的に形成される

ことを特徴とする請求項 14 に記載の光プローブ。

【請求項 16】

前記バルーン制御手段は、前記バルーン部材の膨張及び収縮をさらに制御する

ことを特徴とする請求項 14 または 15 に記載の光プローブ。

【請求項 17】

前記間隙規制手段は、前記シースの先端側面位置に形成された凹部であって、前記光開口部は前記凹部内に設けられる

ことを特徴とする請求項 8 または 11 に記載の光プローブ。

20

【請求項 18】

閉塞された前記シースの先端は、テーパ形状をなす

ことを特徴とする請求項 1 ないし 17 のいずれか 1 つに記載の光プローブ。

【請求項 19】

体腔内の測定対象に照射する測定光を供給すると共に、該測定対象からの光に基づいて前記測定対象の断層画像を生成する光断層画像化装置と、

前記測定光を前記測定対象に導波すると共に、前記測定対象からの光を前記光断層画像化装置に導波する光プローブと、

を備えた光観察装置において、

前記光プローブは、

30

先端が閉塞された筒状のシースと、

前記シースの内部に設けられ前記シース長手軸に沿って配設された導光手段と、

前記導光手段の出射端部側に設けられ、該出射端部から出射した光の光路を偏向させ測定対象に収束させる集光手段と、

少なくとも細長で可撓性を有する内視鏡挿入部が挿通可能で、前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材と、

を備え、

前記集光手段から出射した収束光の光軸方向と略直交する面上で該収束光を走査させると共に、前記測定対象からの光を前記集光手段を介して前記導光手段に導波する

ことを特徴とする光観察装置。

40

【請求項 20】

前記チューブ部材の前記シースと結合した外周壁に対向した外周位置に設けられた膨張及び収縮可能なバルーン手段と、前記バルーン手段の膨張及び収縮を制御するバルーン制御部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 19 に記載の光観察装置。

【請求項 21】

前記シースの少なくとも前記チューブ部材と結合した外側壁に対向した側面の先端位置に設けられた、前記集光手段から出射した光及び前記測定対象からの光を透過する半透明な光開口部と、前記先端位置の近傍に、前記光開口部の外表面と前記測定対象の表面と間を所定距離に規制する間隙規制手段と、をさらに有する

50

ことを特徴とする請求項 19 または 20 に記載の光観察装置。

【請求項 22】

体腔内の測定対象に照射する測定光を供給すると共に、該測定対象からの光に基づいて前記測定対象の断層画像を生成する光断層画像化装置と、

前記測定光を前記測定対象に導波すると共に、前記測定対象からの光を前記光断層画像化装置に導波する光プローブと、

前記測定対象に照射する照明光を供給する光源手段と、

細長で可撓性を有する挿入部を備えた、前記照明光が照射された前記測定対象を撮像する内視鏡と、

前記内視鏡からの撮像信号を信号処理し、前記測定対象の内視鏡画像を生成する内視鏡プロセッサと、

を備えた光観察装置において、

前記光プローブは、

先端が閉塞された筒状のシースと、

前記シースの内部に設けられ前記シース長手軸に沿って配設された導光手段と、

前記導光手段の出射端部側に設けられ、該出射端部から出射した光の光路を偏向させ測定対象に収束させる集光手段と、

少なくとも前記内視鏡の前記挿入部が挿通可能で、前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材と、

を備え、

前記集光手段から出射した収束光の光軸方向と略直交する面上で該収束光を走査させると共に、前記測定対象からの光を前記集光手段を介して前記導光手段に導波する

ことを特徴とする光観察装置。

【請求項 23】

前記チューブ部材の前記シースと結合した外周壁に対向した外周位置に設けられた膨張及び収縮可能なバルーン手段と、前記バルーン手段の膨張及び収縮を制御するバルーン制御部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 19 に記載の光観察装置。

【請求項 24】

前記シースの少なくとも前記チューブ部材と結合した外側壁に対向した側面の先端位置に設けられた、前記集光手段から出射した光及び前記測定対象からの光を透過する半透明な光開口部と、前記先端位置の近傍に、前記光開口部の外表面と前記測定対象の表面と間を所定距離に規制する間隙規制手段と、をさらに有する

ことを特徴とする請求項 22 または 23 に記載の光観察装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光プローブ及び光観察装置に係り、特に光プローブのシース構造に特徴のある及び光観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体の体腔内を観察する内視鏡装置として、生体の体腔内で照明光を照射し、反射された反射光による像を撮像し、モニタ等に表示する電子内視鏡装置が広く普及され、様々な分野で利用されている。また多くの内視鏡装置は、鉗子口を備え、この鉗子口を介して体腔内に導入されたプローブにより、体腔内の組織の生検や治療を行なうことが可能となっている。

【0003】

一方、近年、生体組織等の測定対象を切断せずに生体などの断層画像を取得する光観察装置としての断層画像取得装置の開発が進められており、例えば低コヒーレンス光による干渉を用いた光干渉断層（OCT：Optical Coherence Tomography）計測法を利用した光

10

20

30

40

50

断層画像化装置が知られている（特許文献１）。

【０００４】

このＯＣＴ計測は、測定光および反射光と参照光との光路長が一致したときに干渉光が検出されることを利用した計測方法である。すなわちこの方法において、光源から射出された低コヒーレント光は測定光と参照光とに分割され、測定光は測定対象に照射され、測定対象からの反射光が合波手段に導かれる。一方、参照光は、測定対象内の測定深さを変更するために、光路長の変更が施された後に合波手段に導かれる。そして、合波手段により反射光と参照光とが合波され、合波されたことによる干渉光がヘテロダイン検波等により測定される。

【０００５】

上記ＯＣＴ装置においては、参照光の光路長を変更することにより、測定対象に対する測定位置（測定深さ）を変更し断層画像を取得するようになっており、この手法は一般にＴＤ－ＯＣＴ（Time domain OCT）計測と称されている。

【０００６】

他方、参照光の光路長の変更を行うことなく高速に断層画像を取得する装置として、ＳＤ－ＯＣＴ（Spectral Domain OCT）計測あるいはＳＳ－ＯＣＴ（Swept source OCT）計測による光断層画像化装置が提案されている。

【０００７】

上述した断層画像においては、照射位置を僅かにずらしながら、測定を繰り返すことにより、所定の走査領域の２次的あるいは３次的な光断層画像を取得することができる。

【０００８】

このようなＯＣＴ装置（光断層画像化装置）は、測定部位を精細（約１０μｍの分解能）に観察することが可能であり、内視鏡装置の鉗子口にＯＣＴプローブ（光プローブ）を挿入して信号光および信号光の反射光を導光し、体腔内の光断層画像を取得することにより、例えば初期癌の深達度診断なども可能となる。

【０００９】

ＯＣＴプローブにおける光の走査方法としては、ファイバを回転させるラジアルスキャン型、プローブ先端に設けた偏向素子を回転させるラジアルスキャン型（特許文献２）、ファイバを電磁誘導などで左右に振るリニアスキャン型（特許文献３）、小型のミラーを内蔵するリニアスキャン型（特許文献４）などが開示されている。また、回転させながらそれと垂直な方向に走査する２次元走査型が開示されている。

【００１０】

従来のＯＣＴ装置では、ＯＣＴプローブが軟性で略円筒形状であるので、観察に必要な時間、安定して、生体組織と当接させたり一定距離離す等の観察位置を保持することが困難となる。

【００１１】

一方、バルーンを備えた内視鏡、及び内視鏡用のオーバーチューブが開示されている（特許文献５）。これは、消化管内で内視鏡を固定させるのに都合のよい構造である。しかし、このようなバルーンを備えた内視鏡の鉗子口から突出させたＯＣＴプローブでは、壁面からの距離が大きくなりすぎる欠点がある。

【００１２】

また、バルーンに取り付けられたＯＣＴプローブが開示されている（特許文献６）。ＯＣＴプローブ単体の操作性はよいが、通常内視鏡との組合せが悪く、内視鏡の鉗子チャンネルを介して患部へＯＣＴプローブを当てるのが難しくなる。

【００１３】

図２６は内視鏡の鉗子チャンネルの先端開口部から導出されたＯＣＴプローブを用いて断層画像を得る様子を示す図の一例である。ＯＣＴ計測法は、図２６に示すように、内視鏡１の鉗子チャンネルの先端開口部２から突出させたＯＣＴプローブ３の挿入部先端部４を、測定対象Ｓの所望の部位に近づけて、断層画像を得るものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

この場合、例えば、先端開口部 2 から突出させた細長な OCT プロブ 3 では、OCT プロブ 3 のシースが軟性であるため剛性が不足し、その突出部分は先端開口部 2 が支点となって容易に湾曲し、さらに体腔内組織のひだ構造や顫動運動等により、OCT プロブ 3 のシース 5 の外表面を測定対象 S の表面に当てた状態を保持して観察したり、その状態よりも測定対象 S 表面から離れた位置に OCT プロブ 3 のシース 5 の外表面を保持して観察することが困難である。

【 0 0 1 5 】

そこで、光プロブを生体組織と一定距離等に位置決めして観察することができる技術が提案されている（特許文献 7）。

【特許文献 1】特開平 6 - 1 6 5 7 8 4 号公報

【特許文献 2】特表 2 0 0 0 - 5 0 3 2 3 7 号公報

【特許文献 3】米国特許 6 9 5 0 6 9 2

【特許文献 4】特開 2 0 0 4 - 2 2 9 9 6 3 号公報

【特許文献 5】特開 2 0 0 5 - 1 6 8 9 9 0 号公報

【特許文献 6】特開 2 0 0 7 - 7 5 4 0 3 号公報

【特許文献 7】特開 2 0 0 2 - 2 6 3 0 5 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 6 】

しかしながら、上記特許文献 4 では、光プロブを生体組織（測定対象 S）と一定距離等に位置決めするために内視鏡の先端にキャップを設けるとしているが、この構成では、光プロブと生体組織（測定対象 S）との距離が光プロブを挿通させる鉗子チャンネルの内視鏡先端面での開口位置により規制されるばかりでなく、光プロブを生体組織（測定対象 S）に当接させることができない。また、このような特許文献 4 の技術では、キャップが観察（計測）中に内視鏡先端から脱落する恐れもある。

【 0 0 1 7 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、所望の観察位置を安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光し該測定対象の構造情報を得ることのできる光プロブ及び光観察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 8 】

前記目的を達成するために、請求項 1 に記載の光プロブは、先端が閉塞された筒状のシースと、前記シースの内部に設けられ前記シース長手軸に沿って配設された導光手段と、前記導光手段の出射端部側に設けられ、該出射端部から出射した光の光路を偏向させ測定対象に収束させる集光手段と、を備え、前記集光手段から出射した収束光の光軸方向と略直交する面上で該収束光を走査させると共に、前記測定対象からの光を前記集光手段を介して前記導光手段に導波する光プロブにおいて、前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材を備えて構成される。

【 0 0 1 9 】

請求項 1 に記載の光プロブでは、前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材により、所望の観察位置を安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光し該測定対象の構造情報を得ることができる。

【 0 0 2 0 】

請求項 2 に記載の光プロブは、請求項 1 に記載の光プロブであって、前記チューブ部材は、両端が開口した、少なくとも内視鏡挿入部が挿入可能な外筒であることが好ましい。

【 0 0 2 1 】

請求項 3 に記載の光プロブは、請求項 1 または 2 に記載の光プロブであって、前記シースの前記シース長手軸に直交する断面の内面形状は略台形であることが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

請求項 4 に記載の光プローブは、請求項 1 または 2 に記載の光プローブであって、前記シースの前記シース長手軸に直交する断面の内面形状は略半円形であることが好ましい。

【 0 0 2 3 】

請求項 5 に記載の光プローブは、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、少なくとも、前記集光手段は、前記シースの内部にて前記シース長手軸に直交する面内において移動可能に構成されることが好ましい。

【 0 0 2 4 】

請求項 6 に記載の光プローブは、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、前記シースは、少なくとも前記チューブ部材と結合した外側壁に対向した側面の先端位置に、前記集光手段から出射した光及び前記測定対象からの光を透過する半透明な光開口部を有して構成することができる。

10

【 0 0 2 5 】

請求項 7 に記載の光プローブは、請求項 6 に記載の光プローブであって、前記チューブ部材は前記シースと結合した外周側に対向した外周位置に膨張及び収縮可能なバルーン手段を有し、前記バルーン手段の膨張及び収縮を制御するバルーン制御手段をさらに備えて構成することができる。

【 0 0 2 6 】

請求項 8 に記載の光プローブは、請求項 6 に記載の光プローブであって、前記シースは、前記先端位置の近傍に、前記光開口部の外表面と前記測定対象の表面と間を所定距離に規制する間隙規制手段を有して構成することができる。

20

【 0 0 2 7 】

請求項 9 に記載の光プローブは、請求項 8 に記載の光プローブであって、前記間隙規制手段は、前記光開口部に隣接した側面位置に設けられた凸部であることが好ましい。

【 0 0 2 8 】

請求項 10 に記載の光プローブは、請求項 9 に記載の光プローブであって、前記凸部は、前記光開口部の前記シース長手軸前後に設けられていることが好ましい。

【 0 0 2 9 】

請求項 11 に記載の光プローブは、請求項 7 に記載の光プローブであって、前記先端位置の近傍に、前記光開口部の外表面と前記測定対象の表面と間を所定距離に規制する間隙規制手段を有して構成することができる。

30

【 0 0 3 0 】

請求項 12 に記載の光プローブは、請求項 11 に記載の光プローブであって、前記間隙規制手段は、前記光開口部に隣接した側面位置に設けられた凸部であることが好ましい。

【 0 0 3 1 】

請求項 13 に記載の光プローブは、請求項 12 に記載の光プローブであって、前記凸部は、前記光開口部の前記シース長手軸前後に設けられていることが好ましい。

【 0 0 3 2 】

請求項 14 に記載の光プローブは、請求項 12 または 13 に記載の光プローブであって、前記凸部は、膨張及び収縮可能なバルーン部材であることが好ましい。

40

【 0 0 3 3 】

請求項 15 に記載の光プローブは、請求項 14 に記載の光プローブであって、前記バルーン部材は、前記バルーン手段と一体的に形成されることが好ましい。

【 0 0 3 4 】

請求項 16 に記載の光プローブは、請求項 14 または 15 に記載の光プローブであって、前記バルーン制御手段は、前記バルーン部材の膨張及び収縮をさらに制御することが好ましい。

【 0 0 3 5 】

請求項 17 に記載の光プローブは、請求項 8 または 11 に記載の光プローブであって、前記間隙規制手段は、前記シースの先端側面位置に形成された凹部であって、前記光開口

50

部は前記凹部内に設けられることが好ましい。

【0036】

請求項18に記載の光プローブは、請求項1ないし17のいずれか1つに記載の光プローブであって、閉塞された前記シースの先端は、テーパ形状をなすことが好ましい。

【0037】

請求項19に記載の光観察装置は、体腔内の測定対象に照射する測定光を供給すると共に、該測定対象からの光に基づいて前記測定対象の断層画像を生成する光断層画像化装置と、前記測定光を前記測定対象に導波すると共に、前記測定対象からの光を前記光断層画像化装置に導波する光プローブと、を備えた光観察装置において、前記光プローブは、先端が閉塞された筒状のシースと、前記シースの内部に設けられ前記シース長手軸に沿って配設された導光手段と、前記導光手段の出射端部側に設けられ、該出射端部から出射した光の光路を偏向させ測定対象に収束させる集光手段と、少なくとも細長で可撓性を有する内視鏡挿入部が挿通可能で、前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材と、を備え、前記集光手段から出射した収束光の光軸方向と略直交する面上で該収束光を走査させると共に、前記測定対象からの光を前記集光手段を介して前記導光手段に導波するように構成される。

10

【0038】

請求項19に記載の光観察装置では、前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材により、所望の観察位置を安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光し該測定対象の構造情報を得ることができる。

20

【0039】

請求項20に記載の光観察装置は、請求項19に記載の光観察装置であって、前記チューブ部材の前記シースと結合した外周壁に対向した外周位置に設けられた膨張及び収縮可能なバルーン手段と、前記バルーン手段の膨張及び収縮を制御するバルーン制御部と、をさらに備えて構成することができる。

【0040】

請求項21に記載の光観察装置は、請求項19または20に記載の光観察装置であって、前記シースの少なくとも前記チューブ部材と結合した外側壁に対向した側面の先端位置に設けられた、前記集光手段から出射した光及び前記測定対象からの光を透過する半透明な光開口部と、前記先端位置の近傍に、前記光開口部の外表面と前記測定対象の表面と間を所定距離に規制する間隙規制手段と、をさらに有して構成することができる。

30

【0041】

請求項22に記載の光観察装置は、体腔内の測定対象に照射する測定光を供給すると共に、該測定対象からの光に基づいて前記測定対象の断層画像を生成する光断層画像化装置と、前記測定光を前記測定対象に導波すると共に、前記測定対象からの光を前記光断層画像化装置に導波する光プローブと、前記測定対象に照射する照明光を供給する光源手段と、細長で可撓性を有する挿入部を備えた、前記照明光が照射された前記測定対象を撮像する内視鏡と、前記内視鏡からの撮像信号を信号処理し、前記測定対象の内視鏡画像を生成する内視鏡プロセッサと、を備えた光観察装置において、前記光プローブは、先端が閉塞された筒状のシースと、前記シースの内部に設けられ前記シース長手軸に沿って配設された導光手段と、前記導光手段の出射端部側に設けられ、該出射端部から出射した光の光路を偏向させ測定対象に収束させる集光手段と、少なくとも前記内視鏡の前記挿入部が挿通可能で、前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材と、を備え、前記集光手段から出射した収束光の光軸方向と略直交する面上で該収束光を走査させると共に、前記測定対象からの光を前記集光手段を介して前記導光手段に導波するように構成される。

40

【0042】

請求項22に記載の光観察装置では、前記長手軸の方向に沿って、前記シースの外側壁に一体的に外周壁が結合された円筒状のチューブ部材により、所望の観察位置を安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光し該測定対象の構造情報を得ることができる。

50

【 0 0 4 3 】

請求項 2 3 に記載の光観察装置は、請求項 2 2 に記載の光観察装置であって、前記チューブ部材の前記シースと結合した外周壁に対向した外周位置に設けられた膨張及び収縮可能なバルーン手段と、前記バルーン手段の膨張及び収縮を制御するバルーン制御部と、をさらに備えて構成することができる。

【 0 0 4 4 】

請求項 2 4 に記載の光観察装置は、請求項 2 2 または 2 3 に記載の光観察装置であって、前記シースの少なくとも前記チューブ部材と結合した外側壁に対向した側面の先端位置に設けられた、前記集光手段から出射した光及び前記測定対象からの光を透過する半透明な光開口部と、前記先端位置の近傍に、前記光開口部の外表面と前記測定対象の表面と間を所定距離に規制する間隙規制手段と、をさらに有して構成することができる。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 4 5 】

以上説明したように、本発明によれば、所望の観察位置を安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光し該測定対象の構造情報を得ることができるという効果がある。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 4 6 】

以下に、添付図面を参照して、本発明を実施するための最良の形態について説明する。

【 0 0 4 7 】

第 1 の実施形態：

20

図 1 は第 1 の実施形態に係る画像診断装置を示す外観図の一例である。図 1 に示すように、本実施形態の光観察装置としての画像診断装置 1 0 は、主として内視鏡 1 0 0、内視鏡プロセッサ 2 0 0、光源手段としての光源装置 3 0 0、光断層画像化装置としての OCT プロセッサ 4 0 0、及びモニタ装置 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 4 8 】

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 4 9 】

30

手元操作部 1 1 2 には、ユニバーサルケーブル 1 1 6 が接続され、ユニバーサルケーブル 1 1 6 の先端に LG (ライトガイド) コネクタ 1 2 0 が設けられる。この LG コネクタ 1 2 0 を光源装置 3 0 0 に着脱自在に連結することによって、挿入部 1 1 4 の先端部に配設された照明光学系 (不図示) に照明光が送られる。また、LG コネクタ 1 2 0 には、ユニバーサルケーブル 1 1 6 を介して電気コネクタ 1 1 0 が接続され、電気コネクタ 1 1 0 が内視鏡プロセッサ 2 0 0 に着脱自在に連結される。これにより、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 5 0 】

なお、手元操作部 1 1 2 には、送気・送水ボタン、吸引ボタン、シャッターボタン、機能切替ボタン、一対のアングルノブ、一対のロックレバー等が設けられているが、これらの部材についての説明は省略する。

40

【 0 0 5 1 】

OCT プロブ 6 0 0 は、挿入部 6 0 2 と、術者が OCT プロブ 6 0 0 を操作するための操作部 6 0 4、及びコネクタ 4 1 0 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 5 2 】

OCT プロブ 6 0 0 の挿入部 6 0 2 は、その長手軸方向に沿って挿入部 6 0 2 のシース 6 0 2 a 外周に一体的に構成された円筒状のチューブ部材 6 1 0 が設けられており、このチューブ部材 6 1 0 は、両端が開口しており、内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 が挿通可能

50

となっている。なお、シース 6 0 2 a 及びチューブ部材 6 1 0 はそれぞれ可撓性を有する筒状の部材より構成される。

【 0 0 5 3 】

一方、内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 は、手元操作部 1 1 2 側から順に、軟性部 1 4 0、湾曲部 1 4 2、先端部 1 4 4 で構成されている。先端部 1 4 4 には、後述する観察光学系、照明光学系等が設けられている。

【 0 0 5 4 】

なお、内視鏡プロセッサ、及び光源装置の構成は公知であるので説明は省略する。また、OCTプロセッサ 4 0 0 は、例えば S S - OCT (Swept source OCT) 計測法を利用したプロセッサであり、詳細は公知であるので説明は省略する。なお、OCT計測法としては、例えば公知の T D - OCT (Time domain OCT) 計測あるいは S D - OCT (Spectral Domain OCT) の計測法でもよい。

【 0 0 5 5 】

図 2 は図 1 の OCT プローブの構成を示す図である。図 2 に示すように、OCT プローブ 6 0 0 の挿入部 6 0 2 において、挿入部 6 0 2 のシースは、先端に半球レンズからなる集光手段としての光学レンズ 6 2 8 が取り付けられた OCT 測定用の導光手段としての光ファイバ 6 2 3 を挿通する筒状の OCT 用シース部 6 2 2 と、挿入部 6 0 2 の基端側の所定の位置より先端までの間に挿入部 6 0 2 の長手軸方向に沿って挿入部 6 0 2 外周に一体的に構成された内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 を挿入するための円筒状のチューブ部材 6 1 0 とからなるダブルシース 6 0 2 a を構成している。OCT 用シース部 6 2 2 の先端 6 2 2 a は閉塞（密閉）構造となっており、体内に挿入する際に引っかからないように、テーパ構造となっている。一方、チューブ部材 6 1 0 の両端は開口となっており、内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 は矢印 B に示す方向（長手軸方向）にチューブ部材 6 1 0 内で進退可能となっており、チューブ部材 6 1 0 の先端 6 1 0 a より内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 を突出させることができるようになっている。

【 0 0 5 6 】

図 3 は図 2 の A - A 線断面を示す断面図である。図 3 に示すように、挿入部 6 0 2 の長手軸に直交する面における、OCT 用シース部 6 2 2 の断面は略台形に形成され、チューブ部材 6 1 0 の断面は略円形に形成されている。OCT 用シース部 6 2 2 の底面を平面にすることにより測定対象との当接を安定化することが可能となる。

【 0 0 5 7 】

図 4 は図 2 の A - A 線断面の第 1 の変形例を示す断面図であり、図 5 は図 2 の A - A 線断面の第 2 の変形例を示す断面図である。図 4 に示すように、挿入部 6 0 2 の長手軸に直交する面における、OCT 用シース部 6 2 2 の断面を略半円形に形成してもよい。また、図 5 に示すように、挿入部 6 0 2 の長手軸に直交する面における、OCT 用シース部 6 2 2 の断面を略台形に形成し、OCT 用シース部 6 2 2 内で矢印 C に示す方向（挿入部 6 0 2 の長手軸に直交する面における、少なくとも長手軸に平行な方向）に光学レンズ 6 2 8 を移動可能に構成してもよい。

【 0 0 5 8 】

図 6 は図 1 の OCT プローブ及び内視鏡の挿入部の先端断面を示す断面図である。図 6 に示すように、チューブ部材 6 1 0 に挿通される内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 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 等が設けられ、観察光学系 1 5 0 の奥の先端部 1 4 4 内部には固体撮像素子である C C D 1 4 0 が配設される。

【 0 0 5 9 】

観察光学系 1 5 0 で取り込まれた観察像は C C D 1 4 0 の受光面に結像されて電気信号に変換され、この電気信号が内視鏡プロセッサ 2 0 0 に出力され、映像信号に変換される。これにより、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 に観察画像が表示される（図 1 参照）。

【 0 0 6 0 】

一方、照明光学系 1 5 2 は、観察光学系 1 5 0 に隣接して設けられており、必要に応じ

10

20

30

40

50

て観察光学系 1 5 0 の両側に配置される。照明光学系 1 5 2 の奥には、ライトガイド 1 4 1 の出射端が配設され、このライトガイド 1 4 1 が挿入部 1 1 4、手元操作部 1 1 2、ユニバーサルケーブル 1 1 6 に挿通され、ライトガイド 1 4 1 の入射端が L G コネクタ 1 2 0 内に配置される。したがって、L G コネクタ 1 2 0 を光源装置 3 0 0 に連結することによって、光源装置 3 0 0 から照射された照明光がライトガイド 1 4 1 を介して照明光学系 1 5 2 に伝送され、照明光学系から前方の観察範囲に照射される（図 1 参照）。

【0061】

OCT 用シース部 6 2 2 は、少なくとも光学レンズ 6 2 8 を介した測定光 L 1 および反射光 L 3 が通過する先端側の側面の一部が、全周に渡って光を透過する材料（半透明な材料）で形成された光開口部 6 5 0 を備えている。

10

【0062】

光ファイバ 6 2 3 は、線状部材であり、OCT 用シース部 6 2 2 内に長手軸に沿って収容されており、OCT プロセッサ 4 0 0 から射出された測定光 L 1 を光学レンズ 6 2 8 まで導波するとともに、測定光 L 1 を測定対象 S に照射して光学レンズ 6 2 8 で取得した測定対象 S からの反射光 L 3 を OCT プロセッサ 4 0 0 まで導波する。

【0063】

ここで、光ファイバ 6 2 3 は、OCT プローブ 6 0 0 の操作部 6 0 4 に設けられた回転駆動部（不図示）内のロータリージョイント（不図示）等に接続されており、OCT プロセッサ 4 0 0 に光学的に接続されている。また、光ファイバ 6 2 3 は、OCT 用シース部 6 2 2 に対して回転自在な状態で配置されている。

20

【0064】

フレキシブルシャフト 6 2 4 は、光ファイバ 6 2 3 の外周に固定されている。また、光ファイバ 6 2 3 及びフレキシブルシャフト 6 2 4 は、回転駆動部（不図示）に接続され、回転駆動部（不図示）は光学レンズ 6 2 8 を OCT 用シース部 6 2 2 に対し、矢印 R 2 方向に回転させる。

【0065】

光学レンズ 6 2 8 は、光ファイバ 6 2 3 の先端に配置されており、先端部が、光ファイバ 6 2 3 から射出された測定光 L 1 を測定対象 S に対し集光するために略球状の形状で形成されている。

【0066】

30

光学レンズ 6 2 8 は、光ファイバ 6 2 3 から射出した測定光 L 1 を測定対象 S に対し照射し、測定対象 S からの反射光 L 3 を集光し光ファイバ 6 2 3 に入射する。

【0067】

固定部材 6 2 6 は、光ファイバ 6 2 3 と光学レンズ 6 2 8 との接続部の外周に配置されており、光学レンズ 6 2 8 を光ファイバ 6 2 3 の端部に固定する。

【0068】

さらに、光ファイバ 6 2 3、フレキシブルシャフト 6 2 4、固定部材 6 2 6、及び光学レンズ 6 2 8 は、回転駆動部の進退機構（不図示）により、OCT 用シース部 6 2 2 内部を矢印 S 1 方向（OCT 用シース部 6 2 2 の基端方向）、及び S 2 方向（OCT 用シース部 6 2 2 の先端方向）に移動可能に構成されている。

40

【0069】

OCT プローブ 6 0 0 は、以上のような構成であり、回転駆動部により光ファイバ 6 2 3 およびフレキシブルシャフト 6 2 4 が、図 6 中矢印 R 2 方向に回転されることで、光学レンズ 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 2 方向（OCT 用シース部 6 2 2 の周方向）に対し走査しながら照射し、戻り光 L 3 を取得する。

【0070】

本実施形態では、図 6 に示すように、まず、術者は、内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 をダブルシース 6 0 2 a のチューブ部材 6 1 0 内に挿入する。そして、術者は、内視鏡 1 0 0 で画像を見ながら、患者の体内（管腔内）に内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 を挿通したダブルシース 6 0 2 a を挿入する。術者は、体内（管腔内）にて測定対象 S である患部を内視

50

鏡画像から見つけたところで、ダブルシース602aを回転させOCT用シース部622側が測定対象Sの方に向くように調整し、測定対象SにOCT用シース部622の光開口部650を当接させる。この状態で、OCT用シース部622の内部にある光ファイバ623と光学レンズ628が回転しながら長手軸方向に移動し、2次元的な走査が行われる。OCT計測では深さ方向の情報が得られるため、結果的に測定対象Sの3次元構造のデータが取得される。

【0071】

本実施形態では、上述したように、ダブルシース602aはチューブ部材610及びOCT用シース部622より構成されるため、チューブ部材610により、ダブルシース602a全体の剛性が高まり、このダブルシース602a全体の剛性により安定して測定対象SにOCT用シース部622の光開口部650を当接させることができる。

10

【0072】

すなわち、OCTプローブ600は、所望の観察位置である測定対象Sとの当接位置を安定的に保持して測定対象Sに対して測定光を集光し測定対象Sからの光をOCTプロセッサ400に導波することで、該測定対象Sの3次元構造のデータを取得し測定対象Sの光断層像を得ることを可能とする。

【0073】

また、チューブ部材610に内視鏡100の挿入部114を挿通した状態、すなわち内視鏡観察下では、さらにOCTプローブ600ではダブルシース602aの全体の剛性が高まり、また、挿入部114の湾曲部142の湾曲操作を利用して、より測定対象Sとの当接位置を安定的に保持することもできる。

20

【0074】

尚、本実施形態では、図6に示したように、OCT用シース部622の先端622aの位置とチューブ部材610の先端610aの位置とが略同一とした例にて説明したが、これに限らない。図7は図6のOCTプローブの第1の変形例を示す図、図8は図6のOCTプローブの第2の変形例を示す図である。すなわち、図7に示すように、OCT用シース部622の先端622aの位置がチューブ部材610の先端610aよりも先端側になるようにダブルシース602aを構成してもよいし、図8に示すように、OCT用シース部622の先端622aの位置がチューブ部材610の先端610aよりも基端側になるようにダブルシース602aを構成してもよい。

30

【0075】

第2の実施形態：

第2の実施形態は第1の実施形態とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号を付し説明は省略する。

【0076】

図9は第2の実施形態に係るOCTプローブの構成を示す図である。本実施形態では、図9に示すように、OCT用シース部622の測定対象Sと当接させる位置に対向する側のチューブ部材610の側面にバルーン700が設けられ、このバルーン700を膨張/収縮させるためのバルーン制御部701が長手軸に沿ってチューブ部材610の側面内に設けられた送気路702を介してバルーン700に接続されて構成される。その他の構成は第1の実施形態と同じである。

40

【0077】

図10は図9のOCTプローブの作用を説明する第1の図であり、図11は図9のOCTプローブの作用を説明する第2の図である。

【0078】

図10に示すように、本実施形態では、第1の実施形態と同様に、まず、術者は、内視鏡100の挿入部114をダブルシース602aのチューブ部材610内に挿入する。そして、術者は、内視鏡100で画像を見ながら、患者の体内（管腔内）に内視鏡100の挿入部114を挿通したダブルシース602aを挿入する。術者は、体内（管腔内）にて測定対象Sである患部を内視鏡画像から見つけたところで、ダブルシース602aを回転

50

させＯＣＴ用シース部６２２側が測定対象Ｓの方に向くように調整し、測定対象ＳにＯＣＴ用シース部６２２の光開口部６５０を当接させる。

【００７９】

そして、本実施形態では、図１１に示すように、バルーン制御部７０１を操作しバルーン７００を膨らませてダブルシース６０２ａを管腔内壁に押し当てて、測定対象Ｓと光開口部６５０との当接部分を固定する。この状態で、ＯＣＴ用シース部６２２の内部にある光ファイバ６２３と光学レンズ６２８が回転しながら長手軸方向に移動し、２次元的な走査が行われる。ＯＣＴ計測では深さ方向の情報が得られるため、結果的に測定対象Ｓの３次元構造のデータが取得される。

【００８０】

このように本実施形態では、第１の実施形態の効果に加え、測定対象Ｓにバルーン７００で固定したまま、チューブ部材６１０に入る範囲で内視鏡を交換することができる。

【００８１】

例えば、患者の体内に挿入する際には通常観察、もしくは特殊光観察が可能な内視鏡を用い、測定対象Ｓの位置が特定できたのちに、処置具を挿入できる内視鏡に交換して、測定対象Ｓの処置をすることができる。

【００８２】

図示はしないが、例えば、肺（気管支）の末梢部の生検には、チューブ部材６１０の内径が例えば１．０mmのダブルシース６０２ａのＯＣＴプローブ６００を用いる。そして、この内径１．０mmのチューブ部材６１０に例えば直径０．８mmの細径の内視鏡１００を挿入する。この内視鏡１００には鉗子口がなく、蛍光観察用の照明光部と観察用カメラがつけられている。この内視鏡１００で観察しながら、肺（気管支）の末梢部へと挿入する。蛍光観察を併用しながら病変部らしき場所を見つけたところで、その場所をＯＣＴ測定する。ＯＣＴ測定により壁面の肥厚や変質が確認される。バルーン７００を膨らませることで、その場所にダブルシース６０２ａを留置したまま、内視鏡１００をチューブ部材６１０から引き抜く。そして、チューブ部材６１０に内視鏡１００に代わる生検鉗子を通し、ＯＣＴ測定した測定対象Ｓを生検する。これにより、高精度で病変部の生検が可能となる。

【００８３】

第３の実施形態：

第３の実施形態は第１の実施形態とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号を付し説明は省略する。

【００８４】

図１２は第３の実施形態に係るＯＣＴプローブの先端構成を示す図であり、図１３は図１２の凸部と光開口部との位置関係を示す図である。

【００８５】

本実施形態では、図１２に示すように、ＯＣＴ用シース部６２２の光開口部６５０の前後の位置（基端側位置及び先端側位置：図１３参照）に間隙規制手段としての凸部８００が形成されている。その他の構成は第１の実施形態と同じである。

【００８６】

図１２に示すように、本実施形態では、第１の実施形態と同様に、まず、術者は、内視鏡１００の挿入部１１４をダブルシース６０２ａのチューブ部材６１０内に挿入する。そして、術者は、内視鏡１００で画像を見ながら、患者の体内（管腔内）に内視鏡１００の挿入部１１４を挿通したダブルシース６０２ａを挿入する。術者は、体内（管腔内）にて測定対象Ｓである患部を内視鏡画像から見つけたところで、ダブルシース６０２ａを回転させＯＣＴ用シース部６２２側が測定対象Ｓの方に向くように調整し、測定対象ＳにＯＣＴ用シース部６２２の光開口部６５０を押し付ける。光開口部６５０は凸部８００のために測定対象Ｓからは、所望の観察位置である例えば１mm浮いた状態になる。この状態で、ＯＣＴ用シース部６２２の内部にある光ファイバ６２３と光学レンズ６２８が回転しながら長手軸方向に移動し、２次元的な走査が行われる。ＯＣＴ計測では深さ方向の情報が

10

20

30

40

50

得られるため、結果的に測定対象 S の 3 次元構造のデータが取得される。

【 0 0 8 7 】

このように本実施形態では、第 1 の実施形態の効果に加え、間隙規制手段としての凸部 8 0 0 により光開口部 6 5 0 と測定対象 S との距離を所定距離に規制して間隙を確保し所望の観察位置から計測することができるので、第 1 の実施形態が測定対象 S の深層部分の 3 次元構造のデータを取得したのに対して、本実施形態では例えば測定対象 S の表層部分の 3 次元構造のデータが取得できる。すなわち、本実施形態では間隙規制手段としての凸部 8 0 0 の高さに基づいた所望の観察位置から計測し、測定対象 S の所望の深さの層部分の 3 次元構造のデータが取得できる。

【 0 0 8 8 】

図 1 4 は図 1 3 の凸部と光開口部との位置関係の変形例を示す図である。本実施形態においては、凸部 8 0 0 を光開口部 6 5 0 の前後の位置に設けるとしたが（図 1 3 参照）、これに限らず、図 1 4 に示すように、光開口部 6 5 0 を囲うように口字形状に凸部 8 0 0 を形成してもよい。

【 0 0 8 9 】

図 1 5 は図 1 2 の OCT プローブの先端構成の第 1 の変形例を示す図である。本実施形態においても、第 1 の変形例として、第 2 の実施形態のように、図 1 5 に示すように、バルーン 7 0 0 を設けてもよい。

【 0 0 9 0 】

図 1 6 は図 1 2 の OCT プローブの先端構成の第 2 の変形例を示す図である。本実施形態においては、第 2 の変形例として、図 1 6 に示すように、バルーン 7 0 0 に加え、凸部 8 0 0 をバルーン 8 1 0 , 8 1 1 により構成してもよく、バルーン制御部 7 0 1 を操作しバルーン 7 0 0 , 8 1 0 , 8 1 1 を膨らませてダブルシース 6 0 2 a を固定することができる。この場合、まず、バルーン 7 0 0 及び測定対象 S の先に先端側の第 1 のバルーン 8 1 0 を膨張させダブルシース 6 0 2 a を固定する。そして、ダブルシース 6 0 2 a を測定対象 S に対して押し込むことで、測定対象 S 付近をしっかりと伸ばす。測定対象 S 付近伸ばした所で、基端側の第 2 のバルーン 8 1 1 を膨らませて固定する。これにより、測定対象 S 周辺がたるんでいる場合に測定対象 S がバルーン 8 1 0 , 8 1 1 の間に入り込むことを防ぐことができる。

【 0 0 9 1 】

図 1 7 は図 1 2 の OCT プローブの先端構成の第 3 の変形例を示す図であり、図 1 8 は図 1 7 の凸部と光開口部との位置関係を示す図である。本実施形態においては、第 3 の変形例として、図 1 7 に示すように、バルーン 7 0 0 , 8 1 0 , 8 1 1 の代わりに 2 本のリング状のバルーン 8 2 0 , 8 2 1 を光開口部 6 5 0 の前後に位置に設け（図 1 8 参照）、バルーン制御部 7 0 1 を操作しバルーン 8 2 0 , 8 2 1 を膨らませてダブルシース 6 0 2 a を固定するようにしても、上記第 2 の変形例（図 1 6 参照）と同様な作用効果を得ることができる。

【 0 0 9 2 】

第 4 の実施形態：

第 4 の実施形態は第 1 の実施形態とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 9 3 】

図 1 9 は第 4 の実施形態に係る OCT プローブの先端構成を示す図であり、図 2 0 は図 1 9 の凹部と光開口部との位置関係を示す図である。

【 0 0 9 4 】

本実施形態では、図 1 9 に示すように、OCT 用シース部 6 2 2 の光開口部 6 5 0 の周囲を切りかいて間隙規制手段としての凹部 9 0 0 が形成されている。その他の構成は第 1 の実施形態と同じである。

【 0 0 9 5 】

図 1 9 に示すように、本実施形態では、第 1 の実施形態と同様に、まず、術者は、内視

10

20

30

40

50

鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 をダブルシース 6 0 2 a のチューブ部材 6 1 0 内に挿入する。そして、術者は、内視鏡 1 0 0 で画像を見ながら、患者の体内に内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 を挿通したダブルシース 6 0 2 a を挿入する。術者は、測定対象 S である患部を内視鏡画像から見つけたところで、ダブルシース 6 0 2 a を回転させ O C T 用シース部 6 2 2 側が測定対象 S の方に向くように調整し、測定対象 S に O C T 用シース部 6 2 2 の光開口部 6 5 0 を押し付ける。光開口部 6 5 0 は凹部 9 0 0 のために測定対象 S からは、例えば 1 mm 浮いた状態になる。この状態で、O C T 用シース部 6 2 2 の内部にある光ファイバ 6 2 3 と光学レンズ 6 2 8 が回転しながら長手軸方向に移動し、2 次元的な走査が行われる。O C T 計測では深さ方向の情報が得られるため、結果的に測定対象 S の 3 次元構造のデータが取得される。

10

【 0 0 9 6 】

このように本実施形態では、第 1 の実施形態の効果に加え、間隙規制手段としての凹部 9 0 0 により光開口部 6 5 0 と測定対象 S との距離を所定距離に規制して間隙を確保することができるので、第 1 の実施形態が測定対象 S の深層部分の 3 次元構造のデータが取得したのに対して、本実施形態では、第 3 の実施形態と同様に、例えば測定対象 S の表層部分の 3 次元構造のデータが取得できる。すなわち、本実施形態では間隙規制手段としての凹部 9 0 0 の深さに基づいて、測定対象 S の所望の深さの層部分の 3 次元構造のデータが取得できる。

【 0 0 9 7 】

なお、本実施の形態においても、図示はしないが、第 2 の実施形態のようにバルーン 7 0 0 を設けてもよい。

20

【 0 0 9 8 】

図 2 1 は第 1 ないし第 4 の実施形態におけるチューブ部材の変形例の構成を示す図である。上記各実施形態のチューブ部材 6 1 0 においては、図 2 1 に示すように、先端部に開閉可能なミラー部 9 5 0 を配置するとより望ましい。この場合、体内に挿入する時や通常の内視鏡観察時は開としておき、ミラー部 9 5 0 が前方の観察に邪魔にならないようにする。O C T 測定前に測定対象 S に O C T 用シース部 6 2 2 の光開口部 6 5 0 を押しつける時にはミラー部 9 5 0 を閉とする。ミラー部 9 5 0 を閉とすると、内視鏡前方に 4 5 度の角度でミラー部 9 5 0 が覆い被さる。そのため、光開口部 6 5 0 のあるチューブ部材 6 1 0 下面が観察可能となり、測定場所に位置あわせや観察に便利である。また、光開口部 6 5 0 のある領域のごく近傍のチューブ部材 6 1 0 に、内視鏡観察するための開口があいていてもよい。

30

【 0 0 9 9 】

なお、上記各実施形態における走査は、ファイバを回転させるラジアルスキャン型の例のみ開示しているが、これに限るものではなく、図 2 2 ないし図 2 5 に示すように構成してもよい。

【 0 1 0 0 】

図 2 2 は、プローブ先端に偏向素子 9 7 1 とそれを回転させるモータ 9 7 2 を備えた構成である。この構成による走査は、モータ 9 7 2 が回転すると、偏向素子 9 7 1 によりビームがラジアルスキャンされる。

40

【 0 1 0 1 】

図 2 3 及び図 2 4 は、光ファイバ 6 2 3 の先端に一体的にコリメートレンズ 9 7 5 を設け、光ファイバ 6 2 3 先端近くにピエゾ素子 9 7 6 が取り付けられた構成である。図 2 3 は光ファイバ 6 2 3 をチューブ部材 6 1 0 側から見た図であり、図 2 4 は図 2 3 の側面図である。この構成による走査は、ピエゾ素子 9 7 6 により光ファイバ 6 2 3 を左右方向 K に振るリニアスキャン型であり、電気信号によりピエゾ素子 9 7 6 が変形すると、それに伴い光ファイバ 6 2 3 先端が左右方向 K に振動する。この結果、偏向素子 9 7 1 を介してビームが光ファイバ 6 2 3 の光軸に対して垂直な方向に走査される。

【 0 1 0 2 】

図 2 5 は、小型のマイクミラー 9 8 0 を内蔵するリニアスキャン型である。偏向素子 9

50

7 1 を介した光ファイバ 6 2 3 からのビームが、マイクロミラー 9 8 0 を振動させることで、線形に走査される。図 2 5 では光ファイバ 6 2 3 の光軸と平行な方向に振動させているが、振動方向はこれに限らない。

【 0 1 0 3 】

なお、上記各実施形態では、光開口部 6 5 0 を半透明な材質により構成するとしたが、シース 6 0 2 a 及びチューブ部材 6 1 0 からなる OCT プロブ 6 0 0 全体を半透明な材質により構成してもよい。

【 0 1 0 4 】

以上、本発明の OCT プロブ及び光観察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。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 5 】

【図 1】第 1 の実施形態に係る画像診断装置を示す外観図

【図 2】図 1 の OCT プロブの構成を示す図

【図 3】図 2 の A - A 線断面を示す断面図

【図 4】図 2 の A - A 線断面の第 1 の変形例を示す断面図

【図 5】図 2 の A - A 線断面の第 2 の変形例を示す断面図

【図 6】図 1 の OCT プロブ及び内視鏡の挿入部の先端断面を示す断面図

【図 7】図 6 の OCT プロブの第 1 の変形例を示す図

【図 8】図 6 の OCT プロブの第 2 の変形例を示す図

【図 9】第 2 の実施形態に係る OCT プロブの構成を示す図

【図 10】図 9 の OCT プロブの作用を説明する第 1 の図

【図 11】図 9 の OCT プロブの作用を説明する第 2 の図

【図 12】第 3 の実施形態に係る OCT プロブの先端構成を示す図

【図 13】図 12 の凸部と光開口部との位置関係を示す図

【図 14】図 13 の凸部と光開口部との位置関係の変形例を示す図

【図 15】図 12 の OCT プロブの先端構成の第 1 の変形例を示す図

【図 16】図 12 の OCT プロブの先端構成の第 2 の変形例を示す図

【図 17】図 12 の OCT プロブの先端構成の第 3 の変形例を示す図

【図 18】図 17 の凸部と光開口部との位置関係を示す図

【図 19】第 4 の実施形態に係る OCT プロブの先端構成を示す図

【図 20】図 19 の凹部と光開口部との位置関係

【図 21】第 1 ないし第 4 の実施形態におけるチューブ部材の変形例の構成を示す図

【図 22】第 1 ないし第 4 の実施形態における OCT プロブの第 1 の変形例の構成を示す図

【図 23】第 1 ないし第 4 の実施形態における OCT プロブの第 2 の変形例の構成を示す図

【図 24】図 2 3 の側面図

【図 25】第 1 ないし第 4 の実施形態における OCT プロブの第 3 の変形例の構成を示す図

【図 26】内視鏡の鉗子チャンネルの先端開口部から導出された OCT プロブを用いて断層画像を得る様子を示す図

【符号の説明】

【 0 1 0 6 】

1 0 ... 画像診断装置、1 0 0 ... 内視鏡、1 1 4 , 6 0 2 ... 挿入部、2 0 0 ... 内視鏡プロセッサ、2 3 0 ... 画像合成部、3 0 0 ... 光源装置、4 0 0 ... OCT プロセッサ、5 0 0 ... モニタ装置、6 0 0 ... OCT プロブ、6 0 2 a ... ダブルシース、6 1 0 ... チューブ部材、6 2 2 ... OCT 用シース部、6 2 3 ... 光ファイバ、6 2 8 ... 光学レンズ、6 5 0 ... 光開口部、7 0 0 ... バルーン、8 0 0 ... 凸部

10

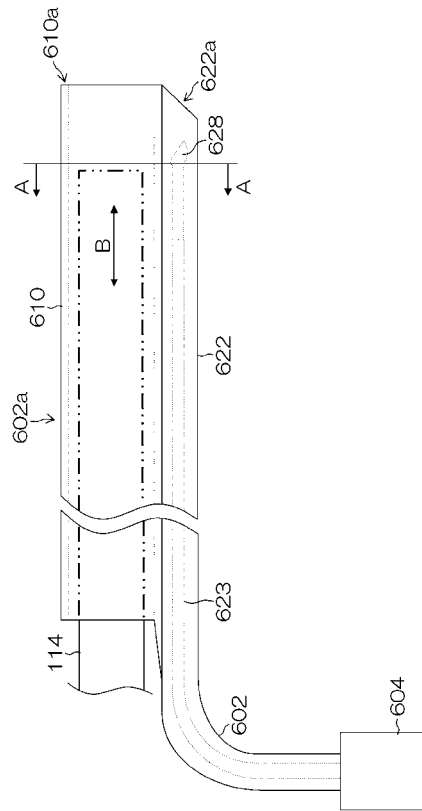
20

30

40

50

【 図 2 】



【 図 5 】

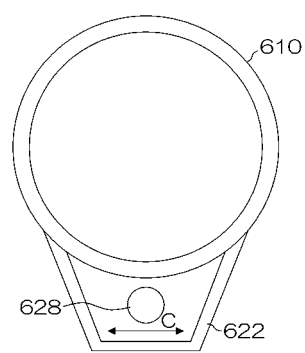
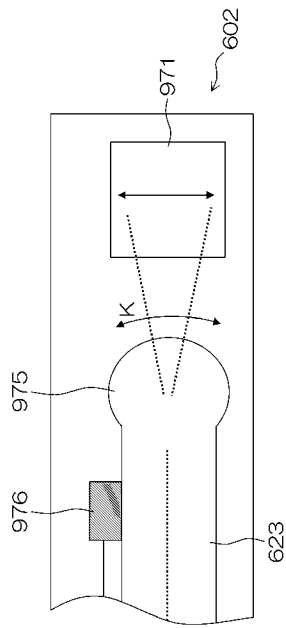
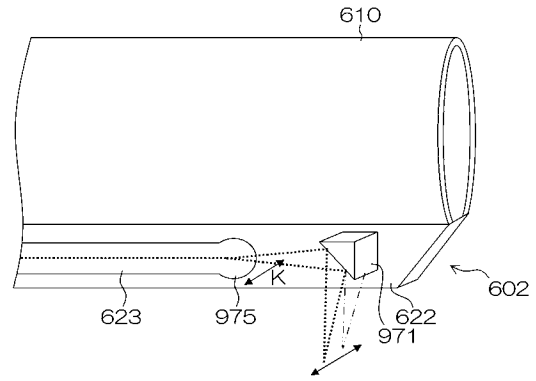


FIG. 10 is a top view of a circular component 610. The component has a central circular feature 628 and a surrounding ring 622.

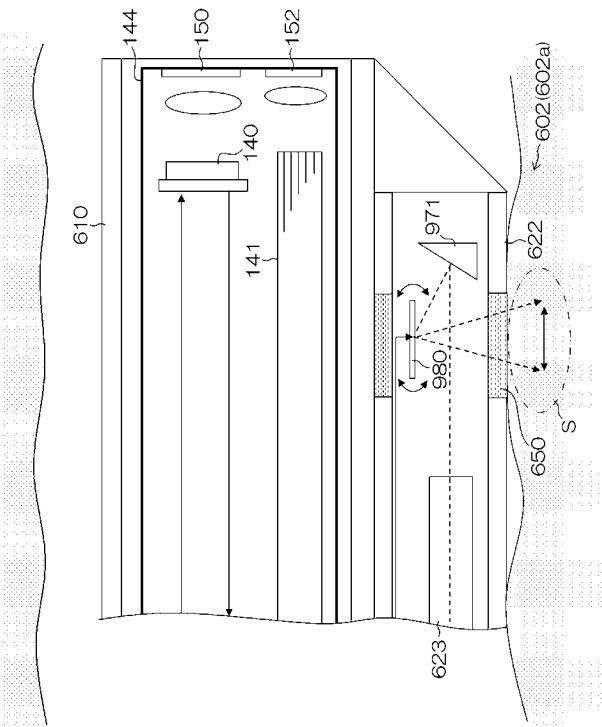
【図 2 3】



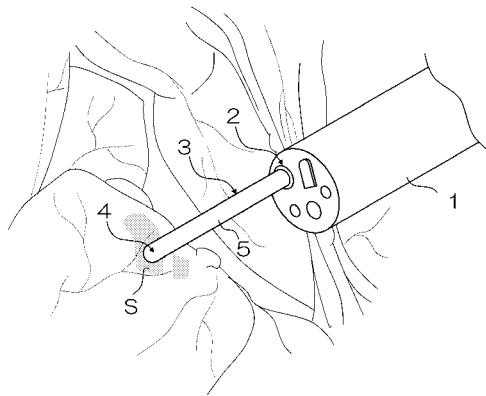
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



专利名称(译)	光学探头和光学观察装置		
公开(公告)号	JP2010142422A	公开(公告)日	2010-07-01
申请号	JP2008322842	申请日	2008-12-18
[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	寺村友一		
发明人	寺村 友一		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/17		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/00082 A61B1/00096 A61B1/00101 A61B1/00135 A61B5/0066 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/17.620 A61B1/00.320.C A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/FF02 2G059/FF06 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/KK04 4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/DD04 4C061/FF21 4C061/GG25 4C061/HH51 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C061/LL08 4C061/MM10 4C061/WW04 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/DD04 4C161/FF21 4C161/GG25 4C161/HH51 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C161/LL08 4C161/MM10 4C161/WW04		

摘要(译)

要解决的问题：为了稳定地保持期望的观察位置，将测量光聚焦在测量对象上并获得测量对象的结构信息。 解决方案：在OCT探针600的插入部分602中，插入部分602的护套具有管状OCT护套部分，通过该OCT护套部分插入OCT测量光纤623，该光纤623具有由在其尖端附接的半球形透镜制成的光学透镜628插入部分602的插入部分602和插入部分114的插入部分114沿着插入部分602的纵向轴线方向一体地形成在插入部分602的近端侧上的预定位置和其远端之间。并且用于插入的圆柱形管状构件610构成双护套602a。 .The

