

(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2010-142496

(P2010-142496A)

(43) 公開日 平成22年7月1日(2010.7.1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A61B 1/00 300B

テーマコード (参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-324605 (P2008-324605)

(22) 出願日 平成20年12月19日 (2008.12.19)

(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 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) 4C061 BB08 FF36 GG22

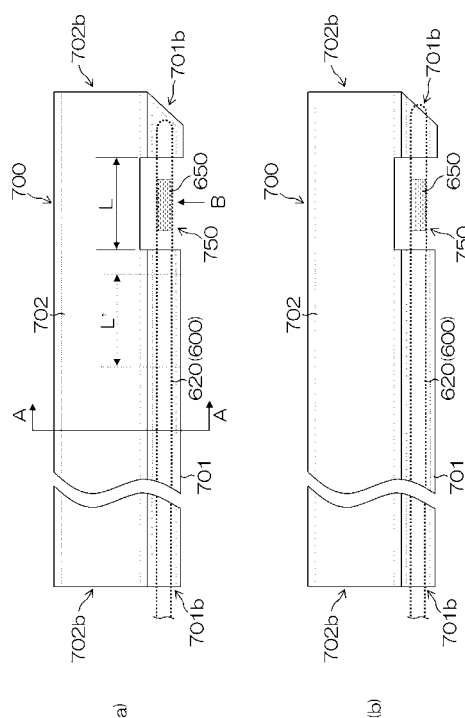
(54) 【発明の名称】 光プローブ用オーバーチューブ

(57) 【要約】

【課題】光プローブを所望の観察位置に安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光させる。

【解決手段】オーバーチューブ７００は、光プローブ用チューブ７０１及び内視鏡用チューブ７０２により構成される。光プローブ用チューブ７０１は、先端７０１ａは閉塞され、基端７０１ｂは開口されている。また、内視鏡用チューブ７０２は、光プローブ用チューブ７０１の外壁に、オーバーチューブ７００の長手軸に沿って外周が一体的に結合された円筒状部材から構成され、その先端７０２ａ及び基端７０２ｂは開口されている。光プローブ用チューブ７０１は、ＯＣＴプローブ６００のキャップ６２２の先端を閉塞した先端内面に当接させた際に、ＯＣＴプローブ６００の光開口部６５０が位置する領域を少なくとも含む所定領域Ｄの外壁全周を切り欠いて開口した測定光Ｌ１及び反射光Ｌ３を入出射する光入出射窓７５０が形成されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも径方向に測定光を照射する光照射手段を先端部内に有する細長な挿入部を備えた光プローブを挿入するための筒状の第 1 の挿通路と、

基端及び先端が開口し、前記第 1 の挿通路の長手軸に沿って前記第 1 の挿通路と一体的に結合された筒状の第 2 の挿通路と、

を備え、

前記第 1 の挿通路の長手軸に沿った先端側の所定位置を含む所定領域に、前記第 1 の挿通路の外壁部分を切り欠いて外部に開口し、かつ前記第 1 の挿通路と前記第 2 の挿通路とを連通させた光入出射窓を形成した

ことを特徴とする光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 2】

前記第 1 の挿通路は、基端が開口し先端が閉塞され、

前記所定位置は、前記光プローブが挿入されて該光プローブの先端が前記第 1 の挿通路の閉塞された先端内面に当接した際の、前記光照射手段の前記測定光の照射位置、あるいは該照射位置より前記第 1 の挿通路の長手軸に沿った基端側位置である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 3】

前記第 2 の挿通路は、その外周壁が前記長手軸に沿って前記第 1 の挿通路の外側壁に一体的に結合されて形成され、

前記光入出射窓は、前記所定領域の前記第 1 の挿通路の外壁全周部分を切り欠いて開口して形成される

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用オーバーチューブ。

【請求項 4】

前記第 2 の挿通路は、少なくとも内視鏡挿入部が挿入可能な内視鏡外筒である

ことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 5】

前記第 1 の挿通路の前記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 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 6】

前記第 1 の挿通路の前記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 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 7】

前記第 1 の挿通路及び前記第 2 の挿通路は層構造をなし、前記第 1 の挿通路は、前記第 2 の挿通路の外層に形成される

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用オーバーチューブ。

【請求項 8】

前記第 1 の挿通路及び前記第 2 の挿通路は、中心軸を略同軸とした 2 層構造の略円筒形状をなす

ことを特徴とする請求項 7 に記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 9】

前記第 1 の挿通路の前記長手軸に直交する断面形状は、前記第 2 の挿通路の外周に沿った長穴形状である

ことを特徴とする請求項 7 に記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 10】

前記第 1 の挿通路は、前記光入出射窓の近傍の外表面に凸部を有する

ことを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 つに記載の光プローブ用オーバーチューブ。

10

20

30

40

50

ープ。

【請求項 1 1】

前記第 2 の挿通路は、前記光入出射窓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 1 ないし 9 のいずれか 1 つに記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 1 2】

前記第 2 の挿通路は、前記光入出射窓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

10

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 1 3】

前記凸部は、膨張及び収縮可能なバルーン部である

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 1 4】

前記バルーン部は、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 1 3 に記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 1 5】

前記バルーン制御手段は、前記バルーン部の膨張及び収縮をさらに制御する

20

ことを特徴とする請求項 1 3 または 1 4 に記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 1 6】

前記第 1 の挿通路の先端内面に一端が固定され、前記長手軸に沿って前記第 1 の挿通路内に設けられたガイドワイヤをさらに備えた

ことを特徴とする請求項 1 ないし 1 5 のいずれか 1 つに記載の光プローブ用オーバーチューブ。

【請求項 1 7】

閉塞された前記第 1 の挿通路の先端は、テーパ形状をなす

ことを特徴とする請求項 1 ないし 1 6 のいずれか 1 つに記載の光プローブ用オーバーチューブ。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は光プローブを挿通する光プローブ用オーバーチューブに関する。

【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。

40

【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

50

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。

【 0 0 0 5 】

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。

【 0 0 0 6 】

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。

10

【 0 0 0 7 】

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 次元的あるいは 3 次元的な光断層画像を取得することができる。

【 0 0 0 8 】

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 $10\ \mu\text{m}$ 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。

20

【 0 0 0 9 】

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 2）。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。

【 0 0 1 0 】

また、バルーンの取り付けられた OCT プローブが開示されている（特許文献 3）。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。

30

【 0 0 1 1 】

また、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の保持することが困難となる。

【 0 0 1 2 】

図 18 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 18 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。

40

【 0 0 1 3 】

この場合、例えば、先端開口部 2 から突出させた細長な OCT プローブ 3 では、OCT プローブ 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 プローブ 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 プローブ 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 4 】

そこで、光プロー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 4）。

【特許文献 1】特開平 6 - 1 6 5 7 8 4 号公報

50

【特許文献2】特開2005-168990号公報

【特許文献3】特開2007-75403号公報

【特許文献4】特開2002-263055号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

しかしながら、上記特許文献4では、光プローブを生体組織（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、光プローブと生体組織（測定対象S）との距離が光プロー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制約され、所望の観察位置を保持した計測ができないといった問題がある。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。

10

【0016】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、光プローブを所望の観察位置に安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光させることのできる光プローブ用オーバーチューブ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】

【0017】

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用オーバーチューブは、少なくとも径方向に測定光を照射する光照射手段を先端部内に有する細長な挿入部を備えた光プローブを挿入するための筒状の第1の挿通路と、基端及び先端が開口し、前記第1の挿通路の長手軸に沿って前記第1の挿通路と一体的に結合された筒状の第2の挿通路と、を備え、前記第1の挿通路の長手軸に沿った先端側の所定位置を含む所定領域にて、前記第1の挿通路の外壁部分を切り欠いて外部に開口し、かつ前記第1の挿通路と前記第2の挿通路とを連通させた光入出射窓を形成して構成される。

20

【0018】

請求項1に記載の光プローブ用オーバーチューブでは、前記光入出射窓が前記第1の挿通路の長手軸に沿った先端側の所定位置を含む所定領域に、前記第1の挿通路の外壁部分を切り欠いて外部に開口し、かつ前記第1の挿通路と前記第2の挿通路とを連通させて構成されるので、光プローブを所望の観察位置に安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光させることができる。

30

【0019】

請求項2に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第1の挿通路は、基端が開口し先端が閉塞され、前記所定位置は、前記光プローブが挿入されて該光プローブの先端が前記第1の挿通路の閉塞された先端内面に当接した際の、前記光照射手段の前記測定光の照射位置、あるいは該照射位置より前記第1の挿通路の長手軸に沿った基端側位置であることが好ましい。

【0020】

請求項3に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1または2に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第2の挿通路は、その外周壁が前記長手軸に沿って前記第1の挿通路の外側壁に一体的に結合されて形成され、前記光入出射窓は、前記所定領域の前記第1の挿通路の外壁全周部分を切り欠いて開口して形成されることが好ましい。

40

【0021】

請求項4に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1ないし3のいずれか1つに記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第2の挿通路は、少なくとも内視鏡挿入部が挿入可能な内視鏡外筒であることが好ましい。

【0022】

請求項5に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1ないし4のいずれか1つに記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第1の挿通路の前記長手軸に直交

50

する断面の内面形状は略台形であることが好ましい。

【0023】

請求項6に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1ないし4のいずれか1つに記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第1の挿通路の前記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。

【0024】

請求項7に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1または2に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第1の挿通路及び前記第2の挿通路は層構造をなし、前記第1の挿通路は、前記第2の挿通路の外層に形成されることが好ましい。

【0025】

請求項8に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項7に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第1の挿通路及び前記第2の挿通路は、中心軸を略同軸とした2層構造の略円筒形状をなすことが好ましい。

【0026】

請求項9に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項7に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第1の挿通路の前記長手軸に直交する断面形状は、前記第2の挿通路の外周に沿った長穴形状であることが好ましい。

【0027】

請求項10に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1ないし9のいずれか1つに記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第1の挿通路は、前記光入出射窓の近傍の外表面に凸部を有することが好ましい。

【0028】

請求項11に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1ないし9のいずれか1つに記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第2の挿通路は、前記光入出射窓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ることが好ましい。

【0029】

請求項12に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項10に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第2の挿通路は、前記光入出射窓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ることが好ましい。

【0030】

請求項13に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項12に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記凸部は、膨張及び収縮可能なバルーン部であることが好ましい。

【0031】

請求項14に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項13に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記バルーン部は、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。

【0032】

請求項15に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項13または14に記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記バルーン制御手段は、前記バルーン部の膨張及び収縮をさらに制御することが好ましい。

【0033】

請求項16に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1ないし15のいずれか1つに記載の光プローブ用オーバーチューブであって、前記第1の挿通路の先端内面に一端が固定され、前記長手軸に沿って前記第1の挿通路内に設けられたガイドワイヤをさらに備えることが好ましい。

【0034】

請求項17に記載の光プローブ用オーバーチューブは、請求項1ないし16のいずれか

10

20

30

40

50

１つに記載の光プローブ用オーバーチューブであって、閉塞された前記第１の挿通路の先端は、テーパ形状をなすことが好ましい。

【発明の効果】

【００３５】

以上説明したように、本発明によれば、光プローブを所望の観察位置に安定的に保持して測定対象に対して測定光を集光させ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】

【００３６】

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。

【００３７】

第１の実施形態：

図１は第１の実施形態に係る画像診断装置を示す外觀図の一例である。図１に示すように、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、ＯＣＴプロセッサ４００、及びモニタ装置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。

【００３８】

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。

【００３９】

手元操作部１１２には、ユニバーサルケーブル１１６が接続され、ユニバーサルケーブル１１６の先端にＬＧ（ライトガイド）コネクタ１２０が設けられる。このＬＧコネクタ１２０を光源装置３００に着脱自在に連結することによって、挿入部１１４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１２０には、ユニバーサルケーブル１１６を介して電気コネクタ１１０が接続され、電気コネクタ１１０が内視鏡プロセッサ２００に着脱自在に連結される。これにより、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。

【００４０】

なお、手元操作部１１２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、一对のアングルノブ、一对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。

【００４１】

ＯＣＴプローブ６００は、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。

【００４２】

一方、内視鏡１００の挿入部１１４は、手元操作部１１２側から順に、軟性部１４０、湾曲部１４２、先端部１４４で構成されている。先端部１４４には、図示はしないが、観察光学系、照明光学系等が設けられており、照明光学系から体腔内に照明光が出射され、体腔内の像が観察光学系の基端側に設けられている固体撮像素子である、例えばＣＣＤにより撮像され、その撮像信号が内視鏡プロセッサ２００に出力されるようになっている。

【００４３】

なお、内視鏡プロセッサ２００、及び光源装置３００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４００は、例えばＳＳ－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ＴＤ－ＯＣＴ（Time domain OCT）計測あるいはＳＤ－ＯＣＴ（Spectral Domain OCT）の計測法でもよい。

【００４４】

本実施形態では、ＯＣＴプローブ６００の挿入部６０２は、光プローブ用オーバーチュ

10

20

30

40

50

ープ（以下、オーバーチューブと略記する）７００の第１の挿通路である光プローブ用チューブ７０１に挿通され、また、内視鏡１００の挿入部１１４は、オーバーチューブ７００の第２の挿通路である内視鏡用チューブ７０２に挿通される。

【００４５】

図２は図１のＯＣＴプローブの挿入部の先端断面を示す断面図である。このＯＣＴプローブ６００の挿入部６０２の先端部は、プローブ外筒６２０と、キャップ６２２と、光ファイバ６２３と、フレキシブルシャフト６２４と、固定部材６２６と、光学レンズ６２８とを有している。

【００４６】

プローブ外筒（シース）６２０は、可撓性を有する筒状の部材であり、少なくとも光学レンズ６２８を介した測定光Ｌ１および反射光Ｌ３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６５０を備えている。

10

【００４７】

キャップ６２２は、プローブ外筒６２０の先端に設けられ、プローブ外筒（シース）６２０の先端を閉塞している。

【００４８】

光ファイバ６２３は、線状部材であり、プローブ外筒（シース）６２０内に長手軸に沿って収容されており、ＯＣＴプロセッサ４００から射出された測定光Ｌ１を光学レンズ６２８まで導波するとともに、測定光Ｌ１を測定対象Ｓに照射して光学レンズ６２８で取得した測定対象Ｓからの反射光Ｌ３をＯＣＴプロセッサ４００まで導波する。

20

【００４９】

ここで、光ファイバ６２３は、ＯＣＴプローブ６００の操作部６０４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４００に光学的に接続されている。また、光ファイバ６２３は、プローブ外筒（シース）６２０に対して回転自在な状態で配置されている。

【００５０】

フレキシブルシャフト６２４は、光ファイバ６２３の外周に固定されている。また、光ファイバ６２３及びフレキシブルシャフト６２４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６２８をプローブ外筒（シース）６２０に対し、矢印

30

【００５１】

光学レンズ６２８は、光ファイバ６２３の先端に配置されており、先端部が、光ファイバ６２３から射出された測定光Ｌ１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。

【００５２】

光学レンズ６２８は、光ファイバ６２３から射出した測定光Ｌ１を測定対象Ｓに対し照射し、測定対象Ｓからの反射光Ｌ３を集光し光ファイバ６２３に入射する。

【００５３】

固定部材６２６は、光ファイバ６２３と光学レンズ６２８との接続部の外周に配置されており、光学レンズ６２８を光ファイバ６２３の端部に固定する。

40

【００５４】

さらに、光ファイバ６２３、フレキシブルシャフト６２４、固定部材６２６、及び光学レンズ６２８は、回転駆動部の進退機構（不図示）により、プローブ外筒（シース）６２０内部を矢印Ｓ１方向（ＯＣＴ用シース部６２２の基端方向）、及びＳ２方向（ＯＣＴ用シース部６２２の先端方向）に移動可能に構成されている。

【００５５】

ＯＣＴプローブ６００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６２３およびフレキシブルシャフト６２４が、図２中矢印Ｒ２方向に回転されることで、光学レンズ６２８から射出される測定光Ｌ１を測定対象Ｓに対し、矢印Ｒ２方向（プローブ外

50

筒（シース）６２０の周方向）に対し走査しながら照射し、反射光Ｌ３を取得する。

【００５６】

図３（ａ）、（ｂ）は図１のオーバーチューブの構成を示す長手軸方向の断面図であり、図４は図３（ａ）の矢印Ｂから見た矢視図である。図３（ａ）に示すように、オーバーチューブ７００は、光プローブ用チューブ７０１及び内視鏡用チューブ７０２により構成される。光プローブ用チューブ７０１は、細長で筒状部材であって、その先端７０１ａは閉塞され、基端７０１ｂは開口されている。また、内視鏡用チューブ７０２は、光プローブ用チューブ７０１の外壁に、オーバーチューブ７００の長手軸に沿って外周が一体的に結合された円筒状部材から構成され、その先端７０２ａ及び基端７０２ｂは開口されている。

10

【００５７】

詳細には、光プローブ用チューブ７０１の先端７０１ａ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、内視鏡用チューブ７０２の両端は開口となっており、内視鏡１００の挿入部１１４は内視鏡用チューブ７０２内で進退可能となっており、内視鏡用チューブ７０２の先端７０２ａより内視鏡１００の挿入部１１４を突出させることができるようになっている。

【００５８】

なお、光プローブ用チューブ７０１の先端７０１ａを閉塞した構成としているが、これに限らず、図３（ｂ）に示すように、光プローブ用チューブ７０１の先端７０１ａを開口した構成としてもよい。

20

【００５９】

光プローブ用チューブ７０１は、ＯＣＴプローブ６００のキャップ６２２の先端を閉塞した先端内面に当接させた際に、ＯＣＴプローブ６００の光開口部６５０が測定光を照射する照射位置を少なくとも含む所定領域Ｌの外壁全周を切り欠いて開口した測定光Ｌ１及び反射光Ｌ３を入出射する光入出射窓７５０が形成されている。すなわち、光入出射窓７５０は、光プローブ用チューブ７０１においては外部に開口し、かつ光プローブ用チューブ７０１と内視鏡用チューブ７０２とを連通させる。

【００６０】

このように、光プローブ用チューブ７０１及び内視鏡用チューブ７０２は、この光入出射窓７５０において連通しており、光入出射窓７５０では、図４に示すように、光プローブ用チューブ７０１の側面から光開口部６５０を含むプローブ外筒（シース）６２０、及び内視鏡用チューブ７０２の内面を見ることができるようになっている。

30

【００６１】

この結果、内視鏡用チューブ７０２に内視鏡１００の挿入部１１４が挿通された際には、この内視鏡１００により内視鏡用チューブ７０２の内側から光入出射窓７５０を介して測定対象Ｓが撮像可能となっている。

【００６２】

なお、光入出射窓７５０は、ＯＣＴプローブ６００のキャップ６２２の先端を閉塞した先端内面に当接させた際に、ＯＣＴプローブ６００の光開口部６５０が測定光を照射する照射位置を少なくとも含む所定領域Ｌに設けるとしたが、これに限らず、上記の照射位置（ＯＣＴプローブ６００のキャップ６２２の先端を閉塞した先端内面に当接させた際に、ＯＣＴプローブ６００の光開口部６５０が測定光を照射する位置）よりも基端側位置に所定領域Ｌ'（図３（ａ）参照）を設定し、光入出射窓７５０を形成するようにしてもよい。この場合、光入出射窓７５０の位置はオーバーチューブ７００の長手軸上にて一意的に決まるので、ＯＣＴプローブ６００の光開口部６５０がこの位置に配置されるように、ＯＣＴプローブ６００の光プローブ用チューブ７０１への挿入量を調整すればよい。図３（ｂ）に示すように構成した場合（先端７０１ａを開口した構成の場合）も、同様に光入出射窓７５０の位置を設定すればよい。

40

【００６３】

図５は図３のＡ－Ａ線断面を示す断面図である。図５に示すように、オーバーチューブ

50

700の長手軸に直交する面における、光プローブ用チューブ701の断面は略台形に形成され、内視鏡用チューブ702の断面は略円形に形成されている。光プローブ用チューブ701の底面を平面にすることにより測定対象Sとの当接を安定化することが可能となる。

【0064】

このように構成された本実施形態では、まず、術者は、OCTプローブ600の挿入部602を光プローブ用チューブ701に挿入すると共に、内視鏡100の挿入部114をオーバーチューブ700の内視鏡用チューブ702内に挿入する。そして、術者は、内視鏡100で画像を見ながら、OCTプローブ600の挿入部602及び内視鏡100の挿入部114を挿通したオーバーチューブ700を患者の体内（管腔内）に挿入する。

10

【0065】

図6は体腔内での図2のオーバーチューブの配置例を示す図である。図6に示すように、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、オーバーチューブ700を回転させ光入出射窓750側が測定対象Sの方に向くように調整し、測定対象Sに光プローブ用チューブ701の外壁を当接させる。この状態で、OCTプローブ600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（図2参照）。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。

【0066】

本実施形態では、上述したように、オーバーチューブ700は光プローブ用チューブ701及び内視鏡用チューブ702より構成されるため、オーバーチューブ700全体の剛性が高まり、このオーバーチューブ700全体の剛性により安定して測定対象Sに光入出射窓750側の光プローブ用チューブ701の外壁を当接させることができる。

20

【0067】

すなわち、オーバーチューブ700は、光開口部650と測定対象Sとの間隙を所定の間隙D（図6参照）に安定的に保持した所望の観察位置より、測定対象Sに対して測定光を集光させることができ、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。

【0068】

また、内視鏡用チューブ702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、さらにオーバーチューブ700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、より光プローブ用チューブ701の外壁と測定対象Sとの当接位置を安定的に保持することもできる。

30

【0069】

図7は図3の内視鏡用チューブに挿入した内視鏡が撮像した内視鏡用チューブからの光入出射窓の画像の一例を示す図である。本実施形態では、内視鏡100の先端面を内視鏡用チューブ702内で光入出射窓750よりも基端側に配置することで、図7に示すように、内視鏡用チューブ702に挿入した内視鏡100により光入出射窓750を介して、光プローブ用チューブ701に挿入したOCTプローブ600及びその下にある測定対象Sの内視鏡画像790を得ることができ、OCT計測を行う部位である測定対象Sに光開口部650を、内視鏡100で観察しながら合わせられる。また、内視鏡100の鉗子チャンネル（不図示）に処置具（不図示）を挿通させ、該処置具（不図示）を光入出射窓750を介して測定対象Sにアプローチさせることも可能であり、容易かつ確実にOCT計測した測定対象Sを生検、あるいは治療することができる。

40

【0070】

図8は図3のA-A線断面の変形例を示す断面図である。図8に示すように、オーバーチューブ700の長手軸に直交する面における、光プローブ用チューブ701の断面を略半円形に形成してもよい。

【0071】

50

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。

【 0 0 7 2 】

図 9 は第 2 の実施形態に係るオーバーチューブの構成を示す図であり、図 10 は図 9 の凸部と光入出射窓との位置関係を示す図である。

【 0 0 7 3 】

本実施形態では、図 9 に示すように、オーバーチューブ 700 の光入出射窓 750 の前後の位置（基端側位置及び先端側位置：図 10 参照）に例えば高さが Δd 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。

10

【 0 0 7 4 】

図 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、OCT プロブ 600 の挿入部 602 を光プロブ用チューブ 701 に挿入すると共に、内視鏡 100 の挿入部 114 をオーバーチューブ 700 の内視鏡用チューブ 702 内に挿入する。そして、術者は、内視鏡 100 で画像を見ながら、OCT プロブ 600 の挿入部 602 及び内視鏡 100 の挿入部 114 を挿通したオーバーチューブ 700 を患者の体内（管腔内）に挿入する。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、オーバーチューブ 700 を回転させ光入出射窓 750 側が測定対象 S の方に向くように調整し、測定対象 S に光プロブ用チューブ 701 の外壁を押し付ける。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、例えば光開口部 650 と光プロブ用チューブ 701 の外壁までの距離を D とした場合、 $D + \Delta d$ だけ浮いた状態に位置することになる。この状態で、OCT プロブ 600 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。

20

【 0 0 7 5 】

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、凸部 800 により光開口部 650 と測定対象 S との距離（間隙）を所望の距離（ $D + \Delta d$ ）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 の比較的深い層部分の 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 のより表層部分の 3 次元構造のデータが取得できる。すなわち、本実施形態では凸部 800 の高さ Δd 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。また、本実施形態ではこの凸部 800 により、測定対象 S の表面を潰すことなく OCT 計測することができる。

30

【 0 0 7 6 】

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。

【 0 0 7 7 】

図 11 は第 3 の実施形態に係るオーバーチューブの構成を示す図である。本実施形態では、図 11 に示すように、オーバーチューブ 700 の測定対象 S と当接させる位置に対向する側の内視鏡用チューブ 702 の側面にバルーン 900 が設けられ、このバルーン 900 を膨張 / 収縮させるためのバルーン制御手段であるバルーン制御装置 901 が長手軸に沿って内視鏡用チューブ 702 の側面内に設けられた送気路 902 を介してバルーン 900 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

【 0 0 7 8 】

図 11 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、OCT プロブ 600 の挿入部 602 を光プロブ用チューブ 701 に挿入すると共に、内視鏡 100 の挿入部 114 をオーバーチューブ 700 の内視鏡用チューブ 702 内に挿入する。そして、術者は、内視鏡 100 で画像を見ながら、OCT プロブ 600 の挿入部 6

50

０２及び内視鏡１００の挿入部１１４を挿通したオーバーチューブ７００を患者の体内（管腔内）に挿入する。

【００７９】

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、オーバーチューブ７００を回転させ光入出射窓７５０側が測定対象Ｓの方に向くように調整し、測定対象Ｓに光プローブ用チューブ７０１の外壁を当接させる。

【００８０】

そして、本実施形態では、バルーン制御装置９０１を操作しバルーン９００を膨らませてオーバーチューブ７００を管腔内壁に押し当てて、測定対象Ｓと光プローブ用チューブ７０１の外壁との当接部分を固定する。この状態で、ＯＣＴプローブ６００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。

【００８１】

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、オーバーチューブ７００を測定対象Ｓにバルーン９００で固定したまま、内視鏡用チューブ７０２に入る範囲で内視鏡を交換することができる。

【００８２】

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。

【００８３】

図示はしないが、例えば、肺（気管支）の末梢部の生検には、内視鏡用チューブ７０２の内径が例えば１．０ｍｍのオーバーチューブ７００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。この内視鏡用チューブ７０２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变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９００を膨らませることで、その場所にオーバーチューブ７００を留置したまま、内視鏡１００を内視鏡用チューブ７０２から引き抜く。そして、内視鏡用チューブ７０２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、高精度で病变部の生検が可能となる。なお、内視鏡用チューブ７０２には内視鏡１００を残し、光プローブ用チューブ７０１にＯＣＴプローブ６００の代わりに生検鉗子を通してよい。

【００８４】

なお、本実施形態においても、図示はしないが、第２の実施形態と同様に、オーバーチューブ７００の光入出射窓７５０の前後の位置に凸部８００を形成してオーバーチューブ７００を構成してもよく、この場合、第２の実施形態と同様な作用・効果を得ることができる。

【００８５】

図１２は図１１のオーバーチューブの第１の変形例の構成を示す図である。図１２に示すように、凸部８００をバルーン８１０、８１１により構成してもよく、バルーン制御装置９０１を操作しバルーン９００、８１０、８１１を膨らませてオーバーチューブ７００を固定することができる。この場合、まず、バルーン９００及び測定対象Ｓの先に先端側の第１のバルーン８１０を膨張させオーバーチューブ７００を固定する。そして、オーバーチューブ７００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８１１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８１０、８１１の間に入り込むことを防ぐことができる。

【００８６】

図 1 3 は図 1 1 のオーバーチューブの第 2 の変形例の構成を示す図である。本実施形態においては、図 1 3 に示すように、バルーン 9 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 を光入出射窓 7 5 0 の前後に位置に設け、バルーン制御部 9 0 1 を操作しバルーン 8 2 0 , 8 2 1 を膨らませてオーバーチューブ 7 0 0 を固定するようにしてもよく、上記第 1 の変形例 (図 1 2 参照) と同様な作用・効果を得ることができる。

【 0 0 8 7 】

なお、上記各実施形態では、オーバーチューブ 7 0 0 を光プローブ用チューブ 7 0 1 と、この光プローブ用チューブ 7 0 1 の外壁に、オーバーチューブ 7 0 0 の長手軸に沿って外周が一体的に結合された内視鏡用チューブ 7 0 2 とから構成する (図 3 及び図 5 参照) としたが、これに限らない。

10

【 0 0 8 8 】

図 1 4 は本発明に係るオーバーチューブの変形例 1 の構成を示す断面図であり、図 1 5 は本発明に係るオーバーチューブの変形例 2 の構成を示す断面図である。

【 0 0 8 9 】

例えば、オーバーチューブ 7 0 0 の長手軸に直交する面において、図 1 4 に示すように、内視鏡用チューブ 7 0 2 の内層とし、内視鏡用チューブ 7 0 2 の外層に断面形状を内視鏡用チューブ 7 0 2 の外周に沿った長穴形状とした光プローブ用チューブ 7 0 1 を形成した層構造のオーバーチューブ 7 0 0 としてもよい。ここで、この光プローブ用チューブ 7 0 1 内で OCT プローブ 6 0 0 を図 1 4 中矢印 C のように、オーバーチューブ 7 0 0 の長手軸に直交する面においてスライドさせることのできるスライド機構を設けることが好ましい。OCT プローブ 6 0 0 をスライドさせることで、より広範囲な OCT 計測が可能となる。なお、この場合も、光プローブ用チューブ 7 0 1 においては外部に開口し、かつ光プローブ用チューブ 7 0 1 と内視鏡用チューブ 7 0 2 とを連通させる光入出射窓 7 5 0 が形成されている。

20

【 0 0 9 0 】

また、オーバーチューブ 7 0 0 の長手軸に直交する面において、図 1 5 に示すように、内視鏡用チューブ 7 0 2 の内層とし、内視鏡用チューブ 7 0 2 の中心軸を略中心軸とした同軸層の光プローブ用チューブ 7 0 1 を形成した 2 層構造のオーバーチューブ 7 0 0 としてもよい。この場合も、この光プローブ用チューブ 7 0 1 内で OCT プローブ 6 0 0 を図 1 4 中矢印 C のように、オーバーチューブ 7 0 0 の長手軸に直交する面においてスライドさせることのできるスライド機構を設けることが好ましい。OCT プローブ 6 0 0 をスライドさせることで、より広範囲な OCT 計測が可能となる。なお、2 層構造を保持するために光プローブ用チューブ 7 0 1 内には層構造保持部 9 3 0 が所定の位置に形成されている。また、この場合も、光プローブ用チューブ 7 0 1 においては外部に開口し、かつ光プローブ用チューブ 7 0 1 と内視鏡用チューブ 7 0 2 とを連通させる光入出射窓 7 5 0 が形成されている。

30

【 0 0 9 1 】

図 1 6 は本発明に係る光プローブ用チューブの変形例の構成を示す図である。上記各実施形態においては、図 1 6 に示すように、光プローブ用チューブ 7 0 1 の先端内面に一端が固定されたガイドワイヤ 9 4 0 をオーバーチューブ 7 0 0 の長手軸に沿って光プローブ用チューブ 7 0 1 内に配設することが好ましい。このガイドワイヤ 9 4 0 をガイドに OCT プローブ 6 0 0 を光プローブ用チューブ 7 0 1 内に挿通することで、OCT プローブ 6 0 0 が光入出射窓 7 5 0 に引っかかることなく、OCT プローブ 6 0 0 の先端を光プローブ用チューブ 7 0 1 の先端内面に当接させることが可能となる。

40

【 0 0 9 2 】

図 1 7 は第 1 ないし第 3 の実施形態における内視鏡用チューブの変形例の構成を示す図である。上記各実施形態の内視鏡用チューブ 7 0 2 においては、図 1 7 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

50

ようにする。ＯＣＴ測定前に測定対象Ｓにオーバーチューブ７００を押しつける時にはミラー部９５０を閉とする。ミラー部９５０を閉とすると、内視鏡前方に４５度の角度でミラー部９５０が覆い被さる。そのため、光入出射窓７５０を介して内視鏡用チューブ７０２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。

【００９３】

以上、本発明の光プローブ用オーバーチューブ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】

【００９４】

10

【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プローブの挿入部の先端断面を示す断面図

【図３】図１のオーバーチューブの構成を示す長手軸方向の断面図

【図４】図３の矢印Ｂから見た矢視図

【図５】図３のＡ－Ａ線断面を示す断面図

【図６】体腔内での図２のオーバーチューブの配置例を示す図

【図７】図３の内視鏡用チューブに挿入した内視鏡が撮像した内視鏡用チューブからの光入出射窓の画像の一例を示す図

【図８】図３のＡ－Ａ線断面の変形例を示す断面図

【図９】第２の実施形態に係るオーバーチューブの構成を示す図

20

【図１０】図９の凸部と光入出射窓との位置関係を示す図

【図１１】第３の実施形態に係るオーバーチューブの構成を示す図

【図１２】図１１のオーバーチューブの第１の変形例の構成を示す図

【図１３】図１１のオーバーチューブの第２の変形例の構成を示す図

【図１４】本発明に係るオーバーチューブの変形例１の構成を示す断面図

【図１５】本発明に係るオーバーチューブの変形例２の構成を示す断面図

【図１６】本発明に係る光プローブ用チューブの変形例の構成を示す図

【図１７】第１ないし第３の実施形態における内視鏡用チューブの変形例の構成を示す図

【図１８】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

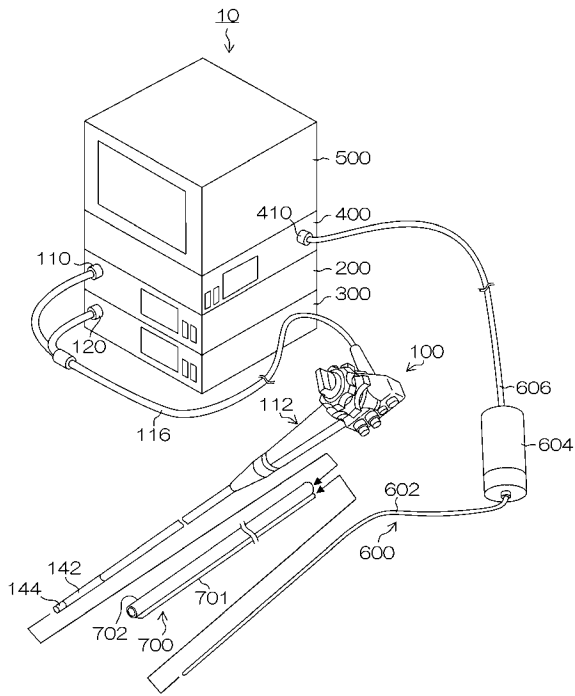
30

【符号の説明】

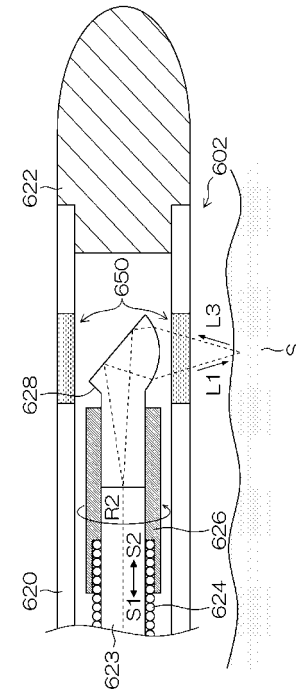
【００９５】

１０…画像診断装置、１００…内視鏡、１１４，６０２…挿入部、２００…内視鏡プロセッサ、２３０…画像合成部、３００…光源装置、４００…ＯＣＴプロセッサ、５００…モニタ装置、６００…ＯＣＴプローブ、６２３…光ファイバ、６２８…光学レンズ、６５０…光開口部、７００…オーバーチューブ、７０１…光プローブ用チューブ ７０２…内視鏡用チューブ、７５０…光入出射窓

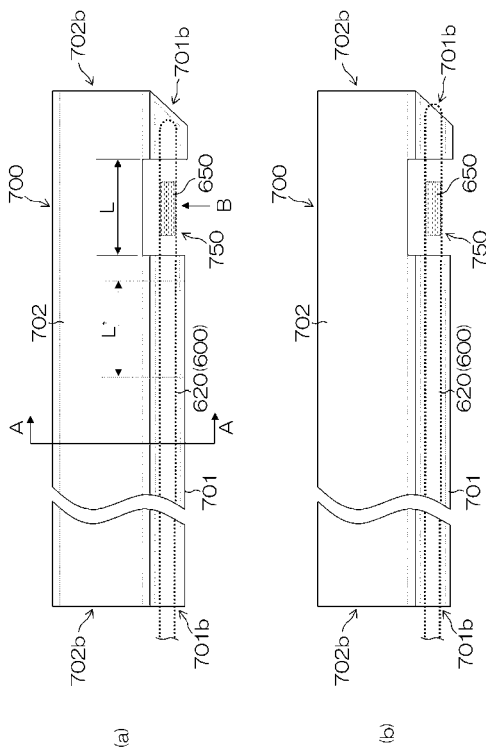
【図 1】



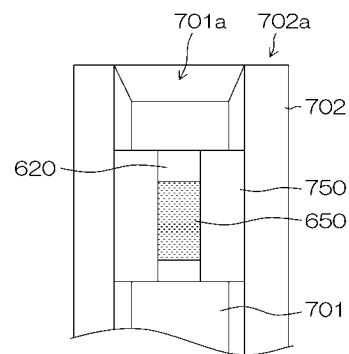
【図 2】



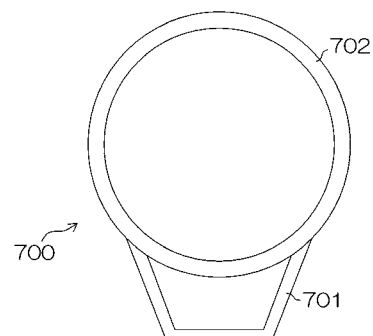
【図 3】



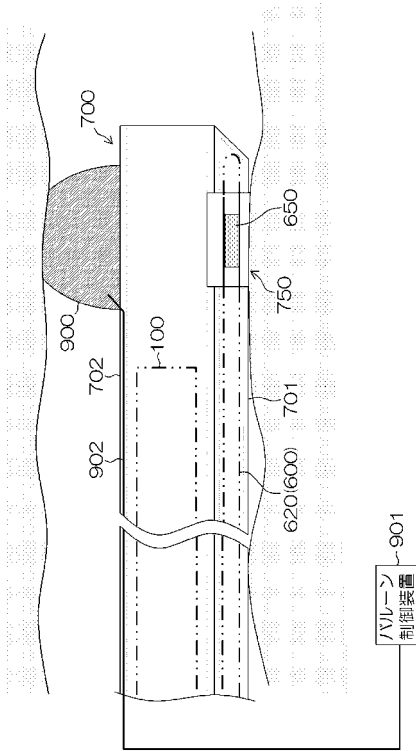
【図 4】



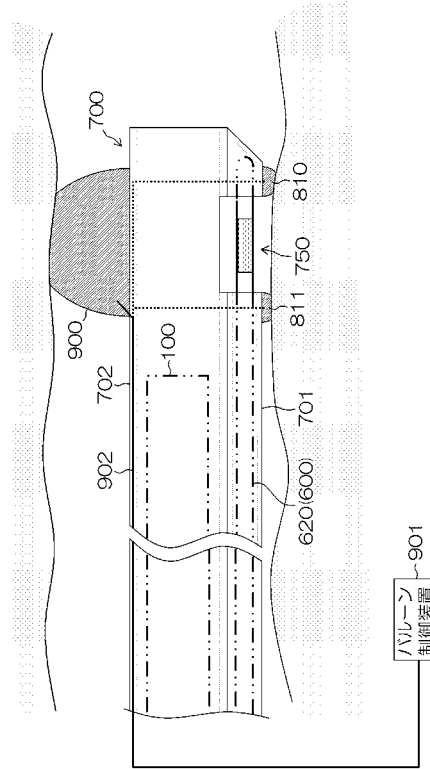
【図 5】



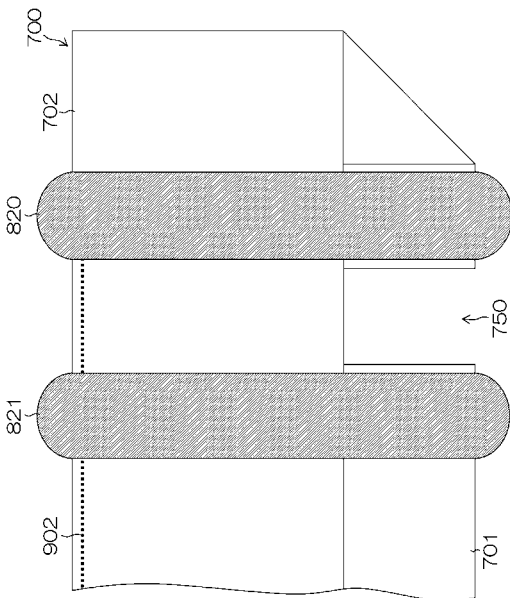
【図 1 1】



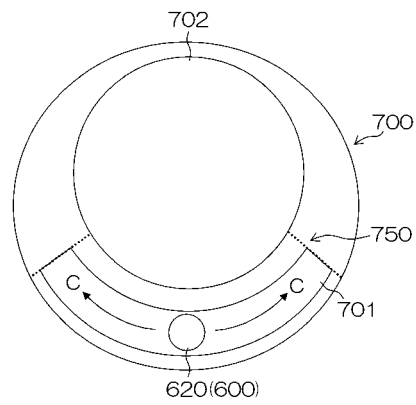
【図 1 2】



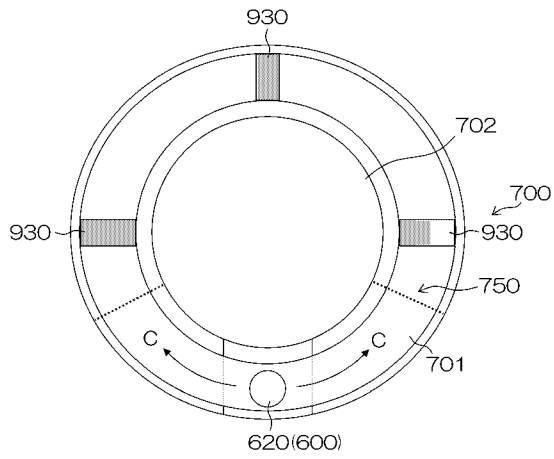
【図 1 3】



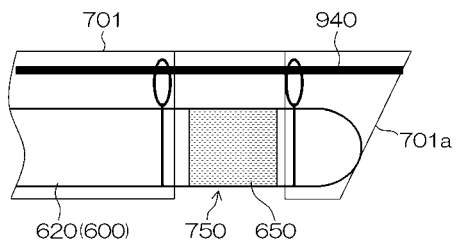
【図 1 4】



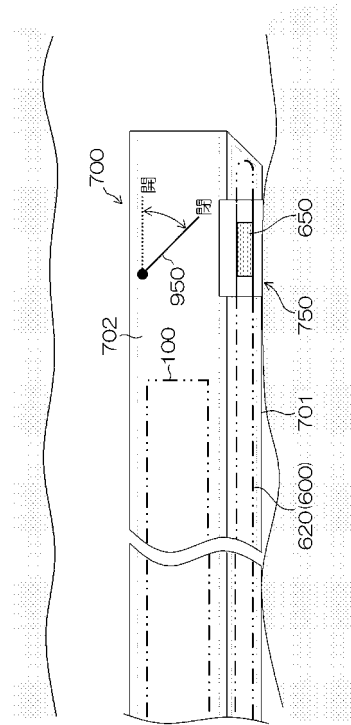
【図 15】



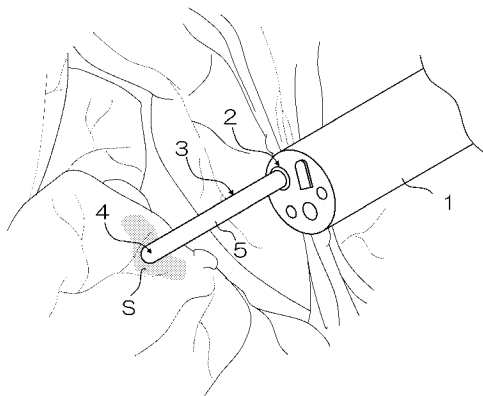
【図 16】



【図 17】



【図 18】



专利名称(译)	用于光学探头的Overtube		
公开(公告)号	JP2010142496A	公开(公告)日	2010-07-01
申请号	JP2008324605	申请日	2008-12-19
[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		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/01.511 A61B1/01.512 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/FF36 4C061/GG22 4C161/BB08 4C161/FF36 4C161/GG22		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：将光学探头稳定地保持在所需的观察位置，并将测量光聚焦在测量对象上。解决方案：该外套管700包括用于光学探针的管701和用于内窥镜的管702。用于光学探针的管701的远端701a是闭合的，并且近端701b是打开的。用于内窥镜的管702由圆柱形构件构成，该圆柱形构件的外周沿着外套管700的纵向轴线一体地连接到用于光学探针的管701的外壁，并且其远端702a和近端702b是敞开的。用于光学探针的管701形成有用于进入/发射测量光L1的光进/出窗口750和通过对包括至少一个的预定区域D的外壁整个圆周进行切口而打开的反射光L3。当OCT探针600的帽622的远端与闭合的远端面接触时，OCT探针600的光开口650位于该区域。

