

(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2020-36884

(P2020-36884A)

(43) 公開日 令和2年3月12日(2020.3.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/005 (2006.01)	A 6 1 B 1/005 5 1 1	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 2 1	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2019-153903 (P2019-153903)	(71) 出願人	516096313 株式会社OKファイバーテクノロジー 茨城県水戸市見和三丁目571-1
(22) 出願日	令和1年8月26日(2019.8.26)	(71) 出願人	390000996 株式会社ハイレックスコーポレーション 兵庫県宝塚市栄町一丁目12番28号
(31) 優先権主張番号	特願2018-160883 (P2018-160883)	(74) 代理人	110001896 特許業務法人朝日奈特許事務所
(32) 優先日	平成30年8月29日(2018.8.29)	(72) 発明者	岡 潔 茨城県水戸市見和三丁目571-1 株式 会社OKファイバーテクノロジー 社内
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)	(72) 発明者	皆川 佐知子 茨城県水戸市見和三丁目571-1 株式 会社OKファイバーテクノロジー 社内

最終頁に続く

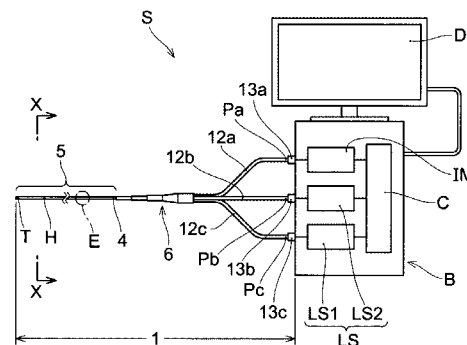
(54) 【発明の名称】 挿入性の良いファイバースコープ

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の径が大きくなり、目的部位までの経路に柔軟に対応することができ、かつ、目的部位までの内視鏡の操作時に、内視鏡の先端の位置合わせが容易な内視鏡を提供することを目的とする。

【解決手段】内視鏡は、長尺の外筒2と、外筒2の内側に設けられた光学素子ユニット3とを備え、外筒2は、軟質樹脂により構成された内層21と、内層21の外側に設けられた補強層22と、補強層22を被覆する軟質樹脂により構成された外層23とを有し、光学素子ユニット3は、画像伝送用の画像伝送部31と、レーザー伝送部32と、内層21の内面21a、画像伝送部31の外周面31a、およびレーザー伝送部32の外周面32aの間の空間を埋める照明用ファイバーバンドル33とを備えている。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端部および基端部を有し、観察対象の内腔に挿入される長尺の外筒と、前記外筒の内側に設けられた光学素子ユニットとを備えた可撓性長尺部材を有し、
前記可撓性長尺部材は先端部と基端部との間に設けた把持部を有し、前記先端部と前記把持部の間に設けた中間部を有し、
前記把持部に前記可撓性長尺部材の軸周り方向に回転力と押込み力を加えることにより、前記中間部を介して前記先端部に押込み力と回転力が伝達され、前記先端部が方向づけられる内視鏡であって、
前記外筒は、可撓性を有する樹脂を主として含む外層と、前記外層の内側に設けられた補強層とを有し、
前記光学素子ユニットは、画像伝送用の画像伝送部と、レーザー伝送部と、照明用ファイバーバンドルとを備えており、
前記可撓性長尺部材は、形状を維持しつつ前記内腔の分岐から目的の分岐を選択し前記先端部を位置合わせできる剛性と、目的の分岐の経路に沿った湾曲ができる可撓性を有している、内視鏡。

10

【請求項 2】

前記可撓性長尺部材は、観察対象の内腔に挿入される部位の外径が 0.5 ~ 2.5 mm である請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3】

20

前記可撓性長尺部材の先端部に接続されて湾曲状態とする剛性を有するワイヤと、前記ワイヤに接続して手元側の操作で前記先端部の湾曲状態を変更可能な手元操作部とを有していない、請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記剛性と前記可撓性とは、前記補強層と前記光学素子ユニットの少なくともいずれかの前記剛性または前記可撓性に起因することにより有する請求項 1 記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明はファイバースコープに関する。

30

【背景技術】**【0002】**

例えば、ファイバースコープを内視鏡として用いた癌治療において、レーザー光を患部に照射するレーザー治療が行われている。このレーザー治療においては、内視鏡の先端を、体内の内腔の複数の分岐箇所などを経由して目的部位まで移動させて、レーザー光を照射する。例えば、特許文献 1 では、内視鏡の基端側に設けられた手元操作部を操作することにより、分岐箇所において内視鏡を湾曲操作して、内視鏡を目的部位まで移動させやすくしている。

【先行技術文献】**【特許文献】**

40

【0003】

【特許文献 1】特開 2015 - 062532 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかし、特許文献 1 のように手元操作部を有する内視鏡の場合、手元操作部（内視鏡の基端側）から内視鏡の先端まで、ワイヤ等の操作部材の通路を設ける必要がある。その場合、操作部材の通路を設けるスペースの分、内視鏡の径が大きくなってしまふ。また、内視鏡をガイドワイヤに沿って案内する構造の場合は、ガイドワイヤ挿通用のチャンネルを内視鏡に設ける必要があるため、内視鏡の径が大きくなる。

50

【 0 0 0 5 】

内視鏡の先端を手元操作部やガイドワイヤによって操作できない場合、内視鏡の軸周り方向への回転や、軸方向への押し込みなどの施術者の手技により、内視鏡の先端を目的部位に向かって移動させる。この場合、内視鏡の先端など、内視鏡の内腔への挿入部が柔軟である場合、三次元的に曲がりくねった目的部位までの経路の形状に内視鏡を追従することが容易となる。しかしながら、内視鏡の挿入部が柔軟である場合、目的部位までの分岐箇所において、内視鏡の先端の位置合せが困難となる。

【 0 0 0 6 】

そこで、本発明はかかる問題点に鑑みて、内視鏡の径が大きくなり、形状を維持しつつ内腔の分岐から目的の分岐を選択し先端部を位置合わせでき、目的の分岐の経路に沿った湾曲ができる内視鏡を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

先端部および基端部を有し、観察対象の内腔に挿入される長尺の外筒と、前記外筒の内側に設けられた光学素子ユニットとを備えた可撓性長尺部材を有し、前記可撓性長尺部材は先端部と基端部との間に設けた把持部を有し、前記先端部と前記把持部の間に設けた中間部を有し、前記把持部に前記可撓性長尺部材の軸周り方向に回転力と押し込み力を加えることにより、前記中間部を介して前記先端部に押し込み力と回転力が伝達され、前記先端部が方向づけられる内視鏡であって、前記外筒は、可撓性を有する樹脂を主として含む外層と、前記外層の内側に設けられた補強層とを有し、前記光学素子ユニットは、画像伝送用の画像伝送部と、レーザー伝送部と、照明用ファイバーバンドルとを備えており、前記可撓性長尺部材は、形状を維持しつつ前記内腔の分岐から目的の分岐を選択し前記先端部を位置合わせできる剛性と、目的の分岐の経路に沿った湾曲ができる可撓性とを有している。

20

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡によれば、内視鏡の径が大きくなり、形状を維持しつつ内腔の分岐から目的の分岐を選択し先端部を位置合わせでき、目的の分岐の経路に沿った湾曲ができる。

【図面の簡単な説明】

30

【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の一実施形態の内視鏡を含む、内視鏡システムの一例を示す概略図である。

【図 2】図 1 における X - X 断面である。

【図 3】図 1 の外筒の内部構造を示す、図 1 における領域 E の拡大図である。

【図 4】本発明の一実施形態の内視鏡の先端が、肺の細気管支まで導入された状態を示す概略図である。

【図 5】本発明の一実施形態の内視鏡の先端が、腫瘍細胞の位置まで到達した状態を示す概略図である。

【図 6】本発明の一実施形態の内視鏡の先端が、腫瘍細胞の位置まで到達した状態を示す、図 5 とは別の概略図である。

40

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照し、本発明の一実施形態の内視鏡を説明する。なお、以下に示す実施形態はあくまで一例であり、本発明の内視鏡は、以下の実施形態に限定されるものではない。

【 0 0 1 1 】

図 1 は、本発明の一実施形態の内視鏡を含む、内視鏡システム S の一例を示す概略図である。内視鏡システム S は、内視鏡を用いた患者の検査および / または治療を行う際に用いられ、図 1 に示されるように、内視鏡と、システム本体 B とを備えている。

50

【 0 0 1 2 】

内視鏡として用いられる可撓性長尺部材 1 は、患者等の内腔に挿入され、患部や検査部位などの観察部位である目的部位に可撓性長尺部材 1 の先端 T を到達させることにより、患者の目的部位に対する検査および / または治療を行う。可撓性長尺部材 1 は、図 1 および図 2 に示されるように、先端部 T および基端部 P を有し、内腔に挿入される長尺部材本体部 H を有する。可撓性長尺部材 1 は、長尺の外筒 2 と、外筒 2 の内側に設けられた光学素子ユニット 3 とを備えている。光学素子ユニット 3 は、画像伝送用の画像伝送部 3 1 と、レーザー伝送部 3 2 と、照明用ファイバーバンドル 3 3 とを備えている。詳細は後述するが、可撓性長尺部材 1 が内腔に挿入された後、照明用ファイバーバンドル 3 3 からの光によって観察対象の目的部位が照らされ、画像伝送部 3 1 によって内腔の画像が伝送されて目的部位の状態が確認可能となる。レーザー伝送部 3 2 から照射されるレーザー光によってレーザー治療が行われる。内視鏡によるレーザー治療としては、例えば、焼灼治療、光線力学的治療 (P h o t o d y n a m i c T h e r a p y : P D T) などのレーザー治療が挙げられる。なお、本明細書における内視鏡は、外筒 2 が柔軟に変形する樹脂を主として含み、補強層 2 2 を有し、外筒 2 の先端部 T の変形は手元操作で行われずに、内腔の形状に沿った湾曲に変形する。可撓性長尺部材 1 は、用途が特に限定されないが、本実施形態では、肺末梢部 (細気管支、呼吸細気管支など) まで挿入される肺の検査および / または治療用の内視鏡である。また、本発明とは別の実施形態として、レーザー伝送部 3 2 を用いず、光学素子ユニット 3 を、画像伝送部 3 1 と照明用ファイバーバンドル 3 3 とにより構成してもよい。レーザー伝送部 3 2 が内視鏡に構成される場合は、レーザー治療を行うことができる。

【 0 0 1 3 】

可撓性長尺部材 1 の全体形状は後述する作用効果を奏するものであれば特に限定されない。本実施形態では、可撓性長尺部材 1 は、図 1 に示されるように、内腔に挿入される。可撓性長尺部材 1 は、長尺部材本体部 H と、長尺部材本体部 H に接続する分岐部 6 から分岐する 3 つの第 1 ~ 第 3 チューブ 1 2 a、1 2 b、1 2 c と、3 つの第 1 ~ 第 3 チューブ 1 2 a、1 2 b、1 2 c の端部に設けられた可撓性長尺部材 1 の基端部 P a、P b、P c と、基端部 P a、P b、P c にそれぞれ設けられ、システム本体 B に接続される第 1 ~ 第 3 コネクタ 1 3 a、1 3 b、1 3 c と、を備えている。基端部 P a、P b、P c については、総称して、基端部 P と称する。第 1 ~ 第 3 チューブ 1 2 a、1 2 b、1 2 c と、第 1 ~ 第 3 コネクタ 1 3 a、1 3 b、1 3 c とについては、第 1 ~ 第 3 コネクタ 1 3 a、1 3 b、1 3 c を一体とした一体型コネクタを用いてもよく、第 1 ~ 第 3 チューブ 1 2 a、1 2 b、1 2 c を分けずに一本のチューブとして用いて、そのチューブの端部に単一の一体型コネクタを設けてもよい。長尺部材本体部 H は、外筒 2 と光学素子ユニット 3 とを備えている。光学素子ユニット 3 は、光学素子ユニット 3 を構成する部材に分離して、第 1 ~ 第 3 チューブ 1 2 a、1 2 b、1 2 c を通って基端部 P a、P b、P c へと延在する。第 1 チューブ 1 2 a および第 1 コネクタ 1 3 a は、画像伝送部 3 1 をシステム本体 B に接続する。第 2 チューブ 1 2 b および第 2 コネクタ 1 3 b は、レーザー伝送部 3 2 をシステム本体 B に接続する。第 3 チューブ 1 2 c および第 3 コネクタ 1 3 c は、照明用ファイバーバンドル 3 3 をシステム本体 B に接続する。可撓性長尺部材 1 は、単体で内腔に導入してもかまわないが、可撓性長尺部材 1 を内腔に導入する際、導入補助具 U として気管支鏡を用いることができる。なお、本実施形態の内視鏡は、可撓性長尺部材 1 の基端部 P 側において、可撓性長尺部材 1 の先端部 T を湾曲動作させる手元操作部を有しておらず、ガイドワイヤなどの他部材を挿通する物理チャネルも有していない。可撓性長尺部材 1 は、手元操作部と先端部 T とを接続する操作用ワイヤも備えていない。内視鏡の詳細については後述する。

【 0 0 1 4 】

システム本体 B は、可撓性長尺部材 1 が接続される装置であり、内視鏡の照明光源およびレーザー光源となる。システム本体 B は、内視鏡により撮像された画像を処理する。本実施形態では、システム本体 B は、図 1 に示されるように、表示装置 D と、撮像装置 I M

と、光源装置 L S とを備えている。また、システム本体 B は、制御装置 C を有し、可撓性長尺部材 1 による内視鏡としての照明、撮像、レーザー治療などに必要な各種制御を行う。

【0015】

長尺部材本体部 H は第 1 コネクタ 1 3 a を介して撮像装置 I M に接続されている。可撓性長尺部材 1 の画像伝送部 3 1 を介して先端部 T から撮像装置 I M に伝送された光は、撮像装置 I M によって処理される。撮像装置 I M によって処理された画像は、表示装置 D に表示される。表示装置 D は公知のディスプレイ装置とすることができる。

【0016】

本実施形態では、光源装置 L S は、照明光源 L S 1 とレーザー光源 L S 2 とを有している。長尺部材本体部 H は第 3 コネクタ 1 3 c を介して照明光源 L S 1 に接続されている。LED 等の照明光源 L S 1 から照射された光は、照明用ファイバーバンドル 3 3 を介して先端部 T へと伝送される。照明用ファイバーバンドル 3 3 に伝送された光は照明用ファイバーバンドル 3 3 の先端から放射され、観察対象の目的部位や内腔を照らすことができる。

10

【0017】

長尺部材本体部 H は第 2 コネクタ 1 3 b を介してレーザー光源 L S 2 に接続されている。レーザー光源 L S 2 から出力されたレーザー光は、レーザー伝送部 3 2 を介して先端部 T へと伝送される。これにより、レーザー伝送部 3 2 の先端から治療用のレーザー光が放射され、患部をレーザー治療することができる。なお、レーザー光源 L S 2 から出力されるレーザー光の出力および波長は治療目的、治療方法に応じて適宜変更が可能である。例えば、光線力学的治療 (PDT) の場合、レーザー光の出力は、一般的には 100 ~ 500 mW もしくは 1000 mW 程度、レーザー光の波長は、紫外線領域 (400 ~ 450 nm 近傍) または近赤外領域 (600 nm ~ 850 nm) など光感受性薬剤を励起することができる波長とすることができる。レーザー光源から出力されるレーザーとしては、例えば、ルビーレーザー、アレキサンドライトレーザー、YAG レーザー、ダイレーザー、ダイオードレーザー、エキシマレーザー、Yb (イッテルビウム) などのファイバーレーザー等とすることができる。

20

【0018】

画像伝送部 3 1 は、画像伝送部 3 1 の先端から入射した光を撮像装置 I M に伝送する。画像伝送部 3 1 は、本実施形態では、可撓性長尺部材 1 の基端部 P a (第 1 コネクタ 1 3 a 側) から先端部 T まで延びる光ファイバーである。画像伝送部 3 1 は、屈曲半径 10 mm 以下、さらに好ましくは、屈曲半径 6 ~ 7 mm にするため、約 9,000 本の光ファイバーにて構成されている。画像伝送部 3 1 は、照明用ファイバーバンドル 3 3 の先端から照射され、観察対象から反射した光を撮像装置 I M に伝送する。これにより、表示装置 D に内腔の画像を表示させることができる。第 1 チューブ 1 2 a は、樹脂等で被覆されており、光ファイバーはむき出しではない。

30

【0019】

レーザー伝送部 3 2 は、レーザー光源 L S 2 から出力されたレーザー光を伝送し、レーザー伝送部 3 2 の先端からレーザー光を照射する。レーザー伝送部 3 2 は、本実施形態では、可撓性長尺部材 1 の基端部 P b (第 2 コネクタ 1 3 b 側) から先端部 T に延びる光ファイバーである。レーザー伝送部 3 2 は、1 本もしくは複数本の光ファイバーで構成され、レーザー伝送部 3 2 の直径は約 200 μ m であるが、さらに好ましくは 150 μ m 以下である。レーザー伝送部 3 2 は、可撓性長尺部材 1 の先端部 T が目的部位に到達したときに、レーザー光を照射する。レーザー伝送部 3 2 からのレーザー光によって、PDT の場合には、腫瘍細胞等の患部に集積した光感受性物質が光化学反応を生じて患部が治療され、焼灼治療の場合には、腫瘍細胞等の患部が焼灼される。第 2 チューブ 1 2 b は、樹脂等で被覆されており、光ファイバーはむき出しではない。

40

【0020】

照明用ファイバーバンドル 3 3 は、照明光源 L S 1 から放射された光を照明用ファイバ

50

ーバンドル 33 の先端から照射する。照明用ファイバーバンドル 33 は、本実施形態では、可撓性長尺部材 1 の基端部 P 側（第 3 コネクタ 13c）から先端部 T に延びる複数の光ファイバーによって構成されている。照明用ファイバーバンドル 33 は、直径約 30 ~ 約 50 μm の光ファイバーを約 150 ~ 約 300 本、もしくは約 400 本以下にて構成されている。照明光源 LS1 から放射された光は、照明用ファイバーバンドル 33 を介して照射され、検査や治療の目的部位や、目的部位までの分岐箇所において内腔を照らして視認可能にする。第 3 チューブ 12c は樹脂等で被覆されており、複数の光ファイバーはむき出しではない。

【0021】

照明用ファイバーバンドル 33 は、図 2 に示されるように、後述する外筒 2 の内層 21 の内面 21a、画像伝送部 31 の外面 31a、レーザー伝送部 32 の外面 32a の間の空間を埋めるように設けられている。したがって、外筒 2 の内側には、画像伝送部 31、レーザー伝送部 32 および照明用ファイバーバンドル 33 が充填されている。すなわち、内視鏡である可撓性長尺部材 1 は、先端部 T の湾曲状態を手元側（基端部 P 側）で変更可能な手元操作部を有しておらず、可撓性長尺部材 1 の先端部 T を、可撓性長尺部材 1 の手元側での軸周り方向の回転操作によって先端部 T の湾曲方向を変更させる。そのために、先端部 T の湾曲状態を変更するための、可撓性長尺部材 1 の基端部 P 側から先端部 T まで延びるワイヤ等の操作部材は設けられていない。また、内視鏡には、ガイドワイヤ等の他部材を挿通するための物理チャンネルも設けられていない。可撓性長尺部材 1 は、先端部 T を予め湾曲させておいて、可撓性長尺部材 1 の軸周りの回転によって先端 T が延びる方向を変更することによって、進行方向を変更する。

【0022】

外筒 2 は、光学素子ユニット 3 の外周に設けられ、可撓性長尺部材 1 の外側に位置する筒状の部位である。本実施形態において、外筒 2 は、図 3 に示されるように、可撓性を有する樹脂を主として含む外層 23 と、外層 23 の内側に設けられた補強層 22 と、補強層 22 の内側を被覆する可撓性を有する樹脂により構成された内層 21 とを有している。外筒 2 は内層 21、補強層 22、外層 23 で構成されているが、3 層構造に限られず、補強層 22 と外層 23 のみで構成されてもよい。例えば、外層 23 にコーティングなどの処理がほどこされていてもよいし、内層 21 を設けずに、光学素子ユニット 3 に補強層 22 を直接巻き付けても良い。

【0023】

内層 21 は、可撓性を有する樹脂により構成された管状の層である。内層 21 を構成する樹脂としては、例えば、ペバックス、ポリアミド系エラストマー、ウレタン、ナイロン、等が挙げられる。なお、内層 21 は形成しなくても良い。内層 21 の内面 21a の内側には光学素子ユニット 3 が設けられている。補強層 22 は、内層 21 の外側に、金属製のワイヤ等の補強体が網目状に巻き付けられることによって形成されている。補強層 22 は、網目状に形成されていることにより、可撓性長尺部材 1 に所定の剛性を持たせることができる。補強層 22 を構成するものとしては、例えば、金属線を網状に構成した金属ブレード層やコイル層があげられるが、例に限定されない。外層 23 は、可撓性を有する樹脂により構成され、補強層 22 を被覆する管状の被覆層である。外層 23 を構成する樹脂としては、例えば、ペバックス、ポリアミド系エラストマー、ウレタン、ナイロン、等が挙げられる。なお、外層 23 には、親水性コーティングなどのコーティング処理が施されていてもよい。

【0024】

外筒 2 の外径は、可撓性長尺部材 1 の用途に応じて適宜変更が可能であるが、例えば内視鏡が肺の気管支における分岐箇所において、肺末梢部（細気管支、呼吸細気管支）に向かって挿入される肺の検査および / または治療用の内視鏡である場合には、外筒 2 の外径は 0.5 ~ 2.5 mm とすることが好ましく、0.8 ~ 1.5 mm とすることがより好ましい。

【0025】

本実施形態では、可撓性長尺部材 1 は、先端部 T と基端部 P の間に設けた把持部 4 に対して可撓性長尺部材 1 の軸周り方向に回転力を加えることにより、中間部 5 を介して可撓性長尺部材 1 の先端部 T に回転力が伝達されて、可撓性長尺部材 1 の先端部 T が方向付けられる。たとえば、観察対象である患部等の目的部位に至るまでの内腔において、可撓性長尺部材 1 の先端部 T の向きが目的部位へと至る経路の方向に向いていない場合は、手技によって可撓性長尺部材 1 の把持部 4 を可撓性長尺部材 1 の軸周り方向に捻じめるように回転力を加える。これにより、可撓性長尺部材 1 の把持部 4 に加わった回転力が、中間部 5 を介して、可撓性長尺部材 1 の先端部 T に伝達されて先端部 T を軸周りに回転させ、先端部 T が目的部位へと至る経路の方向に向いたときに、可撓性長尺部材 1 の把持部 4 を手技によって押し込んで、可撓性長尺部材 1 の先端部 T を内腔内で進行させる。また、可撓性長尺部材 1 を内腔に導入する際、挿入補助具 U として気管支鏡を用いることができる。その際、気管支鏡を肺の主気管支まで挿入し、可撓性長尺部材 1 を気管支鏡のシースに挿入する。可撓性長尺部材 1 の先端部 T が内腔に挿入した気管支鏡の先端まで到達したのち、可撓性長尺部材 1 をさらに進行させることで、気管支鏡から延在するように先端部 T を葉気管支より先の目的位置 TS まで到達させることができる。

10

【0026】

本実施形態では、補強層 22 および光学素子ユニット 3 が、可撓性長尺部材 1 の軸周り方向への回転力と、可撓性長尺部材 1 の軸方向への押込力の伝達を可能にする所定の剛性を有している。外筒 2 の内側に設けられた補強層 22 と、補強層 22 の内側において外筒 2 の軸方向に沿って設けられた光学素子ユニット 3 とが所定の剛性を有することによって、可撓性長尺部材 1 の把持部 4 において加えられた回転力を中間部 5 を介して可撓性長尺部材 1 の先端部 T に伝えることができ、可撓性長尺部材 1 の先端部 T が外筒 2 の軸周りに容易に回転する。したがって、可撓性長尺部材 1 の先端部 T を所望の方向へ操作することが容易となり、内腔の分岐箇所において、可撓性長尺部材 1 を目的部位に向かって進行させることが容易となる。また、補強層 22 および光学素子ユニット 3 とが所定の剛性を有することによって、可撓性長尺部材 1 の把持部 4 に加わった押込力が中間部 5 を介して可撓性長尺部材 1 の先端部 T に伝達され、可撓性長尺部材 1 の先端部 T を容易に前進させることができる。

20

【0027】

また、本実施形態では、補強層 22 および光学素子ユニット 3 が、可撓性長尺部材 1 の先端部 T の形状を保持しつつ、内腔の分岐の経路に沿った湾曲可能な可撓性を有している。補強層 22 および光学素子ユニット 3 は、上述したように所定の剛性を有しているため、可撓性長尺部材 1 の先端部 T に外力が加わっていない場合に所定の形状を保持することができ、先端部 T の形状が安定して、可撓性長尺部材 1 の先端部 T を内腔の分岐箇所において目的部位に向かう方向に位置合せしやすい。さらに、補強層 22 および光学素子ユニット 3 が所定の可撓性を有しているため、可撓性長尺部材 1 の先端部 T から基端部 P までの間の部分は、内腔の分岐の経路に沿って湾曲して変形することが可能となる。体内においては、体腔が分岐しているのが通常であり、可撓性長尺部材 1 の剛性が高すぎる場合には、進行時において可撓性長尺部材 1 が分岐前後における内腔の壁部に押圧されることがある。しかし、可撓性長尺部材 1 は、内腔の分岐の経路に沿った湾曲に変更することができる可撓性を有するために、内腔の壁部に押し付けられることがないために、内腔での摺動性が向上している。したがって、内腔の湾曲が大きい場合であっても、可撓性長尺部材 1 の挿入が可能であり、内腔への負担も軽減する。たとえば、本実施形態では、補強層 22 および光学素子ユニット 3 が、肺の気管支における分岐箇所から肺末梢部に向かって挿入された際に、分岐箇所の湾曲に沿った湾曲が可能な可撓性を有している。これにより、可撓性長尺部材 1 が肺の検査および / または治療用の内視鏡である場合に、肺の気管支から肺末梢部における複雑に分岐する経路に沿って可撓性長尺部材 1 を前進させ、肺末梢部における検査および / または治療が可能となる。また、内視鏡が気管支鏡などに挿入される場合には、可撓性長尺部材 1 の可撓性によって、気管支鏡の先端をたとえば湾曲操作する場合に、気管支鏡の湾曲操作を阻害することがない。

30

40

50

可撓性長尺部材 1 は、肺等の複雑な分岐に沿った湾曲ができ、曲げ半径 10 mm 以下、例えば、6 ~ 7 mm を維持して 180° などの 90° 以上の湾曲ができる。可撓性長尺部材 1 は、内腔の分岐において所望の分岐先へと進行可能なように、曲げ半径を小さくすることができる。可撓性長尺部材 1 は、気管支の形状に沿った湾曲ができる可撓性と、湾曲の形状を保持しつつ目的の分岐を選択し、先端部 T を位置合わせできる剛性とを有している。可撓性長尺部材 1 は、分岐において、目的部位へと到達するために分岐先の内腔へと移動するために、分岐先の内腔の開口へと先端部 T を位置させて、分岐先の内腔へ先端部 T を進行させる。可撓性長尺部材 1 の剛性が低い場合には、可撓性によって先端部 T を分岐における分岐先の内腔の開口へと位置付けることができない。しかし、可撓性長尺部材 1 は、可撓性に加えて剛性を有しているために、先端部 T を分岐における分岐先の内腔の開口へと位置付けることができ、分岐先へと先端部 T を進行させることができる。

10

【0028】

また、可撓性長尺部材 1 の内層 21 の内面 21a、画像伝送部 31 の外面 31a、レーザー伝送部 32 の外面 32a の間の空間は照明用ファイバーバンドル 33 によって埋められている。さらに、上述したように、可撓性長尺部材 1 には、ガイドワイヤ等の他部材を挿通するための物理チャネルや、可撓性長尺部材 1 の先端部 T を、手元操作部などによって手元側で操作するために、可撓性長尺部材 1 の基端部 P から先端部 T まで延びるワイヤ等の操作部材は設けられていない。したがって、内視鏡の外径が大きくなり、内視鏡を細径化することができる。そのため、内視鏡は、肺末梢部（細気管支、呼吸細気管支など）など、挿入が困難な狭窄部を有する内腔への挿入が容易となる。

20

【0029】

つぎに、本実施形態の内視鏡の操作方法について、細気管支または呼吸細気管支に生じた肺癌の治療方法（PDT）を例にあげて説明する。

【0030】

まず、肺癌の患者に、腫瘍親和性および光感受性を有する物質、例えば、レザフィリン（登録商標）、フォトフリン（登録商標）などの、光感受性物質を投与する。光感受性物質が肺癌の腫瘍細胞に集積した後、内視鏡である可撓性長尺部材 1 を、図 4 に示されるように、気管支 BR1 を経由して細気管支 BR2 に移動させる。肺の細気管支 BR2 の分岐箇所において、施術者は画像伝送部 31 から伝送され表示装置 D（図 1 参照）に表示された画像を確認しながら、目的部位 TS に向かって可撓性長尺部材 1 の先端部 T を移動させる。なお、可撓性長尺部材 1 の先端部 T は、患者の内腔に挿入する前にわずかに湾曲するようにシェイピングしてもよい。上述したように、内視鏡は、補強層 22 および光学素子ユニット 3 によって所定の剛性を有しているので、細気管支 BR2 の分岐箇所において内視鏡の可撓性長尺部材 1 の先端部 T の位置合せが容易となり、図 5 に示されるように、可撓性長尺部材 1 を目的部位 TS まで容易に到達させることができる。

30

【0031】

内視鏡のレーザー伝送部 32 から所定の波長のレーザー光が照射されると、照射された部位が腫瘍細胞である場合には、腫瘍細胞に集積した光感受性物質が蛍光を発する。これにより、光力学的診断（PDD）による、腫瘍細胞の部位の特定が完了する。腫瘍細胞が特定された後、光源装置 LS によりレーザー光の波長を変更し、蛍光を発する腫瘍細胞にレーザー光を照射することにより、光線力学的反応が生じて、腫瘍細胞が強い酸化作用によって壊死する。これにより、肺の細気管支 BR2 または細気管支 BR2 からさらに分岐した呼吸細気管支に生じた腫瘍を治療することができる。

40

【符号の説明】

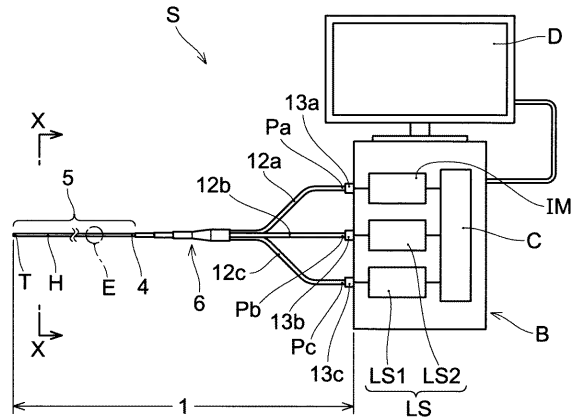
【0032】

- 1 可撓性長尺部材
- 12a 第 1 チューブ
- 12b 第 2 チューブ
- 12c 第 3 チューブ
- 13a 第 1 コネクタ

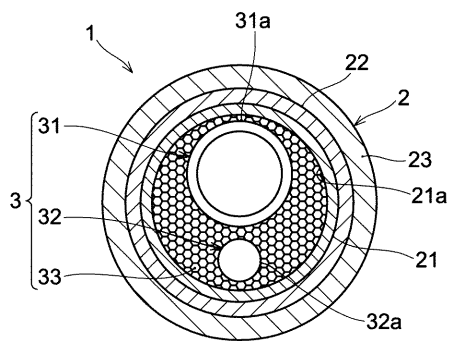
50

1 3 b	第 2 コネクタ	
1 3 c	第 3 コネクタ	
2	外筒	
2 1	内層	
2 1 a	内層の内面	
2 2	補強層	
2 3	外層	
3	光学素子ユニット	
3 1	画像伝送部	
3 1 a	画像伝送部の外面	10
3 2	レーザー伝送部	
3 2 a	レーザー伝送部の外面	
3 3	照明用ファイバースタンド	
4	把持部	
5	中間部	
6	分岐部	
B	システム本体	
B R 1	気管支	
B R 2	細気管支	
C	制御装置	20
D	表示装置	
H	長尺部材本体部	
I M	撮像装置	
L S	光源装置	
L S 1	照明光源	
L S 2	レーザー光源	
P	可撓性長尺部材の基端部	
P a	第 1 チューブ側の可撓性長尺部材の基端部	
P b	第 2 チューブ側の可撓性長尺部材の基端部	
P c	第 3 チューブ側の可撓性長尺部材の基端部	30
S	内視鏡システム	
T	可撓性長尺部材の先端部	
T S	目的部位	
U	導入補助具	

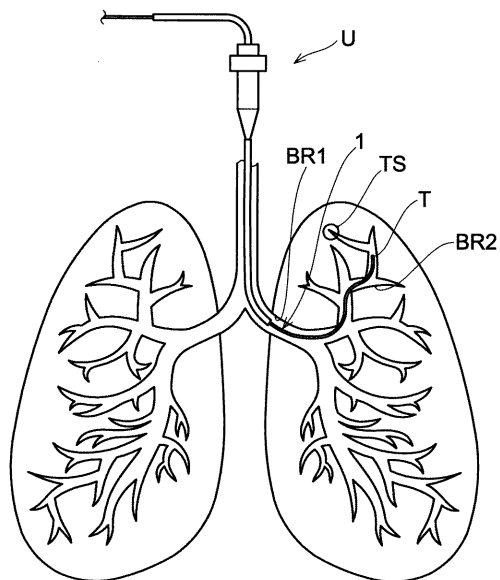
【図 1】



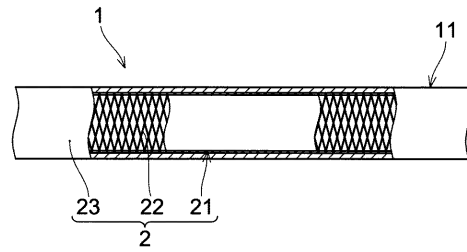
【図 2】



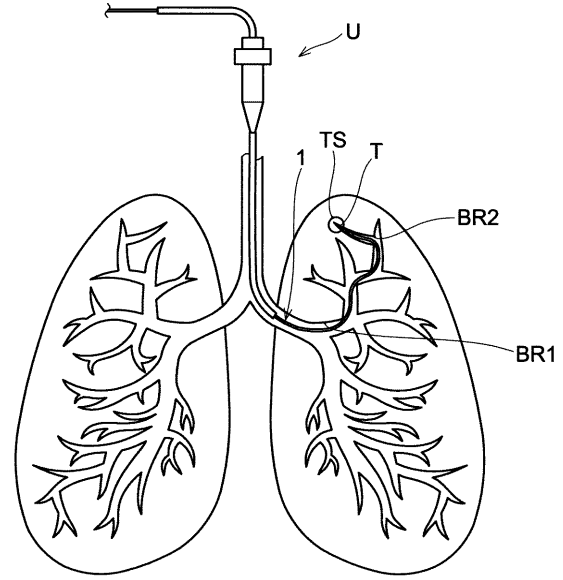
【図 4】



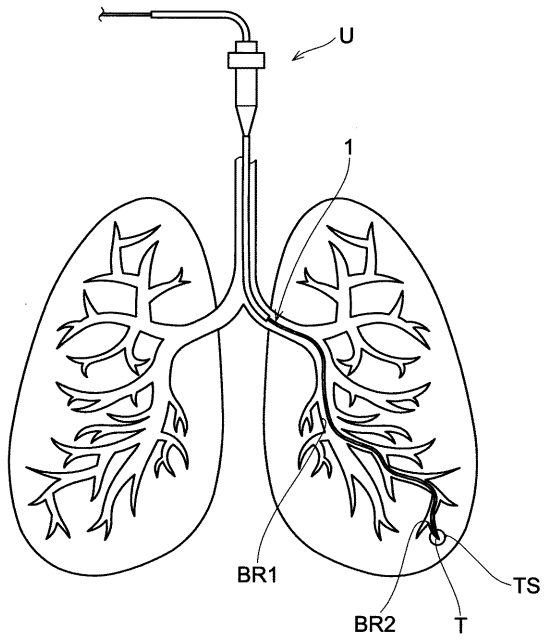
【図 3】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 関 康夫

兵庫県宝塚市栄町一丁目１番２８号 株式会社ハイレックスコーポレーション 社内

Fターム(参考) 2H040 BA21 CA04 CA11 CA27 DA15 DA54 GA02 GA11

4C161 CC06 DD03 FF12 FF25 HH56 LL08

专利名称(译)	纤维镜具有良好的插入性		
公开(公告)号	JP2020036884A	公开(公告)日	2020-03-12
申请号	JP2019153903	申请日	2019-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社海莱客思		
申请(专利权)人(译)	有限公司的Hi-莱克斯		
[标]发明人	岡 潔 皆川 佐知子 関 康夫		
发明人	岡 潔 皆川 佐知子 関 康夫		
IPC分类号	A61B1/005 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/005.511 A61B1/00.621 G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/DA15 2H040/DA54 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF12 4C161/FF25 4C161/HH56 4C161/LL08		
优先权	2018160883 2018-08-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题:在不增加内窥镜直径的情况下灵活地处理到达目标部位的路线,并在将内窥镜操作到目标部位时轻松定位内窥镜的尖端。 目的是提供一种简单的内窥镜。 内窥镜包括细长的外筒(2)和设置在该外筒(2)内部的光学元件单元(3),该外筒(2)包括由软树脂制成的内层(21)和内层(21)。 光学元件单元(3)具有设置在(21)的外侧上的增强层(22)和由覆盖增强层(22)的软树脂制成的外层(23),用于图像传输的图像传输单元(31)和激光传输单元。 照明纤维束33和照明纤维束33填充在内层21的内表面21a,图像传输单元31的外表面31a和激光传输单元32的外表面32a之间的空间。

[选型图]图1

