

(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2014-76130

(P2014-76130A)

(43) 公開日 平成26年5月1日(2014.5.1)

(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 U	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-224605 (P2012-224605)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年10月9日 (2012.10.9)		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	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	鈴木 裕章
			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
		(72) 発明者	内藤 圭介
			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)	4C161 DD03 FF40 FF46 FF50 JJ03
			JJ11 QQ10

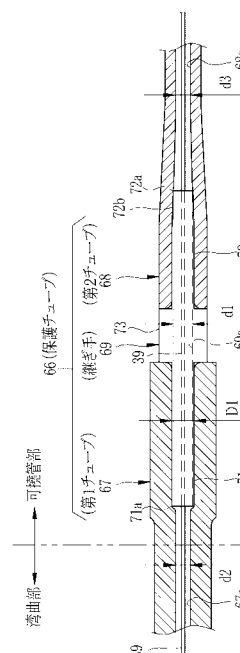
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び光ファイバ用保護チューブ

(57) 【要約】

【課題】光ファイバの保護チューブに継ぎ手を用いた場合でも、光ファイバの破断を防止する。

【解決手段】内視鏡には、光源からの光を挿入部の先端に導光する光ファイバ39が配設されている。光ファイバ39は保護チューブ66内に挿通されている。保護チューブ66は、湾曲部に配置される柔軟性の高い第1チューブ67と、可撓管部に配置され外表面の摩擦係数が高い第2チューブ68と、各チューブ67、68を接続する継ぎ手69で構成される。各チューブ67、68の内孔の内径d2、d3は、継ぎ手69の挿通孔の内径d1よりも小さい。各チューブ67、68は、それぞれの内径が広げられて継ぎ手69に嵌合する。継ぎ手69の両端において各チューブ67、68の内壁が膨らんで膨出部が形成されるため、膨出部によって継ぎ手69のエッジ71a、72aが覆い隠される。

【選択図】図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察部位に照明光を照射する照明窓が設けられた先端部、前記先端部の基端側に接続され前記先端部の向きを変化させる湾曲部、前記湾曲部の基端側に接続され可撓性を有する可撓管部で構成された挿入部を有する内視鏡において、

前記挿入部内に配設され前記挿入部の基端側から前記先端部に向けて半導体光源からの光を導光する単線の光ファイバと、

前記光ファイバを内部に挿通して前記光ファイバを保護する保護チューブであり、前記湾曲部内に配置される第 1 チューブと、前記可撓管部内に配置され前記第 1 チューブと特性が異なる第 2 チューブと、前記光ファイバを挿通する挿通孔を有する筒状体で形成され、両端に前記第 1 チューブ及び前記第 2 チューブのそれぞれの内孔と勘合する第 1 及び第 2 接続部を有し、前記第 1 チューブと第 2 チューブを接続するための継ぎ手とで構成された保護チューブとを備えており、

前記第 1 チューブ及び第 2 チューブのそれぞれの前記内径は、外力が加わらない自然状態において前記継ぎ手の挿通孔の内径よりも小さく、前記第 1 チューブ及び第 2 チューブは、それぞれの内径が広げられて前記第 1 接続部及び前記第 2 接続部に嵌合することを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記第 1 チューブ及び第 2 チューブは、弾性変形により前記内径が広げられることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記継ぎ手の第 1 及び第 2 接続部に前記第 1 及び第 2 チューブがそれぞれ嵌合した際に、前記第 1 及び第 2 接続部に形成されるエッジ付近において、前記第 1 及び第 2 チューブの内壁が前記内孔の中心に向かって径方向に膨らむ膨出部が形成されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記継ぎ手において、前記第 1 接続部及び第 2 接続部の外径と内径の差である肉厚は、0.2 mm 以下であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記第 1 及び第 2 チューブ、並びに前記継ぎ手の内径はすべて 1 mm 以下であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記継ぎ手は、前記第 1 及び第 2 接続部の間に、前記第 1 及び第 2 接続部よりも外径が大きな大径部を有していることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記第 1 チューブは前記第 2 チューブよりも柔軟性が高い材料で形成され、前記第 2 チューブは前記第 1 チューブよりも外表面の摩擦係数が少ない材料で形成されることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記継ぎ手において、前記第 2 チューブと接続される前記第 2 接続部は、その外径が開放端に向かって細くなるテーパ状をしていることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記第 1 チューブの材料はシリコンゴム、又はフッ素系ゴムのいずれかを含むゴム系材料であることを特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

前記第 2 チューブの材料はポリテトラフルオロエチレン (P T F E)、又はテトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体 (P F A) のいずれかを含む材料であることを特徴とする請求項 7 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 11】

前記継ぎ手は金属製であることを特徴とする請求項１～１０のいずれか１項に記載の内視鏡。

【請求項１２】

前記継ぎ手は前記可撓管部に配置されることを特徴とする請求項１～１１のいずれか１項に記載の内視鏡

【請求項１３】

前記先端部には励起光によって励起されて蛍光を発する蛍光体が設けられており、

前記光ファイバは前記半導体光源が発する前記励起光を前記蛍光体に導光することを特徴とする請求項１～１２のいずれか１項に記載の内視鏡。

【請求項１４】

前記励起光は青色光であり、前記蛍光体は前記青色光で励起されて緑色成分及び赤色成分を含む蛍光を発し、前記照明窓は、前記蛍光体を一部透過した前記青色光と前記蛍光とが混合された白色光を照射することを特徴とする請求項１～１３のいずれか１項に記載の内視鏡。

【請求項１５】

観察部位に照明光を照射する照明窓が設けられた先端部、前記先端部の基端側に接続され前記先端部の向きを変化させるための湾曲部、前記湾曲部の基端側に接続され可撓性を有する可撓管部で構成された挿入部を有する内視鏡に用いられ、前記挿入部に配設され前記挿入部の基端側から前記先端部に向けて半導体光源からの光を導光する単線の光ファイバを内部に挿通して前記光ファイバを保護する光ファイバ用保護チューブにおいて、

前記湾曲部内に配置される第１チューブと、前記可撓管部内に配置され前記第１チューブと特性が異なる第２チューブと、前記光ファイバを挿通する挿通孔を有する筒状体で形成され、両端に前記第１チューブ及び前記第２チューブのそれぞれの内孔と勘合する第１及び第２接続部を有し、前記第１チューブと第２チューブを接続するための継ぎ手とで構成された保護チューブとを備えており、

前記第１チューブ及び第２チューブのそれぞれの前記内径は、外力が加わらない自然状態において前記継ぎ手の挿通孔の内径よりも小さく、前記第１チューブ及び第２チューブは、それぞれの内径が広げられて前記第１接続部及び前記第２接続部に嵌合することを特徴とする光ファイバ用保護チューブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、内視鏡、及び内視鏡内に配設され導光用の光ファイバを保護する光ファイバ用保護チューブに関するものである。

【背景技術】

【０００２】

医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が行われている。内視鏡システムは、生体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端に観察部位に照明光を照射する照明窓と観察部位を撮影するための観察窓が配された内視鏡と、内視鏡に光を供給するための光源装置と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。

【０００３】

内視鏡の挿入部は、照明窓や観察窓が配される先端部と、先端部の基端に接続され、湾曲することにより先端部の向きを変化させる湾曲部と、湾曲部の基端に接続され可撓性を有する可撓管部で構成されている。可撓管部の基端には手元操作部が設けられ、手元操作部からは光源装置やプロセッサ装置に接続するためのユニバーサルコードが延びている。

【０００４】

先端部には、照明窓や観察窓の他、鉗子などの処置具が突出するとともに体液などの吸引を行う吸引口として機能する鉗子出口や、観察窓の奥にはＣＣＤイメージセンサなどの撮像素子が設けられている。挿入部内には、撮像素子とプロセッサ装置の間で制御信号や画像信号を伝送する信号ケーブル、処置具を挿通するための鉗子チャンネル、湾曲部を湾

10

20

30

40

50

曲操作するためのアングルワイヤ、光源装置から内視鏡に供給される光を照明窓に導光するライトガイドなどの内蔵物が配設されている。

【0005】

内視鏡システムの光源としては、キセノンランプやハロゲンランプの白色光源が一般的である。キセノンランプやハロゲンランプを光源として使用する場合には、ライトガイドとしては、単線の光ファイバを複数本束ねたバンドルファイバが用いられる。

【0006】

また、キセノンランプやハロゲンランプに代えて、レーザダイオードなどの半導体光源と蛍光体を組み合わせた光源を使用した内視鏡システムが本出願人によって開発されている（例えば特許文献1参照）。特許文献1に記載されているように、半導体光源としては青色光を発する青色光源が使用され、蛍光体として青色光によって励起されて緑色成分及び赤色成分を含む蛍光を発する蛍光体を使用される。青色光は一部が蛍光体の励起発光に消費され残りは蛍光体を透過する。蛍光体を透過する青色光と蛍光との混合により白色光が生成される。

【0007】

半導体光源は光源装置に設けられ、蛍光体は内視鏡の挿入部の先端部に設けられる。ライトガイドとしては、バンドルファイバの代わりに単線の光ファイバが使用され、光ファイバにより光源装置から供給される半導体光源の光が内視鏡の先端部に設けられた蛍光体に導光される。

【0008】

信号ケーブルや鉗子チャンネルなど、挿入部内に配設される種々の内蔵物は、挿入部の撓みによって挿入部内において軸方向や径方向に移動するため、内蔵物同士の擦れ合いや衝突などの接触が生じる。光ファイバが他の内蔵物と直接接触すると破断のおそれがあるため、光ファイバにはその外周を覆う保護チューブが設けられている。

【0009】

特許文献1に記載されているように、内視鏡の挿入部内に配設される保護チューブに求められる特性は、内視鏡の挿入部の部位によって異なる。具体的には、湾曲部は、その基端側に接続される可撓管部と比べてきつく曲げられる湾曲動作が多いため、湾曲部に配置される保護チューブには高い柔軟性が要求される。一方、可撓管部は湾曲部よりも全長が長いため、他の内蔵物との摺動性（滑り性）を向上させるために外表面の摩擦係数が低いことが要求される。

【0010】

そのため、特許文献1に記載の保護チューブは、特性が異なる第1チューブ及び第2チューブの2種類のチューブと、第1チューブ及び第2チューブの接続部材となる継ぎ手とで構成されている。継ぎ手は、内部に光ファイバを挿通する挿通孔を有する中空状のパイプ（筒状体）で構成され、継ぎ手の両端の開放端を有する接続部が第1チューブと第2チューブの内孔に嵌合して接続される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開2012-161591号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

特許文献1に記載されている保護チューブのように単線の光ファイバ用の保護チューブの場合には、バンドルファイバを使用する場合と比較して保護チューブの外径を細くすることができる。保護チューブの細径化は、挿入部の細径化に寄与するとともに、他の内蔵物との干渉を軽減できるという効果も期待できる。一方で、保護チューブは、光ファイバが挿通されるので、内径はできる限り広い方がよい。そうすると、外径の細径化のメリットを阻害しないためには、保護チューブの外径と内径の差である肉厚は薄くせざるを得な

10

20

30

40

50

い。継ぎ手の寸法も、こうした制約に基づいて決定されるため、継ぎ手の肉厚も薄くなる。

【 0 0 1 3 】

継ぎ手において、第 1 チューブ及び第 2 チューブの内孔に嵌合する両端の接続部には、それぞれの端面において挿通孔の開口縁にエッジが形成される。継ぎ手の肉厚が薄いためエッジは尖ってしまい、エッジと挿通孔内の光ファイバが接触すると、光ファイバが破断するおそれがあった。特許文献 1 にはこうした問題やその解決策について明示も示唆もされていない。

【 0 0 1 4 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたもので、光ファイバの保護チューブに継ぎ手を用いた場合でも、光ファイバの破断を防止することが可能な光ファイバ用保護チューブチューブ及びこれを内蔵する内視鏡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 5 】

本発明の内視鏡は、観察部位に照明光を照射する照明窓が設けられた先端部、先端部の基端側に接続され先端部の向きを変化させる湾曲部、湾曲部の基端側に接続され可撓性を有する可撓管部で構成された挿入部を有する内視鏡において、挿入部内に配設され挿入部の基端側から先端部に向けて半導体光源からの光を導光する単線の光ファイバと、光ファイバを内部に挿通して前記光ファイバを保護する保護チューブであり、湾曲部内に配置される第 1 チューブと、可撓管部内に配置され前記第 1 チューブと特性が異なる第 2 チューブと、光ファイバを挿通する挿通孔を有する筒状体で形成され、両端に前記第 1 チューブ及び前記第 2 チューブのそれぞれの内孔と勘合する第 1 及び第 2 接続部を有し、前記第 1 チューブと第 2 チューブを接続するための継ぎ手とで構成された保護チューブとを備えており、第 1 チューブ及び第 2 チューブのそれぞれの内径は、外力が加わらない自然状態において継ぎ手の挿通孔の内径よりも小さく、第 1 チューブ及び第 2 チューブは、それぞれの内径が広げられて第 1 接続部及び第 2 接続部に嵌合することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

第 1 チューブ及び第 2 チューブは、弾性変形により前記内径が広げられることが好ましい。継ぎ手の第 1 及び第 2 接続部に第 1 及び第 2 チューブがそれぞれ嵌合した際に、第 1 及び第 2 接続部に形成されるエッジ付近において、第 1 及び第 2 チューブの内壁が内孔の中心に向かって径方向に膨らむ膨出部が形成される。

【 0 0 1 7 】

継ぎ手において、例えば、第 1 接続部及び第 2 接続部の外径と内径の差である肉厚は、0.2 mm 以下である。また、例えば、第 1 及び第 2 チューブ、並びに継ぎ手の内径はすべて 1 mm 以下である。ここで、「0.2 mm」や「1 mm」には、例えば、約 10 ~ 30 % 程度の範囲の誤差も含まれる。

【 0 0 1 8 】

継ぎ手は、第 1 及び第 2 接続部の間に、第 1 及び第 2 接続部よりも外径が大きな大径部を有していることが好ましい。第 1 チューブは第 2 チューブよりも柔軟性が高い材料で形成され、第 2 チューブは第 1 チューブよりも外表面の摩擦係数が少ない材料で形成されることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

継ぎ手において、第 2 チューブと接続される第 2 接続部は、その外径が開放端に向かって細くなるテーパ状をしていることが好ましい。第 1 チューブの材料は、例えば、シリコンゴム、又はフッ素系ゴムのいずれかを含むゴム系材料であり、第 2 チューブの材料は、例えば、ポリテトラフルオロエチレン (P T F E)、又はテトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体 (P F A) のいずれかを含む材料である。

【 0 0 2 0 】

継ぎ手は、例えば金属製である。継ぎ手は可撓管部内に配置されることが好ましい。

【 0 0 2 1 】

10

20

30

40

50

例えば、先端部には励起光によって励起されて蛍光を発する蛍光体が設けられており、光ファイバは半導体光源が発する励起光を蛍光体に導光する。また、例えば、励起光は青色光であり、蛍光体は青色光で励起されて緑色成分及び赤色成分を含む蛍光を発し、照明窓は、蛍光体を一部透過した青色光と蛍光とが混合された白色光を照射する。

【 0 0 2 2 】

本発明の光ファイバ用保護チューブは、観察部位に照明光を照射する照明窓が設けられた先端部、先端部の基端側に接続され先端部の向きを変化させるための湾曲部、湾曲部の基端側に接続され可撓性を有する可撓管部で構成された挿入部を有する内視鏡に用いられ、挿入部内に配設され挿入部の基端側から先端部に向けて半導体光源からの光を導光する単線の光ファイバを内部に挿通して前記光ファイバを保護する光ファイバ用保護チューブにおいて、湾曲部内に配置される第 1 チューブと、可撓管部内に配置され第 1 チューブと特性が異なる第 2 チューブと、光ファイバを挿通する挿通孔を有する筒状体で形成され、両端に第 1 チューブ及び第 2 チューブのそれぞれの内孔と勘合する第 1 及び第 2 接続部を有し、第 1 チューブと第 2 チューブを接続するための継ぎ手とで構成された保護チューブとを備えており、第 1 チューブ及び第 2 チューブのそれぞれの内径は、外力が加わらない自然状態において前記継ぎ手の挿通孔の内径よりも小さく、前記第 1 チューブ及び第 2 チューブは、それぞれの内径が広げられて第 1 接続部及び第 2 接続部に嵌合することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、特性が異なる第 1 及び第 2 チューブと、第 1 及び第 2 チューブを接続する継ぎ手とで保護チューブを構成し、第 1 及び第 2 チューブのそれぞれの内径を、継ぎ手の挿通孔の内径よりも小さくしたから、継ぎ手の端部に形成されるエッジ付近において、第 1 及び第 2 チューブの内壁が内孔の中心に向かって膨らむ膨出部が形成される。この膨出部によって光ファイバの通り道が規制され、光ファイバとエッジとの接触が防止される。そのため、光ファイバの保護チューブに継ぎ手を用いた場合でも、光ファイバの破断を防止することが可能な光ファイバ用保護チューブ及びこれを内蔵する内視鏡を提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 本発明の内視鏡システムの外観図である。

【 図 2 】 内視鏡の先端部の正面図である。

【 図 3 】 内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 投光ユニットの断面図である。

【 図 5 】 保護チューブの斜視図である。

【 図 6 】 保護チューブの分解図である。

【 図 7 】 保護チューブの断面図である。

【 図 8 】 第 2 チューブと継ぎ手の接続部分を示す断面図である。

【 図 9 】 第 1 チューブと継ぎ手の接続部分を示す断面図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 5 】

「 第 1 実施形態 」

図 1 に示すように、本発明の第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、生体内の観察部位を撮影する内視鏡 11 と、撮影により得られた信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する光を内視鏡 11 に供給する光源装置 13 と、観察画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウスなどの操作部 15 が設けられている。

【 0 0 2 6 】

内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた手元操作部 17 と、手元操作部 17 とプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 との

10

20

30

40

50

間を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【0027】

挿入部 16 は、先端から基端側に向けて順に連設された、先端部 19、湾曲部 20 及び可撓管部 21 で構成される。図 2 に示すように、先端部 19 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 22、観察部位で反射した像光が入射する観察窓 23、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズル 24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させるとともに体液や洗浄水を吸引するための吸引口として機能する鉗子出口 25 などが設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 52 (図 3 参照) や結像用の光学系が内蔵されている。照明窓 22 は 2 つ設けられており、2 つの照明窓 22 は観察窓 23 を挟んで対称な位置に配置されている。

10

【0028】

先端部 19 は、ステンレス鋼等の金属で構成され、その外周が外皮チューブによって被覆されている。先端部 19 の内部には撮像素子 44 や投光ユニット 40 (図 3 参照) などが収容されている。

【0029】

湾曲部 20 は、軸方向に連結された複数の湾曲駒 20a からなり、湾曲駒 20a は外皮チューブによって被覆されている。湾曲駒 20a には、手元操作部 17 から延びるアングルワイヤ (図示せず) が取り付けられている。手元操作部 17 のアングルノブ 26 を操作することにより、アングルワイヤが押し引きされて湾曲部 20 が上下左右方向に湾曲動作して、先端部 19 の向きが所望の方向に向けられる。湾曲部 20 の湾曲角度は、上下左右の方向によって異なるが最大で 180° を超える場合もある。

20

【0030】

可撓管部 21 は、食道や腸など曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。可撓管部 21 は、芯材としてフレックスと呼ばれる金属製の螺管が用いられ、金属細線を編み目状にしたメッシュで螺管が被覆され、その外周がさらに樹脂製の外皮で覆われている。先端部 19 やの軸方向の全長が数センチ程度であるのに対して、可撓管部 21 の全長は、内視鏡 11 の種類によって異なるが、約 2 ~ 3 メートル程度有り、先端部 19 や湾曲部 20 と比較して長い。

【0031】

手元操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリースボタンなどが設けられている。

30

【0032】

挿入部 16 内には、撮像素子 44 を駆動する駆動信号や撮像素子 44 が出力する画像信号を通信するための信号ケーブル、光源装置 13 から供給される光を照明窓 22 に導光する光ファイバ 39 (図 3 参照) が配設されている。光ファイバ 39 は、2 つの照明窓 22 に対応して 2 本設けられている。挿入部 16 内には信号ケーブルや光ファイバ 39 の他、鉗子チャンネル、送気・送水用のチューブ、アングルワイヤ (いずれも図示せず) などの内蔵物が挿通されている。

【0033】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される信号ケーブルや光ファイバ 39 が挿通されており、一端には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 28 が取り付けられている。コネクタ 28 は、通信用コネクタ 28a と光源用コネクタ 28b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 28a には信号ケーブルの一端が配設されており、通信用コネクタ 28a はプロセッサ装置 12 に着脱自在に接続される。光源用コネクタ 28b には光ファイバ 39 の入射端が配設されており、光源用コネクタ 28b は光源装置 13 に着脱自在に接続される。

40

【0034】

図 3 に示すように、光源装置 13 は、それぞれ発光波長が異なる 3 種類の半導体光源であるレーザダイオード LD1 ~ LD3 と、これらを駆動制御する光源制御部 34 とを備え

50

ている。光源制御部 34 は、光源装置 13 の各部の駆動タイミングや同期タイミングなどの制御を行う。

【0035】

内視鏡システム 10 は、白色光のもとで観察部位を観察するための通常観察モードと、特殊光を利用して観察部位に存在する血管の性状を観察するための血管情報観察モードを備えている。血管情報観察モードは、血管のパターンや酸素飽和度などの性状を把握して、腫瘍の良悪鑑別などの診断を行うための特殊光観察モードであり、特殊光として、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い波長域の狭帯域光が利用される。血管情報観察モードには、血管が強調された血管強調画像を表示する血管強調観察モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が表示された酸素飽和度画像を表示する酸素飽和度観察モードがある。

10

【0036】

レーザダイオード LD1 ~ LD3 は、それぞれ特定の波長域の狭帯域光を発する。レーザダイオード LD1 は、青色領域において、例えば波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 445 nm の狭帯域光を発光する。レーザダイオード LD2 は、青色領域において、例えば波長域が $410 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 405 nm の狭帯域光である狭帯域光を発光する。レーザダイオード LD3 は、青色領域において、例えば波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 473 nm の狭帯域光である狭帯域光を発光する。レーザダイオード LD1、LD2、LD3 としては、InGaIn 系、InGaAs 系、GaInAs 系のものを用いることができる。また、レーザダイオード LD1 ~ LD3 としては、高出力化が可能なストライプ幅（導波路の幅）が広いブロードエリア型のレーザダイオードが好ましい。

20

【0037】

レーザダイオード LD1 は、内視鏡 11 の先端部 19 に配設された蛍光体 41 と組み合わせられて、通常観察用の白色光を発する光源部を構成する。蛍光体 41 は、レーザダイオード LD1 が発する 445 nm の狭帯域光によって励起されて、緑色領域から赤色領域に渡る波長域を持つ蛍光を発光する。蛍光体 41 は、レーザダイオード LD1 が発する狭帯域光の一部を吸収して蛍光を発光するとともに、残りの狭帯域光を透過させる。透過する狭帯域光と励起される蛍光が混合されて白色光が生成され、照明窓 22 から白色光が照射される。蛍光体 41 が発光する蛍光は比較的広い照射野を確保するための発散角（広がり角）が得られるが、レーザダイオードの光は蛍光と比較して発散角が狭い。蛍光体 41 には光を拡散する機能があり、蛍光体 41 を透過するレーザダイオードの光は、蛍光体 41 によって拡散されて発散角が広げられる。蛍光体としては、例えば、YAG 系、BAM (Bismuth Magnesium Aluminum Oxide) 系等の蛍光体が使用される。レーザダイオード LD1 は、白色光の必要な光量を確保するために 2 個設けられている。

30

【0038】

レーザダイオード LD2 は、血管強調観察用の光源として用いられる。血中ヘモグロビンの光吸収特性は波長依存性を有しており、吸光係数は、波長が 450 nm 以下の領域において急激に上昇し、 405 nm 付近においてピークを有している。吸光係数が大きな波長の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストが大きな像が得られる。血管強調観察モードにおいては、レーザダイオード LD2 が発光する狭帯域光を照明光として用いることにより血管が強調された観察画像が撮影される。

40

【0039】

レーザダイオード LD3 は、酸素飽和度観察用の光源として用いられる。血中ヘモグロビンは、酸素と結合していない還元ヘモグロビンと、酸素と結合した酸化ヘモグロビンのそれぞれにおいて異なる光吸収特性を有している。還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長領域においては、同じ光強度の光を照射しても、酸素飽和度が変化すれば、反射率が変化する。酸素飽和度観察モードにおいては、吸光係数に差がある波長として、レーザダイオード LD3 が発する狭帯域光を照明光として用いることにより、酸素飽和度が測定される。

50

【 0 0 4 0 】

光源制御部 3 4 は、レーザダイオード L D 1 ~ L D 3 の点灯、消灯、光量の制御を行う。具体的には、光源制御部 3 4 は、レーザダイオード L D 1 ~ L D 3 に対して駆動パルスを与えることにより、点灯させる。そして、駆動パルスのデューティ比を制御する P W M (Pulse Wide Modulation) 制御を行うことにより、駆動電流値を変化させて発光量を制御する。駆動電流値の制御は、駆動パルスの振幅 (電圧) を変える P A M (Pulse Wide Modulation) 制御などでもよい。

【 0 0 4 1 】

レーザダイオード L D 1 ~ L D 3 の光は、単線の中継用光ファイバ 3 6 a、3 6 b とカブラ 3 7 によって内視鏡 1 1 の光ファイバ 3 9 に導光される。各カブラ 3 7 a ~ 3 7 b は、例えば、2 本の光ファイバからの光を合波して、合波した光を 1 本の光ファイバに出力する 2 入力 1 出力タイプの光合波部である。各レーザダイオード L D 1 ~ L D 3 とカブラ 3 7 a、3 7 b 間、及び各カブラ 3 7 a ~ 3 7 d 間には中継用光ファイバ 3 6 a で接続される。各カブラ 3 7 a ~ 3 7 b は、出力と入力を逆にすることで 1 出力 2 入力の光分波部としても機能する。本例においてはカブラ 3 7 d が光分波部として機能している。

【 0 0 4 2 】

より具体的には、2 つのレーザダイオード L D 1 の光と、レーザダイオード L D 2、L D 3 の光は、それぞれカブラ 3 7 a、3 7 b によって合波されて、それぞれのカブラ 3 7 a、3 7 b の出力がカブラ 3 7 c によって合波される。そして、カブラ 3 7 c の出力をカブラ 3 7 d で受けて、カブラ 3 7 d が 2 本の中継用光ファイバ 3 6 b に分波して出力する。これにより、2 本の中継用光ファイバ 3 6 b からは、レーザダイオード L D 1 が点灯した場合には中心波長が 4 4 5 n m の光がそれぞれ出力され、レーザダイオード L D 2 が点灯した場合には中心波長が 4 0 5 n m の光がそれぞれ出力されるというように、各レーザダイオード L D 1 ~ L D 3 の点灯状態に応じて同じ光が出力される。2 本の中継用光ファイバ 3 6 b は、光源用コネクタ 2 8 b を介して、内視鏡 1 1 に内蔵の 2 本の光ファイバ 3 9 のそれぞれと接続される。

【 0 0 4 3 】

2 本の光ファイバ 3 9 は、中継用光ファイバ 3 7 と同様に単線の光ファイバである。光ファイバ 2 9 は、例えば、コア内において複数の伝播経路 (モード) で光を送送するマルチモードファイバが使用される。光ファイバ 3 9 の寸法は、一例として、コア径 1 0 5 μ m、クラッド径 1 2 5 μ m、外皮となる保護層を含めた直径が約 0 . 3 m m 程度である。光ファイバ 3 9 としては、径方向の屈折率がコアとクラッドで段階的に変化するステップインデックスタイプでもよいし、屈折率変化が連続的なグレーテッドインデックスタイプでもよい。また、マルチモードファイバの代わりに光を 1 つのモードで伝送するシングルモードファイバでもよい。

【 0 0 4 4 】

光ファイバ 3 9 は、ユニバーサルコード 1 8 及び手元操作部 1 7 を経由して挿入部 1 6 の先端部 1 9 まで延びており、出射端が、挿入部 1 6 の先端部 1 9 に配設される 2 つの投光ユニット 4 0 のそれぞれに取り付けられている。2 本の光ファイバ 3 9 は、光源装置 1 3 から供給された光を投光ユニット 4 0 に導光するライトガイドとして機能する。

【 0 0 4 5 】

投光ユニット 4 0 は、光ファイバ 3 9 を通じて供給された光を観察部位に向けて投光する。投光ユニット 4 0 は、内部に蛍光体 4 1 を収容し、先端には照明窓 2 2 が取り付けられている。光ファイバ 3 9 は、レーザダイオード L D 1 の光に加えて、レーザダイオード L D 2、L D 3 の光も導光するので、レーザダイオード L D 2、L D 3 の光も蛍光体 4 1 に入射し、蛍光体 4 1 を透過して出射される。

【 0 0 4 6 】

観察窓 2 3 の奥には、集光レンズやプリズムで構成される対物光学系 5 1 と撮像素子 5 2 が配置されている。照明窓 2 2 から観察部位に照射され観察部位で反射した像光は、観察窓 2 3 を通して対物光学系 5 1 に入射し、対物光学系 5 1 によって撮像素子 5 2 の撮像

10

20

30

40

50

面に結像される。

【0047】

撮像素子52はCCDイメージセンサやCMOSイメージセンサなどからなり、フォトダイオードなどの画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックスに配列された撮像面を有している。撮像素子52は、撮像面で受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子52から出力されて、画像信号はAFE53に送られる。

【0048】

撮像素子52はカラー撮像素子であり、撮像面には、B、G、Rの3色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。AFE53は、相関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、及びアナログ/デジタル変換器(A/D)(いずれも図示省略)から構成されている。CDSは、撮像素子44からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された画像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

【0049】

撮像制御部54は、プロセッサ装置12内のコントローラ56に接続されており、コントローラ56から入力されるベースクロック信号に同期して、撮像素子52に対して駆動信号を入力する。撮像素子52は、撮像制御部54からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで画像信号をAFE53に出力する。

【0050】

プロセッサ装置12は、コントローラ56の他、信号処理を実行するDSP(Digital Signal Processor)57、画像処理を実行するDIP(Digital Image Processor)58と、ビデオメモリであるVRAM59と、表示制御回路60を備えている。コントローラ56は、CPU、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM、プログラムをロードして作業メモリとして機能するRAMなどからなり、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置12の各部を制御する。

【0051】

DSP57は、撮像素子44が出力する画像信号を取得する。DSP57は、B、G、Rの各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、Rの画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。この他、DSP57は、ガンマ補正や、B、G、Rの各画像信号に対してホワイトバランス補正などの信号処理を施す。DIP58は、階調補正、エッジ強調、周波数処理などの他、血管強調観察モードにおける画像処理、酸素飽和度観察モードにおける酸素飽和度算出処理などの画像処理を実行する。

【0052】

VRAM59は、DIP58が処理した画像処理済みの画像データを記憶する。表示制御回路60は、VRAM59から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号などのビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。

【0053】

図4に示すように、投光ユニット40は、光ファイバ39の出射端を挿入する挿入孔が形成されたフェルール62を有している。蛍光体41はフェルール62の先端に取り付けられている。フェルール62の挿入孔は軸方向に貫通しており、光ファイバ39は、その先端面を蛍光体41の後端面に突き当てた状態で取り付けられる。

【0054】

フェルール62の外周にはスリーブ63が取り付けられ、照明窓22はスリーブ63の先端に取り付けられ、蛍光体41を保護する保護カバーとしても機能する。符号66は、後述する光ファイバ39を保護する保護チューブであり、スリーブ63の後端に保護チュ

10

20

30

40

50

ープ 66 の先端が取り付けられている。

【 0055 】

図 5 に示すように、光ファイバ 39 は、投光ユニット 40 に取り付けられる先端側から光源用コネクタ 28b へ至る全域にわたって保護チューブ 66 内に挿通されて、保護チューブ 66 内に収容される。上述のとおり挿入部 16 内には、光ファイバ 39 の他、信号ケーブル、鉗子チャンネル、アングルワイヤなどの内蔵物が配設されているため、挿入部 16 の撓みによって内蔵物同士に擦れ合いや衝突などの接触が生じる。保護チューブ 66 は、光ファイバ 39 が内蔵物と直接接触するのを防ぎ、内蔵物同士の接触による光ファイバ 39 の破断を防止する。

【 0056 】

保護チューブ 66 は、第 1 チューブ 67、第 2 チューブ 68、継ぎ手 69 で構成される。第 1 チューブ 67 は、先端部 19 及び湾曲部 20 に配置される。第 2 チューブ 68 は、可撓管部 21 に配置される。継ぎ手 69 は、第 1 チューブ 67 及び第 2 チューブ 68 を接続する。継ぎ手 69 は、可撓管部 21 との境界付近に位置する、可撓管部 21 の先端部に配置される。

【 0057 】

第 1 チューブ 67 と第 2 チューブ 68 は異なる材料で形成されており特性が異なる。具体的には、第 1 チューブ 67 はシリコンゴムや、フッ素系ゴム等のゴム系材料で形成されている。第 2 チューブ 68 はポリテトラフルオロエチレン (P T F E)、又はテトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体 (P F A) 等を含む材料で形成される。シリコンゴム等のゴム系材料は P T F E や P F A と比較して柔軟性が高く、一方、P T F E や P F A はゴム系材料と比較して外表面の摩擦係数が低く、外表面の滑り性が高い。なお、第 1 チューブ 67 を、ゴム系材料の外表面に P T F E や P F A のフッ素系材料でコーティングを施した材料で構成してもよい。これによれば、第 1 チューブ 67 に対しても高い滑り性が付与される。

【 0058 】

湾曲部 20 の最小曲率半径は、可撓管部 21 の最小曲率半径と比較して小さい場合が多く、可撓管部 21 内と比べて、湾曲部 20 内において保護チューブ 66 はきつく曲げられる場合が多い。湾曲部 20 内において保護チューブ 66 に座屈が発生すると、内部の光ファイバ 39 が破断する。保護チューブ 66 において、湾曲部 20 内に配置される部分は、柔軟性に富む第 1 チューブ 67 で構成されるため、保護チューブ 66 の座屈が防止されて、それによる光ファイバ 39 の破断が防止される。

【 0059 】

また、保護チューブ 66 において、可撓管部 21 内に配置される部分は、滑り性が高い第 2 チューブ 68 で構成されるため、他の内蔵物との接触によって生じる摩擦力が軽減される。保護チューブ 66 と他の内蔵物との摩擦力が大きいと、保護チューブ 66 の捻れなどによって内部の光ファイバ 39 に無用な外力が加わり、光ファイバ 39 が破断する。保護チューブ 66 の滑り性を高めることで光ファイバ 39 に加わる外力が軽減され、光ファイバ 39 の破断が防止される。

【 0060 】

第 1 チューブ 67 及び第 2 チューブ 68 について、本例で示した材料は一例であり、それぞれが配置される部位に応じて要求される特性を有するものであれば、他の材料でもよい。

【 0061 】

可撓管部 21 の軸方向の長さは、湾曲部 20 と比較して長く、可撓管部 21 における保護チューブ 66 と他の内蔵物が接触する総面積は、湾曲部 20 内における保護チューブ 66 と他の内蔵物が接触する総面積と比較して大きい。接触面積が大きいほど摩擦力の総量は増加するので、湾曲部 20 と比較して可撓管部 21 内において保護チューブ 66 の滑り性を高める必要性が高い。可撓管部 21 との比較においては、湾曲部 20 内における保護チューブ 66 の滑り性を犠牲にしても、保護チューブ 66 と他の内蔵物の接触面積が小

10

20

30

40

50

さい分、摩擦によって光ファイバ 39 が破断する危険は少ない。そのため、湾曲部 20 においては、滑り性よりも柔軟性を優先して保護チューブ 66 の材料が選択される。

【0062】

図 6 において、継ぎ手 69 は、ステンレスなどの金属製の中空状のパイプ（筒状体）であり、挿通孔 69a に光ファイバ 39 が挿通される。継ぎ手 69 の軸方向の両端は、第 1 チューブ 67 の一端が接続される第 1 接続部 71 と、第 2 チューブ 68 の一端が接続される第 2 接続部 72 が形成されている。第 1 接続部 71 及び第 2 接続部 72 は、一端が開放された開放端となっている。第 1 接続部 71 は開放端側から第 1 チューブ 67 の内孔 67a に挿入されて、内孔 67a との嵌合により接続される。同様に、第 2 接続部 72 は開放端側から第 2 チューブ 68 の内孔 68a に挿入されて、内孔 68a との嵌合により接続される。

10

【0063】

継ぎ手 69 は、可撓管部 21 内に配置されることが好ましい。というのは、湾曲部 20 は、可撓管部 21 と比べてきつく曲げられる湾曲動作が多く、継ぎ手 69 が湾曲部 20 内にあるとそうした湾曲動作を阻害するからである。

【0064】

継ぎ手 69 の軸方向の長さは、例えば、約 10 mm ~ 15 mm 程度である。可撓管部 21 の端部には、湾曲部 20 との接続部となる口金 21a が配置されている。本例においては、継ぎ手 69 が口金 21 の位置に重なるように配置されている。口金 21 の部分は撓むことは無いため、口金 21 の部分に継ぎ手 69 を配置することにより、継ぎ手 69 に曲げ方向の力が加わらないようにしている。

20

【0065】

なお、継ぎ手 69 は、可撓管部 21 内に配置されていれば、口金 21 と重なるように配置されていなくてもよく、可撓管部 21 内において、口金 21 よりも基端側に配置されていてもよい。この場合、継ぎ手 69 の一部だけが口金 21 の位置に配置され、残りの部分が口金 21 よりも基端側に配置されていてもよいし、継ぎ手 69 の全部が口金 21 よりも基端側に配置されていてもよい。

【0066】

継ぎ手 69 の軸方向の中間部（第 1 接続部 71 と第 2 接続部 72 の間）は、第 1 及び第 2 接続部 71、72 の外径よりも大きな外径を持つ大径部 73 が形成されている。大径部 73 は、保護チューブ 66 の組み立て時において、継ぎ手 69 をつかむための把持部として機能する。継ぎ手 69 は全長が短い小さな部品であるため、大径部 73 を設けることで、継ぎ手 69 をつかみやすい。また、大径部 73 の両端は、第 1 及び第 2 接続部 71、72 の第 1 及び第 2 チューブ 67、68 への挿入量を規定するストッパとしても機能する。

30

【0067】

図 7 に示すように、第 1 チューブ 67 の内径 d_2 及び第 2 チューブ 68 の内径 d_3 は、外力が加わらない自然状態において、継ぎ手 69 の挿通孔 69a の内径 d_1 よりも小さい。挿通孔 69a の内径 d_1 は、継ぎ手 69 の全長に渡って一定である。当然ながら、第 1 チューブ 67 及び第 2 チューブ 68 の内径 d_2 、 d_3 は、継ぎ手 69 の第 1 接続部 71 及び第 2 接続部 72 の外径 D_1 よりも小さい。すなわち、それぞれの大小関係は、外径 $D_1 >$ 内径 $d_1 >$ 内径 d_2 、 d_3 という関係になっている。具体的な寸法は、例えば、外径 D_1 は約 0.9 mm、内径 d_1 は約 0.7 mm、内径 d_2 、 d_3 は約 0.5 mm であり、すべて 1 mm 以下である。

40

【0068】

継ぎ手 69 の内径 d_1 を、第 1 及び第 2 チューブ 67、68 の内径 d_2 、 d_3 よりも大きくした理由は光ファイバ 39 の破断を防止するためである。すなわち、内径 d_1 を大きくすることにより外径 D_1 が大きくなるため、第 1 及び第 2 チューブ 67、68 は、第 1 及び第 2 接続部 71、72 に対して、弾性変形によりその内径 d_2 、 d_3 が、外径 D_1 まですべて広がられて接続される。

【0069】

50

図 8 及び図 9 に示すように、第 1 チューブ 6 7、6 8 は弾性を有しているため、第 1 接続部 7 1 の開放端において開口縁を形成するエッジ 7 1 a 及び第 2 接続部 7 2 の開放端において開口縁を形成するエッジ 7 2 a と接触する部分において、第 1 チューブ 6 7、6 8 には自然状態に戻ろうとする復元力が発生し、それぞれの内壁が径方向の中心に向かって膨らむ。これにより、各エッジ 7 1 a、7 2 a 部分において第 1 及び第 2 の各チューブ 6 7、6 8 の内壁には内孔 6 7 a、6 8 a の中心に向かって径方向に膨らむ膨出部 6 7 b、6 8 b が形成される。

【0070】

膨出部 6 7 b は、第 1 チューブ 6 7 の先端側から見ると、エッジ 7 1 a を覆い隠すように形成され、膨出部 6 8 b は、第 2 チューブ 6 8 の基端側から見ると、エッジ 7 2 a を覆い隠すように形成される。第 1 接続部 7 1 及び第 2 接続部 7 2 の外径 D_1 と内径 d_1 の差である肉厚 t_1 は、上述した寸法で計算すると、約 0.1 mm である。このように肉厚 t_1 は非常に薄いので、第 1 チューブ 6 7、6 8 の弾性で形成される膨出部 6 7 b、6 8 b によってエッジ 7 1 a、7 2 a を覆うことができる。

【0071】

肉厚 t_1 は非常に薄いため、光ファイバ 3 9 とエッジ 7 1 a、7 2 a が接触すると、光ファイバ 3 9 が破断するおそれがある。膨出部 6 7 b、6 8 b により、第 1 チューブ 6 7、6 8 の内孔 6 7 a、6 8 a 及び継ぎ手 6 9 の挿通孔 6 9 a を挿通する光ファイバ 3 9 とエッジ 7 1 a、7 2 a との接触が回避されて、光ファイバ 3 9 の破断が防止される。

【0072】

なお、エッジ 7 1 a、7 2 a は膨出部 6 7 b、6 8 b によって完全に覆われなくてもよい。完全に覆われない場合でも、膨出部 6 7 b、6 8 b によって光ファイバ 3 9 の通り道が規制され、光ファイバ 3 9 とエッジ 7 1 a、7 2 a との接触が防止される、という効果は期待できるからである。

【0073】

光ファイバ 3 9 とエッジ 7 1 a、7 2 a の接触による破断を防止する方法としては、本例で示す膨出部 6 7 b、7 2 a によって接触を回避する方法の他にも、例えば、エッジ 7 1 a、7 2 a 部分において、各挿通孔 6 9 a の開口縁の内壁がラッパ形状になるように開口縁の内壁側を面取りする方法が考えられる。こうすれば、エッジ 7 1 a、7 2 a の開口縁と光ファイバ 3 9 が接触しても、接触部分は曲面になっているため、光ファイバ 3 9 の破断防止効果が得られる。

【0074】

しかしながら、肉厚 t_1 は非常に薄く、面取りする厚みが無い。実験によれば、面取りをすると、エッジ 7 1 a、7 2 a は逆に刃先のように尖ってしまう結果となることが判明しており、本例のように肉厚 t_1 が薄い場合には面取りする方法は採用できない。そのため、肉厚 t_1 が薄い場合には膨出部 6 7 b、6 8 b を形成する方法が非常に有効である。また、面取りによる方法は、エッジ 7 1 a、7 2 a と光ファイバ 3 9 との接触を許容する方法であるのに対して、膨出部 6 7 b、6 8 b を形成する方法は、エッジ 7 1 a、7 2 a と光ファイバ 3 9 の接触自体を回避する方法である。そのため、面取りする方法と比較して、光ファイバ 3 9 の破断防止効果も高い。

【0075】

また、肉厚 t_1 が薄くなる理由は、挿入部 1 6 の径の細径化に起因している。従来の内視鏡ではライトガイドとして光ファイバを複数本バンドル化したバンドルファイバを使用しているが、本発明の内視鏡 1 1 では、ライトガイドとして単線の光ファイバ 3 9 を使用している。単線の光ファイバ 3 9 を使用することで挿入部 1 6 の細径化を実現することができる。単線の光ファイバ 3 9 を採用することによる細径化のメリットを阻害しないためには、光ファイバ 3 9 を挿通する保護チューブ 6 6 の外径も小さくする必要がある。一方で、保護チューブ 6 6 は、光ファイバ 3 9 が挿通されるので、保護チューブ 6 6 の内径はできる限り大きい方がよい。そのため、外径の細径化のメリットを阻害しないためには、保護チューブ 6 6 の外径と内径の差である肉厚 t_1 を薄くせざるを得ない。

【0076】

上述のとおり、肉厚 t_1 が薄いと面取りする方法は採用できないため、本発明のように、第1チューブ67、第2チューブ68の内径 d_2 、 d_3 を、継ぎ手69の内径 d_1 よりも小さくすることにより、エッジ71a、72aを覆い隠す膨出部67b、68dを形成する構成は、挿入部16の細径化を追求するために継ぎ手69の肉厚 t_1 を薄くせざるを得ない内視鏡11において特に有効である。

【0077】

また、継ぎ手69の内径 d_1 は、第1及び第2チューブ67、68の内径 d_2 、 d_3 よりも大きいため、継ぎ手69内において光ファイバ39に掛かるストレスも僅かながら緩和される。継ぎ手69は金属製であるため、弾性を有する第1及び第2チューブ67、68のように屈曲しない。そのため、第1チューブ67、68内と比較して継ぎ手69内において光ファイバ39の移動範囲が制限されるほど、光ファイバ39に掛かるストレスが大きい。内径 d_1 を大きくして光ファイバ39の径方向の移動範囲を広げることにより、ストレスが緩和されるため、その分、光ファイバ39の継ぎ手69内における破断防止効果が向上する。

【0078】

また、図9に示すように、第2接続部72の端部72bは、開放端(エッジ72a)に向かって外径が細くなるようにテーパが形成されている。第2チューブ68は、第1チューブ67と比較して剛性が高い(柔軟性が低い)ため、第1チューブ67の膨出部67bと比較すると、膨出部68bの突出量が小さい。そのため、端部72bの外周面にテーパを形成することで、膨出部68bの突出量が大きくなるようにしている。また、テーパを形成することで、第2接続部72の肉厚 t_1 が、エッジ72a部分においては肉厚 t_2 に減少するため、膨出部68bの突出量が小さくても、膨出部68bによってエッジ72aを覆い隠すことが可能となる。肉厚 t_2 の具体的な寸法は、例えば約0.05mm程度である。

【0079】

このような保護チューブ66を組み立てる際には、第1及び第2接続部71、72の外周面に接着剤が塗布されて、第1及び第2チューブ67、68とそれぞれ接着される。第1接続部71の第1チューブ67内への挿入量、及び第2接続部72内の第2チューブ68内への挿入量は、大径部73の端面によってそれぞれ規定されるので、各挿入量の偏りを防止することができる。また、同様に内視鏡11の個体差間の挿入量のバラツキも抑制することができる。

【0080】

内視鏡11の使用中に第1チューブ67と第2チューブ68が継ぎ手69から外れてしまうと光ファイバ39が破断するおそれがある。第1及び第2接続部71、72の挿入量は、接着剤の接着力を加味しつつ耐久性を考慮して設定されているので、大径部73を設けて挿入量の偏りや個体差間のバラツキを抑制することで、個体差による偏りなく、保護チューブ66の目標となる耐久性を確保することができる。こうして組み立てられた保護チューブ66に対して、光ファイバ39は、第1チューブ67から、継ぎ手69、第2チューブ68の順に挿入されて、全体が保護チューブ66内に収容される。

【0081】

以上説明したように、挿入部16内に単線の光ファイバ29が配設される内視鏡11において、光ファイバ39の保護チューブ66は、第1チューブ67、第2チューブ68、及び各チューブ67、68を接続する継ぎ手69で構成される。そして、柔軟性が要求される湾曲部20においては柔軟性の高い材料で形成された第1チューブ67が配設され、滑り性が要求される可撓管部21においては外表面の摩擦係数が低く滑り性が高い第2チューブ68が配設されているので、挿入部16の各部位における要求特性を満たすことができる。

【0082】

また、第1及び第2チューブ67、68の内径 d_2 、 d_3 は、継ぎ手69の内径 d_1 よ

りも小さいので、各チューブ 67、68 を継ぎ手 69 の第 1 及び第 2 接続部 71、72 に接続したときに、各チューブ 67、68 の弾性変形により、エッジ 71a、72a の部分に膨出部 67b、68b が形成される。膨出部 67b、68b によりエッジ 71a、72a が覆い隠されるため、光ファイバ 39 とエッジ 71a、72a の接触が回避されて、光ファイバ 39 の破断が防止される。

【0083】

上記実施形態において示した各部の寸法は 1 例であり適宜変更が可能である。ただし、上述したとおり、膨出部 67b、68b は、継ぎ手 69 を含む保護チューブ 66 が細径である場合により必要性が高い構成である。第 1 及び第 2 チューブ 67、68、及び継ぎ手 69 の内径はすべて 1 mm 以下である場合に特に有効である。また、肉厚 t_1 、 t_2 について、約 0.2 mm 以下であることが好ましい。というのも、膨出部 67b、68b は、第 1 チューブ 67、68 の弾性によって形成されるものであるため、それほど大きな突出量は望めないからである。

10

【0084】

上記実施形態において、継ぎ手 69 の大径部 73 の幅（軸方向の長さ）は適宜変更可能であり、幅を薄くしてフランジ形状のようにしてもよい。さらに、大径部 73 を設けなくてもよい。ただし、上述のとおり、大径部 73 を設けることで、継ぎ手 69 の把持性の向上、第 1 及び第 2 接続部 71、72 の挿入量のバラツキ抑制など有利な効果が得られるため、大径部 73 を設けることが好ましい。

【0085】

20

なお、継ぎ手 69 の第 1 接続部 71 及び第 2 接続部 72 の外径は同じでもよいし、異なってもよい。さらに、第 1 チューブ 67 及び第 2 チューブ 68 の外径についても同じでもよいし、異なってもよい。

【0086】

上記実施形態では、保護チューブ 66 を、湾曲部 20 及び先端部 19 に配置される第 1 チューブ 67 と、可撓管部 21 に配置される第 2 チューブ 68 の 2 分割で構成した例で説明したが、例えば、先端部 19 に設けられる部分を第 3 チューブとして、に配置される第 1 チューブ 67 から切り離して構成するというように、保護チューブ 66 のチューブ部分を 3 つ以上に分割してもよい。この場合、継ぎ手はチューブ部分の分割数に応じて設けられる。

30

【0087】

上記実施形態では、挿入部 16 内に、照明窓 22 の数に応じて単線の光ファイバ 39 を 2 本配設した例で説明したが、例えば照明窓 22 の数が 4 つの場合には光ファイバ 39 を 4 本設けるというように 2 本以上配設してもよい。また、光ファイバ 39 は 1 本でもよい。保護チューブ 66 は、光ファイバ 39 毎に設けられる。この場合において、照明窓 22 が複数有る場合には照明窓 22 の前段で光ファイバ 39 を分岐させる。

【0088】

また、発光波長が異なる複数のレーザダイオード LD1 ~ LD3 の光を合波して、合波した光を光ファイバ 39 で導光する例で説明したが、各レーザダイオード LD1 ~ LD3 の種類毎に光ファイバ 39 を複数本設けてもよい。各レーザダイオード LD1 ~ LD3 の種類毎に光ファイバ 39 を設ける場合には、レーザダイオード LD2、LD3 の光のように蛍光体 41 の励起光として使用しない光については、蛍光体 41 を透過させなくてもよい。この場合にはレーザダイオードの光の発散角を確保するために拡散材を使用することが好ましい。

40

【0089】

また、上記実施形態で示した、各レーザダイオード LD1 ~ LD3 の発光波長、用途、数は 1 例であり、適宜変更が可能である。

【0090】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2 つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサ

50

が先端部に内蔵された超音波内視鏡など他の形態の内視鏡にも適用することができる。また、医療用内視鏡に限らず、工業用内視鏡にも適用することができる。

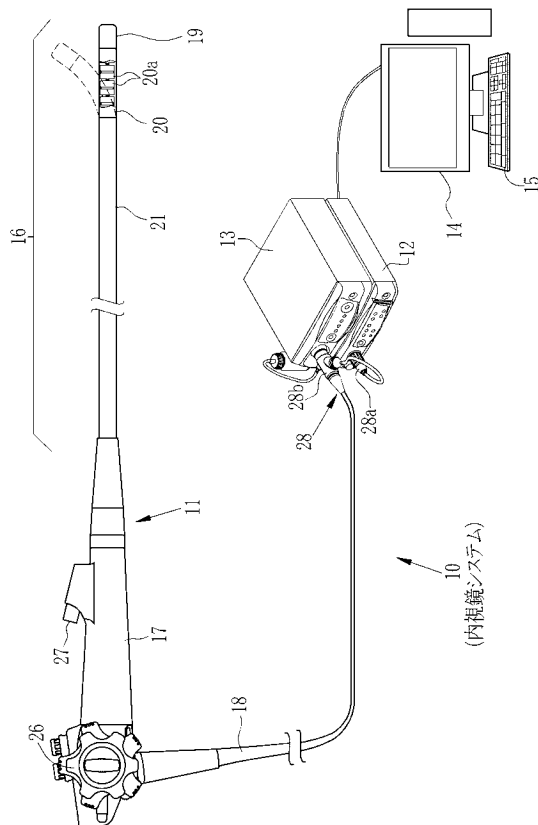
【符号の説明】

【 0 0 9 1 】

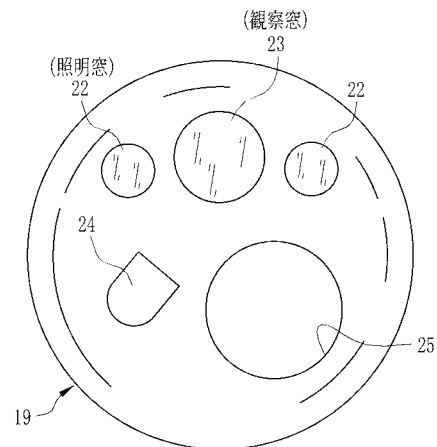
- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 内視鏡
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 2 8 コネクタ
- 2 8 b 通信用コネクタ
- 3 9 光ファイバ
- 4 1 蛍光体
- 4 6 保護チューブ
- L D 1 ~ L D 3 レーザダイオード

10

【 図 1 】



【 図 2 】



专利名称(译)	内窥镜和光纤保护管		
公开(公告)号	JP2014076130A	公开(公告)日	2014-05-01
申请号	JP2012224605	申请日	2012-10-09
[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	鈴木裕章 内藤圭介		
发明人	鈴木 裕章 内藤 圭介		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/06.A A61B1/00.732 A61B1/07.730 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF50 4C161/JJ03 4C161/JJ11 4C161/QQ10		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：即使使用接头作为光纤保护管，也要防止光纤断裂。解决方案：在内窥镜中，提供用于将光从光源引导到插入部分的远端的光纤39。光纤39插入保护管66中。保护管66包括设置在弯曲部分并具有高塑性的第一管67，设置在柔性管部分中具有高系数的第二管68在外表面上的摩擦和连接管67和68的接头69。各个管67和68的内孔的内径d2和d3小于接头69的插入孔的内径d1。各个管67和68通过扩大相应的内径而与接头69配合。由于凸起部分是通过在接头69的两端凸出各个管67和68的内壁而形成的，因此接头69的边缘71a和72a被凸起部分覆盖。

