

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 1/06		A 6 1 B 1/06	A 2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	B 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 7 数)

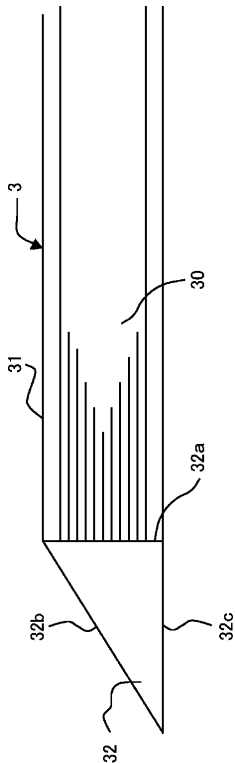
(21)出願番号	特願2002 - 29938(P2002 - 29938)	(71)出願人	000000527 ペンタックス株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22)出願日	平成14年2月6日(2002.2.6)	(72)発明者	宇津井 哲也 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学 工業株式会社内
		(74)代理人	100098235 弁理士 金井 英幸
		F タ-ム (参考)	2H040 BA09 CA03 CA11 CA12 GA02 GA11 4C061 GG01 HH51 QQ04 WW17

(54)【発明の名称】 励起光照射プローブ

(57)【要約】

【課題】内視鏡の先端面から被検体の表面をあまり離れさせることなく、内視鏡の対物光学系の光軸上に存する被検体の被測定範囲に、励起光を照射することができる励起光照射プローブを提供する。

【解決手段】励起光照射プローブ3は、光ファイババンドル30及びチューブ31の先端面に固定されたプリズム32を有している。このプリズム32は、直角不等辺三角形の底面を持つ三角柱形状を有している。底面における短辺に接するプリズム32の側面が、光ファイババンドル30の先端面に固定されており、その側面に対して鋭角に接する他の側面には、反射コーティングが施されている。従って、光ファイバの先端面から励起光がプリズム基端面に励起光が入射すると、この励起光は、光ファイバの先端面からプリズム32内に入射すると、反射コーティングが施されている面によって斜めに反射されて、プリズム32外へ射出される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる波長の励起光を透過する長尺な可撓性を有する光ファイバと、

この光ファイバの先端面から射出される励起光を斜めに偏向するためにこの光ファイバの先端面に固定された偏向部材とを備えることを特徴とする励起光照射プローブ。

【請求項 2】前記偏向部材は、前記励起光を反射させることによって偏向させる反射面を有することを特徴とする請求項 1 記載の励起光照射プローブ。

【請求項 3】前記偏向部材は、前記反射面を備えるプリズムであることを特徴とする請求項 2 記載の励起光照射プローブ。

【請求項 4】前記偏向部材は、前記反射面をその側面に備える三角プリズムであることを特徴とする請求項 3 記載の励起光照射プローブ。

【請求項 5】前記偏向部材は、前記励起光を屈折させることによって偏向させる屈折面を有することを特徴とする請求項 1 記載の励起光照射プローブ。

【請求項 6】前記偏向部材は、前記屈折面を備えるプリズムであることを特徴とする請求項 5 記載の励起光照射プローブ。

【請求項 7】前記偏向部材は、前記屈折面をその側面に備える三角プリズムであることを特徴とする請求項 6 記載の励起光照射プローブ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通されてその先端が内視鏡の先端面から突出した状態で使用され、内視鏡によって撮影される視野の範囲に、生体組織を励起して自家蛍光を生じさせるための励起光を照射する励起光照射プローブに、関する。

【0002】

【従来の技術】従来、生体組織に特定波長の紫外光（励起光）が照射されると、この生体組織が励起されて蛍光（自家蛍光）を発すること、及び、腫瘍や癌などの病変が生じた異常な生体組織が発する自家蛍光の分光特性は正常な生体組織が発する自家蛍光の分光特性とは異なることが、知られている。具体的には、正常な生体組織が発する自家蛍光は、その緑色帯域の強度が赤色帯域の強度よりもかなり大きい一方で、病変が生じた生体組織が発する自家蛍光は、その緑色帯域と赤色帯域との強度差が正常組織に比べて小さくなる。このような自家蛍光に関する分光特性に基づいて、自家蛍光を発している生体組織が正常であるか異常であるかを判定する蛍光診断システムが、開発されている。

【0003】従来用いられていた蛍光診断システムでは、紫外域透過フィルタが照明ランプから内視鏡先端に至る照明光路中に選択的に進入可能に配置されている。

そして、蛍光観察時には、この紫外域透過フィルタが照明光路に挿入されるとともに、分光器から延びる測定用プローブ（光ファイバ）が内視鏡の鉗子チャンネルに挿通される。これにより、内視鏡の先端から被検体（体腔内壁）へ励起光が照射され、体腔内壁から発せられた自家蛍光が測定用プローブにより導光され、分光器によってその自家蛍光の分光特性が検出される。この分光器が検出した自家蛍光の分光特性に関する情報は、この分光器に接続されたコンピュータによって処理されて、上述した判定に供される。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】ところが、内視鏡の先端面において、照明窓（照明光路の射出端）と鉗子口（鉗子チャンネルの開口、即ち、測定用プローブの先端）とはずれているので、被検体（体腔内壁）が内視鏡先端面からある程度離れていなければ、照明窓を通じて照射される励起光の照射範囲が測定用プローブによって測定される範囲と完全には重ならない。そして、被検体（体腔内壁）を内視鏡先端面からある程度離すと、照明窓から発散して照射される励起光の被検体（体腔内壁）表面での単位面積当たりの光量が極端に落ちてしまうので、分光器での検出のために十分な量の自家蛍光を得られないという問題が、生じてしまう。

【0005】本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであり、その課題は、内視鏡の先端面から被検体の表面をあまり離れさせることなく、内視鏡の対物光学系の光軸上に存する被検体の被測定範囲に励起光を照射することができる励起光照射プローブを提供することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために案出された本発明による励起光照射プローブは、生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる波長の励起光を透過する長尺な可撓性を有する光ファイバと、この光ファイバの先端面から射出される励起光を斜めに偏向するためにこの光ファイバの先端面に固定された偏向部材とを、備える。

【0007】このように構成されると、偏向部材が、光ファイバの先端面から射出された励起光を、この光ファイバの中心軸に対して斜めな方向へ偏向させる。従って、この励起光照射プローブを内視鏡の鉗子チャンネルに挿通し、その偏向部材が内視鏡の先端面から突出させ、励起光を偏向する向きを内視鏡の対物光学系の光軸へ向ければ、被検体の表面を内視鏡の先端面からあまり離れさせなくても、被検体の被測定範囲に励起光を照射することができる。その結果、被測定範囲に照射される励起光の強度が高く保たれる。

【0008】本発明において、偏向部材は、励起光を反射させることによって偏向させても良いし、励起光を屈折させることによって偏向させても良い。何れの場合に

おいても、反射面又は屈折面は、プリズムの側面として構成することができる。このプリズムの形状には、制限はないが、三角柱とすれば、最も単純な形状となる。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0010】

【実施形態1】<実施形態の構成>図1は、本発明の第1実施形態による励起光照射プローブが用いられた蛍光診断用システムの概略構成図である。この蛍光診断用システムは、内視鏡1、照明光光源装置2、励起光照射プローブ3、励起光光源装置4、光路切換器5、テレビカメラ6、モニタ7、及び分光測定システム8を、備える。

【0011】先ず、内視鏡1について説明する。図1には、この内視鏡1の詳細な形状は図示されていないが、内視鏡1は、生体内（体腔内）の経路に沿って挿入される挿入部を有している。この挿入部は、その先端近傍に湾曲機構が組み込まれている可撓管と、この可撓管の先端を封止する硬質部材製の先端部とからなる。また、挿入部の基端には操作部が連結されており、この操作部には、湾曲機構を湾曲操作するためのダイヤル及び各種操作スイッチが設けられている。

【0012】この内視鏡1の挿入部を構成する先端部には、少なくとも3つの貫通孔が穿たれており、そのうちの一对の貫通孔には、配光レンズ11及び対物レンズ12が、夫々、填め込まれている。他の1つの貫通孔は、鉗子口13aとして利用される。そして、この鉗子口13aと操作部に穿たれた鉗子口13bとを結んで内視鏡1内を引き通された管が、電気メス等の処置具をガイドする鉗子チャネル13として、機能する。

【0013】更に、内視鏡1は、ライトガイド14及びイメージガイド15を内蔵している。これら両ガイド14、15は、光ファイバが多数束ねられてなる可撓なファイババンドルから構成されている。ライトガイド14は、その先端面（出射面）が配光レンズ11に対向した状態になるように先端部内に固定されて、内視鏡1及びライトガイド可撓管内を引き通され、その基端面（入射面）が操作部の側面から延びたライトガイド可撓管の先端に設けられた図示せぬコネクタに固定されている。そして、この図示せぬコネクタが照明光光源装置2の図示せぬメスコネクタに接続されると、ライトガイド14の入射面が照明光光源装置2内に導入される。

【0014】イメージガイド15は、その先端面が対物レンズ12に対向した状態となるように先端部内に固定されて、内視鏡1内を引き通され、その基端が操作部内に固定されている。このイメージガイド15の先端面は、内視鏡1の先端部が被検体（体腔内壁）に対向配置されたときに対物レンズ12が当該被検体（体腔内壁）の像を結ぶ位置の近傍に、配置されている。従って、こ

のイメージガイド15は、対物レンズ12による被検体の像をその基端面に伝送する。

【0015】更に、内視鏡1の操作部内には、接眼レンズ16が、固定されている。具体的には、接眼レンズ16は、操作部における挿入部が連結されている側とは反対側の端部近傍に配置され、イメージガイド15の基端面に対向している。この接眼レンズ16は、後述する光路切換装置5が操作部に接続されていない時には、イメージガイド15の基端面に伝送された被検体の像を虚像として、拡大する。

【0016】次に、照明光光源装置2について説明する。この照明光光源装置2は、リフレクタ付きの白色光源21及び集光レンズ22を、備えている。白色光源21は、そのリフレクタにより、白色光を平行光として射出する。集光レンズ22は、白色光源21により射出された白色光の光路上に配置されている。なお、内視鏡1のライトガイド可撓管の先端に設けられた図示せぬコネクタが照明光光源装置2の図示せぬメスコネクタに装着されると、ライトガイド14の入射面が、集光レンズ22の焦点近傍に配置される。従って、集光レンズ22によって集光された白色光が、ライトガイド14の入射面に入射する。その結果、白色光は、ライトガイド14によって内視鏡1内を導かれ、配光レンズ11により拡散され、内視鏡1の先端に対向した被検体（体腔内壁）を照明する。なお、白色光源21は、白色光をリフレクタによって収束光として射出するタイプのものであっても良い。その場合には、集光レンズ22を省いても、白色光をライトガイド14の入射面に収束することが可能となる。

【0017】次に、励起光光源装置4について説明する。この励起光光源装置4は、上述した照明光光源装置2に類似した構成を有している。但し、その励起光源41は、水銀ランプが発する輝線のうちの一つである365nmの紫外光（励起光）を、リフレクタを介して平行光として射出する。このように平行光として励起光源41から射出された励起光は、集光レンズ42によって、集光される。なお、この励起光光源装置4の筐体には、上述した励起光照射プローブ3の基端面を集光レンズ42の焦点に固定する受口（図示略）が、形成されている。また、励起光源41も、励起光をリフレクタによって収束光として射出するタイプのものであっても良い。その場合には、集光レンズ42を省いても、励起光を励起光照射プローブ3の基端面に収束することが可能となる。

【0018】次に、励起光照射プローブ3を説明する。図2は、励起光照射プローブ3の軸方向に沿った縦断面図である。励起光照射プローブ3は、複数本の光ファイバからなる光ファイババンドル30と、この光ファイババンドル30を被覆するチューブ31と、これら光ファイババンドル30及びチューブ31の先端面に固定され

た三角プリズム 32 とを、主要構成としている。そして、励起光照射プローブ 3 の基端は、励起光光源装置 4 に形成された図示せぬ受口に差し込まれて固定され得る様に、構成されている。即ち、励起光照射プローブ 3 の基端には、金属パイプ等からなる口金が被せられている。

【0019】なお、この励起光照射プローブ 3 の外径は、上記鉗子チャンネル 13 よりも小さく、その長さ、鉗子チャンネル 13 の長さで鉗子口 13b から励起光光源装置 4 に形成された図示せぬ受口までの距離との和よりも長い。従って、術者が、内視鏡 1 の鉗子チャンネル 13 に励起光照射プローブ 3 を挿通し、その先端を、内視鏡 1 の先端面から突出させることができる。

【0020】但し、励起光照射プローブ 3 が内視鏡 1 の鉗子チャンネル 13 に挿通されるとき、チューブ 31 が硬過ぎると、プローブ 3 は鉗子チャンネル 13 の湾曲に倣って屈曲することができず、逆に、チューブ 31 が軟らか過ぎると、プローブ 3 は鉗子チャンネル 13 内で座屈してしまい、何れにしても、術者は、その先端を、内視鏡 1 の先端面まで到達させることができなくなる。そこで、チューブ 31 は適度な可撓性を有するプラスチックから形成されている。

【0021】光ファイババンドル 30 を構成する単ファイバは、夫々、励起光の波長域に対する透過率が高い石英ガラス又はプラスチックから形成されている。従って、励起光照射プローブ 3 の基端が励起光光源装置 4 の図示せぬ受口に差し込まれて固定されている状態で、光ファイババンドル 30 の基端面に励起光が入射すると、励起光は光ファイババンドル 30 内を伝わって、その先端面から射出される。

【0022】偏向部材としてのプリズム 32 の形状は、直角不等辺三角形の底面（図 2 の紙面と平行な面）を持つとともに、この底面における短辺と同じ高さを有する三角柱形状である。従って、このプリズム 32 の 3 つの側面（図 2 の紙面に直交する面）のうち、底面における短辺と接する側面の形状は、正方形となっている。この正方形の側面が、光ファイババンドル 30 及びチューブ 31 の先端面に固定されているので、以下、入射端面 32a と称される。この入射端面 32a に対して鋭角（約 60 度）に接する側面 32b には、UV 反射コートが施されている（以下、この側面 32b を反射面と称す）。従って、入射端面 32a からこのプリズム 32 内に入射した光のうち、励起光の成分のみが、この反射面 32b によって反射され、入射端面 32a に対して直角に接する側面 32c に向かう（以下、この側面 32c を出射端面と称す）。従って、励起光源 41 から発せられた光に不可避免的に含まれる可視光成分が、反射面 32b を透過して、励起光成分から分離される。なお、上述したように、反射面 32b は入射端面 32a に対して約 60 度に接しているため、励起光は、励起光照射プローブ 3 の斜

め前方に向けて偏向されることになる。

【0023】次に、図 1 に戻り、光路切換器 5 について説明する。この光路切換器 5 は、内視鏡 1 の操作部に対して上記接眼レンズ 16 に対向した状態で装着され得る筐体 51 と、この筐体 51 に内蔵されたプリズム 52、プリズム枠 53、切替レバー 54、及び集光レンズ 55 とから、構成されている。なお、上記接眼レンズ 16 は、この光路切換器 5 の筐体 51 が内視鏡 1 の操作部に装着された時には、図示せぬ機構によって、イメージガイド 15 の基端面に対して 0 ディオプトリの位置へ移動される。

【0024】この筐体 51 が内視鏡 1 の操作部に装着された時に接眼レンズ 16 の背後に位置する壁面には、図示せぬ撮影レンズ及び CCD からなるテレビカメラ 6 が固定されている。

【0025】筐体 51 における当該テレビカメラ 6 が装着された壁面と直角に接する壁面には、接眼レンズ 16 及びテレビカメラ 6 の図示せぬ撮影レンズの光軸に対して直交する方向にのみ進退自在に、切替レバー 54 が貫通している。この切替レバー 54 の外端は、操作者がこの切替レバー 54 を操作するためのツマミとなっており、その内端には、プリズム 52 を保持するプリズム枠 53 が固定されている。

【0026】プリズム 52 は、その斜面が鏡面となるようにコーティングされた直角プリズムであり、プリズム枠 53 により、その斜面の中心が接眼レンズ 16 及びテレビカメラ 6 の図示せぬ撮影レンズの光軸に対して 45 度傾いて交わるように、保持されている。従って、術者は、この切替レバー 54 の外端を摘んで切替レバー 54 を進退させることにより、プリズム 52 を接眼レンズ 16 とテレビカメラ 6 の図示せぬ撮影レンズとの間の光路中に挿入し、また、この光路からプリズム 52 を待避させることができる。

【0027】プリズム 52 が、接眼レンズ 16 とテレビカメラ 6 の図示せぬ撮影レンズとの間の光路から退避している状態では、イメージガイド 15 の基端面に伝送された被検体（体腔内壁）の像が、接眼レンズ 16 及びテレビカメラ 6 の図示せぬ撮影レンズにより、テレビカメラ 6 の図示せぬ撮像素子の撮像面にリレーされる。その撮像面上にリレーされた被検体（体腔内壁）の像は、映像信号に変換され、その映像信号がモニター 7 に入力されることにより、このモニター 7 上に表示される。

【0028】一方、プリズム 52 が、接眼レンズ 16 とテレビカメラ 6 の図示せぬ撮影レンズとの間の光路に挿入されている状態では、接眼レンズ 16 の光軸は、このプリズム 52 の斜面によって直角に折り曲げられる。このようにして直角に折り曲げられた接眼レンズ 16 の光軸の先には、集光レンズ 55 が同軸に配置されている。従って、イメージガイド 15 を構成する個々の単ファイバの基端面のコアから発して接眼レンズ 16 によって平

行光とされた光束は、プリズム 52 の斜面により反射されて、集光レンズ 55 に入射する。

【0029】この集光レンズ 55 は、入射した個々の光束を、その焦点において光軸に直交する焦平面に集光する。即ち、この集光レンズ 55 は、接眼レンズ 16 とともに、イメージガイド 15 の基端面に現れた被検体（体腔内壁）の像をリレーするリレーレンズとして機能する。

【0030】筐体 51 における上記切換レバー 54 が貫通している壁面に対向した壁面には、後述する分光測定システム 8 を構成する導光プローブ 81 を、その入射端面が集光レンズ 55 の焦平面の中心に位置するように保持するための口金が、形成されている。

【0031】次に、この分光測定システム 8 について説明する。この分光測定システム 8 は、上記導光プローブ 81 と、この導光プローブ 81 によって導かれた光を受光する分光器 82 と、この分光器 82 の信号出力端子に接続されたコンピュータ 83 と、このコンピュータ 83 の画像出力端子に接続されたモニタ 84 とから、構成されている。

【0032】導光プローブ 81 は、励起光が透過可能な多数又は単一の可撓な光ファイバである。この導光プローブ 81 が伝送できる画像の径（この導光プローブ 81 が単一の光ファイバから構成されている場合にはそのコアの径）は、接眼レンズ 16 及び集光レンズ 55 によってリレーされる像と同径でも良いが、それより小さいことが望ましい。なぜならば、対物レンズ 12 の光軸の延長線上に存するごく狭い範囲からの光（蛍光）のみが、この導光プローブ 81 に導入されることになるからである。

【0033】分光器 82 は、受光した光に含まれる幾つかの特定波長成分の強度を測定し、測定結果をその信号出力端子から出力する装置である。

【0034】コンピュータ 83 は、CPU や RAM や記憶装置などを有して、分光器 82 から出力された測定結果を記憶装置に記憶するとともに、所定の処理プログラムに従って、その測定結果に基づいた演算処理を行う。そして、このコンピュータ 83 は、その演算結果に基づいて、診断に有用な情報として利用可能な図表やグラフ等を示す画面の画面データを生成する。生成された画面データは、その映像出力端子からモニタ 84 に出力され、その画面データが表す画面が、モニタ 84 に表示される。

<実施形態の動作> 次に、図 1 及び図 3 を用いて、本実施形態による蛍光診断システムの動作を説明する。

【0035】まず、術者は、照明光光源装置 2 を起動して白色光を発生させて被検体（体腔内壁）をこの白色光によって照明させるとともに、光路切換装置 5 の切替レバー 54 を操作することによって、プリズム 52 を接眼レンズ 16 とテレビカメラ 6 との間の光路から待避させ

る。これによって、被検体（体腔内壁）の可視光による像がモニタ 7 上に表示されるので、術者は、異常部位を探すことができる。

【0036】このようにして異常部位である疑いのある箇所を探し出すと、術者は、その箇所がモニタ 7 の中心に表示されるように内視鏡 1 を操作した後に、励起光照射プローブ 3 を内視鏡 1 の鉗子チャンネル 13 に挿通して、図 3 の断面図に示すように、その射出端面 32c を対物レンズ 12 側へ向けて、プリズム 32 を内視鏡 1 の挿入部の先端面から突出させる。そして、照明光光源装置 2 を停止させる一方で、励起光光源装置 4 を起動するとともに、光路切換装置 5 の切替レバー 54 を操作することによって、プリズム 52 を接眼レンズ 16 とテレビカメラ 6 との間の光路に挿入する。

【0037】すると、励起光光源装置 4 から励起光照射プローブ 3 内の光ファイババンドル 30 の基端に入射した励起光は、この光ファイババンドル 30 によって伝送され、プリズム 32 内にその入射端面 32a から入射する。その結果、励起光は、発散しつつ、反射面 32b によって反射されることによって、対物レンズ 12 の光軸に対して斜めに偏向され、その射出端面 32c からプリズム 32 外へ射出される。

【0038】従って、内視鏡 1 の挿入部の先端面と被検体（体腔内壁）との間隔が適度に保たれていれば、励起光は、被検体（体腔内壁）の表面における対物レンズ 12 の光軸を中心とした比較的狭い範囲に、集中して照射される。その結果、この励起光が照射された体腔内壁の生体組織からは、平均的に強い自家蛍光が発生する。

【0039】このように発生した自家蛍光の一部は、対物レンズ 12 を介してイメージガイド 15 の先端面に入射する。そして、このイメージガイド 15 に入射した自家蛍光は、このイメージガイド 15 の基端面から射出され、接眼レンズ 16、プリズム 52 及び集光レンズ 55 を介して、導光プローブ 81 の入射端面に入射する。そして、この導光プローブ 81 に入射した自家蛍光は、分光器 82 によって受光される。その結果、この分光器 82 とコンピュータ 83 によって、上述した分析がなされ、対物光学系 12 の光軸の延長線上に存する被検体（体腔内壁）の箇所が異常であるか否かを正確に表す図表やグラフ等が、モニタ 84 上に表示される。術者は、これら図表等に表された結果に基づいて、必要な処理を施すことが可能となるのである。

【0040】

【実施形態 2】図 4 は、本発明の第 2 実施形態による励起光照射プローブ 9 が、上記蛍光診断システムを構成する内視鏡 1 の鉗子チャンネル 13 に挿通された状態を示す断面図である。本第 2 実施形態による励起光照射プローブ 9 は、上記第 1 実施形態による励起光照射プローブ 3 と比較して、光ファイババンドル 30 及びチューブ 31 の先端に固定されたプリズム 91 の構成のみが異な

り、他の構成を共通としている。従って、以下においては、上記第 1 実施形態と共通する構成の説明は省略する。

【0041】偏向部材としてのプリズム 91 の形状は、直角不等辺三角形の底面（図 2 の紙面と平行な面）を持つとともに、この底面における短辺と同じ高さを有する三角柱形状である。従って、このプリズム 91 の 3 つの側面（図 2 の紙面に直交する面）のうち、底面における短辺と接する側面の形状は、正方形となっている。この正方形の側面が、光ファイババンドル 30 及びチューブ 31 の先端面に固定されているので、以下、入射端面 91a と称される。この入射端面 91a に対して直角に接する側面 91b には、UV 反射コートが施されている（以下、この側面 91b を反射面と称す）。従って、プリズム 91 内においてこの反射面 91b に入射した光のうち、励起光の成分のみが、この反射面 91b によって反射される。プリズム 91 の他の側面 91c には、何らコーティングはなされていない（以下、この側面 91c を屈折面と称す）。

【0042】入射端面 91a からこのプリズム 91 内に 20 発散しつつ入射して、直接屈折面 91c に達した光、及び、反射面 91b によって反射されてからこの屈折面 91c に達した光は、この屈折面 91c に対して斜めに入射するので、この屈折面 91c を透過することにより、この屈折面 91c の法線に近づく様に屈折される。その結果、励起光は、励起光照射プローブ 3 の斜め前方に向けて偏向されることになる。

【0043】

【発明の効果】以上に説明したように、本発明の照射プローブによれば、内視鏡の先端面から被検体の表面をあ* 30

*より離れさせることなく、内視鏡の対物光学系の光軸上に存する被検体の被測定範囲に、励起光を照射することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明による第 1 実施形態による励起光照射

【図 2】 第 1 実施形態による励起光照射プローブの軸方向に沿った縦断面図

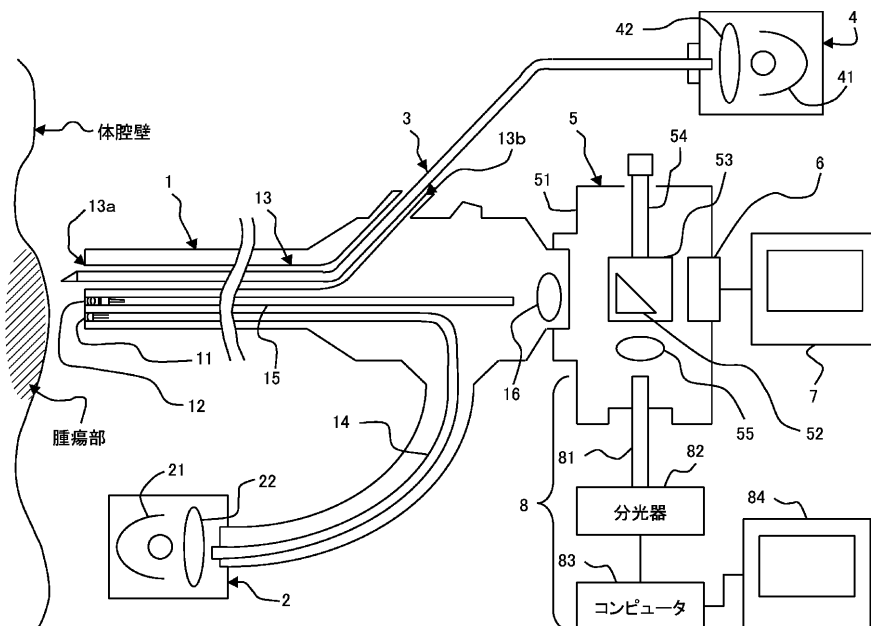
【図 3】 内視鏡の鉗子チャンネルに励起光照射プローブが挿通されている状態を示す内視鏡の挿入部の縦断面図

【図 4】 本発明の第 2 実施形態による励起光照射プローブの軸方向に沿った縦断面

【符号の説明】

- | | |
|-----|-----------|
| 1 | 内視鏡 |
| 3 | 励起光照射プローブ |
| 4 | 励起光光源 |
| 8 | 分光測定システム |
| 9 | 励起光照射プローブ |
| 12 | 対物レンズ |
| 13 | 鉗子チャンネル |
| 15 | イメージガイド |
| 16 | 接眼レンズ |
| 30 | 光ファイババンドル |
| 32 | プリズム |
| 32b | 反射面 |
| 41 | 励起光源 |
| 82 | 分光器 |
| 91 | プリズム |
| 91c | 屈折面 |

【図 1】



专利名称(译)	激发光辐射探头		
公开(公告)号	JP2003225202A	公开(公告)日	2003-08-12
申请号	JP2002029938	申请日	2002-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	宇津井哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/018.515 A61B1/06.510 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA03 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/QQ04 4C061/WW17 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/QQ04 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

而不引起过多断从存在于内窥镜的物镜光学系统的光轴的受试者的所测量的范围的前端面的物体的表面上的内窥镜，可以用激发光照射提供激发光辐射探针。 解决方案：激发光辐射探针3具有光纤束30和固定到管31的远端面的棱镜32。棱镜32具有三角形棱柱形状，其具有直角三角形三角形的底表面。在与底面的短边接触棱镜32的侧表面被固定到光纤束30的前端面，在与所述锐角到其侧表面接触的另一侧，所述反射涂层施加。因此，当从所述光纤的前端面的激励光入射激发光到棱镜基底端表面，所述激发光从所述光纤到棱镜32的前端面，在与平面反射涂层的角度并且被反射并发射到棱镜32的外部。

