

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 180614

(P2003 - 180614A)

(43)公開日 平成15年7月2日(2003.7.2)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00 300 D	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 380991(P2001 - 380991)

(22)出願日 平成13年12月14日(2001.12.14)

(71)出願人 000000527
 ベ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

(72)発明者 杉本 秀夫
 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

(72)発明者 小池 亮
 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

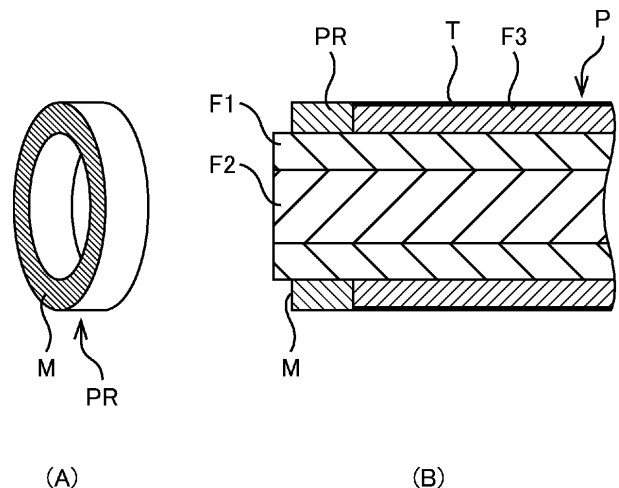
F タ-ム(参考) 4C061 BB08 CC04 GG22 HH28 HH54
 JJ06 JJ17 QQ04 WW17

(54)【発明の名称】 プローブ及び内視鏡システム

(57)【要約】

【課題】 先端の位置が視認しやすいプローブ、及びこのプローブを備えた内視鏡システムを、提供する。

【解決手段】 多数の光ファイバF1、F2が束ねられてなる本体部における先端近傍には、リング状部材PRが嵌合固定されている。複数の第3の光ファイバは、本体部を取り囲むとともに、その先端面をリング状部材PRの基端面に当接させるように、配置されている。リング状部材PRは、透明な基材及びその先端面に蒸着された反射膜Mからなる。そして、第3の光ファイバF3の先端面から射出された光は、リング状部材PRに入射して先端へ向かい、反射膜Mに反射された後、リング状部材PRの外周面から外方へ、視認用光として射出される。術者は、視認用光を見て、プローブPの先端位置を正確に認識できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】内視鏡の先端に開口した挿通孔で終端する挿通チャンネルに挿通されるとともに、その挿通孔から先端を突出させて用いられるプローブであって、長尺状の本体部と、

前記本体部の先端近傍に設けられるとともに、先端の位置を示すための視認用光を射出する発光部とを備えたことを特徴とするプローブ。

【請求項2】可視光を発する光源と、

前記光源から発せられた光を前記発光部へ導く導光部とを、さらに備えるとともに、

前記発光部は、前記導光部により導かれた光を反射させる反射体を、有することを特徴とする請求項1記載のプローブ。

【請求項3】前記導光部は、複数の光ファイバを有し、該光ファイバは、その先端側が、前記本体部を取り囲むように該本体部の長手方向に沿って設けられるとともに、その基端側が、ファイババンドルとして束ねられ、前記光源は、前記導光部へ、そのファイババンドルの基端面から、可視光を入射させ、

前記反射体は、前記光ファイバから射出された光の少なくとも一部を、本体部の長手方向と垂直な方向の成分を含む方向へ、反射させることを特徴とする請求項2記載のプローブ。

【請求項4】前記発光部は、前記本体部の先端近傍に、該本体部を取り囲むように固定された透明な筒状部材を、有するとともに、その反射体は、前記筒状部材の少なくとも先端面に形成された反射膜であり、前記光ファイバは、その先端面を、前記筒状部材の基端面对向させて配置されていることを特徴とする請求項3記載のプローブ。

【請求項5】前記筒状部材は、その先端面が、凹状のテーパ面として形成されたことを特徴とする請求項4記載のプローブ。

【請求項6】前記反射膜は、前記筒状部材の先端面、前記筒状部材の外面上における先端近傍の所定領域、及び前記筒状部材の内面に、形成されていることを特徴とする請求項4又は5記載のプローブ。

【請求項7】前記本体部は、生体を励起して自家蛍光を放出させるための励起光を導く照射用光ファイバと、前記励起光が照射されることにより前記被検体から発せられた自家蛍光を導く検出用光ファイバとを、有することを特徴とする請求項1乃至6のいずれかに記載のプローブ。

【請求項8】内視鏡の先端に開口した挿通孔で終端する挿通チャンネルに挿通されるとともに、その挿通孔から先端を突出させて用いられるプローブを備えた内視鏡システムであって、

前記プローブは、長尺状の本体部と、前記本体部の先端近傍に設けられるとともに、先端の位置を示すための視

*認用光を射出する発光部とを、有し、可視光により被検体を照明する照明光学系と、前記照明光学系により照明された前記被検体の像を形成する対物光学系と、前記対物光学系によって形成された被検体の像を撮像して画像信号に変換する撮像素子と、前記撮像素子が変換した画像信号に基づき、前記被検体の映像データを生成する映像処理部とを、さらに備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項9】前記プローブの本体部は、生体を励起して自家蛍光を放出させるための励起光を導く照射光学系と、前記励起光が照射されることにより前記被検体から発せられた自家蛍光を取得する検出光学系とを、有し、前記検出光学系が取得した自家蛍光における所定の第1の波長帯域の成分の強度と所定の第2の波長帯域の成分の強度との比に基づく診断用情報を取得する分析部を、さらに備えたことを特徴とする請求項8記載の内視鏡システム。

【請求項10】前記プローブの発光部は、前記第1の波長帯域又は第2の波長帯域以外の所定帯域の可視光を、視認用光として射出することを特徴とする請求項9記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、プローブ、及びこのプローブを備えた内視鏡システムに、関する。

【0002】

【従来の技術】従来、生体組織に対して紫外光（励起光）が照射されると、この生体組織は励起されて蛍光（自家蛍光）を発することが、知られている。さらに、腫瘍等の病変が生じた生体組織が発する蛍光は、正常な生体組織が発する蛍光とは異なる性質を有することが、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、病変が生じた生体組織が発する蛍光は、その緑色帯域と赤色帯域の強度差が正常組織と較べて小さくなる。この特性を利用して、自家蛍光の緑色帯域の強度と赤色帯域の強度とを比較することにより、生体組織における病変の有無を診断する蛍光診断用の内視鏡システムが、開発されてきている。

【0003】この内視鏡システムは、励起光を生体へ照射するとともに生体からの光を導くプローブを備えている。このプローブは、励起光を導く多数の照射用光ファイバと、蛍光を導く多数の検出用光ファイバとが、束ねられて構成されている。具体的には、両光ファイバは、その先端側では複合バンドルとして束ねられており、基端側では、照射用光ファイバのみの照射用バンドルと、検出用光ファイバのみの検出用バンドルとして、個別に束ねられている。さらに、この内視鏡システムは、照射用バンドルにその基端面から励起光を入射させる励起光

源部と、検出用バンドルの基端側に接続されるとともに生体からの光を検出する検出部とを、備えている。

【0004】通常、このプローブは、その先端側が内視鏡の鉗子チャンネル内へ引き通されて、使用される。なお、内視鏡の先端には、対物光学系及び撮像素子が設けられている。そして、その撮像素子が撮像した被検体の映像信号は、プロセッサにより処理されて、モニタに表示される。そして、術者は、モニタに表示された映像を見ながら、被検体内部を観察する。この観察の結果、病変が生じた疑いのある組織が発見されたならば、プローブを用いた蛍光診断がなされる。

【0005】具体的には、術者は、内視鏡の先端からプローブを突出させた状態で、このプローブの先端を、病変が生じた疑いのある組織に当接させる。この状態において、照射用バンドルに導かれた励起光は、複合バンドルを経て、プローブの先端から被検体へ向けて射出される。すると、被検体は、励起光に照射されて、自家蛍光を発する。このため、この自家蛍光が、被検体表面で反射された励起光とともに、プローブにその先端から入射する。このプローブの複合バンドルにおける各検出用光ファイバに入射した光（検出光）は、検出用バンドルの基端面から射出されて、検出部によって検出される。そして、この検出光の緑色帯域の強度と赤色帯域の強度とが、モニタにおける所定の領域に表示される。術者は、双方の強度差が大きければ、当該被検体が正常であると判断し、双方の強度差が小さければ、当該被検体に病変が生じていると判断する。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、モニタには、映像が2次元で表示されているので、術者は、表示された物体の奥行きを、認識しづらい。このため、被検体へ向けてプローブが伸びた状態の映像が表示されている場合に、術者は、そのプローブの先端の位置を、認識しづらいことがある。この場合には、術者は、プローブの先端を、病変が生じた疑いのある組織に対して、正確に当接させることが難しい。

【0007】そこで、先端の位置が術者にとって視認しやすいプローブ、及びこのプローブを備えた内視鏡システムを提供することを、本発明の課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記課題を解決するために、以下のような構成を採用した。

【0009】即ち、本発明のプローブは、内視鏡の先端に開口した挿通孔で終端する挿通チャンネルに挿通されるとともに、その挿通孔から先端を突出させて用いられるプローブであって、長尺状の本体部と、前記本体部の先端近傍に設けられるとともに、先端の位置を示すための視認用光を射出する発光部とを、備えたことを特徴とする。

【0010】このように構成されると、術者は、発光部

から射出されている視認用光を見て、プローブの先端の位置を、正確に認識することができる。そして、術者は、この視認用光を見ながら、プローブの先端を、所望の位置へ導いてゆく。

【0011】なお、発光部は、それ自体が発光してもよく、プローブの基端側から導かれた光を反射又は拡散させることにより発光してもよい。また、プローブは、内視鏡の鉗子チャンネルを通じて利用されてもよい。この内視鏡は、電子内視鏡でもよく、ファイバースコープであってもよい。また、視認用光は、術者が視認可能であるとともにプローブによる測定に影響を及ぼさない帯域の光であることが、好ましい。このプローブは、生体から発せられる自家蛍光を測定する蛍光診断用のプローブであってもよい。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づいて本発明の実施形態を説明する。図1は、本実施形態の内視鏡システムを模式的に示す概略構成図である。この内視鏡システムは、電子内視鏡1、光源プロセッサ装置2、プローブP、診断用補助装置3、及びモニタ4を、備えている。

【0013】<電子内視鏡>まず、電子内視鏡（以下、内視鏡と略記）1について、説明する。この内視鏡1は、生体内に挿入される可撓管状の挿入部を、有している。但し、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。この挿入部の先端には湾曲部が組み込まれており、この湾曲部の先端には、硬質部材製の先端部が固定されている。また、挿入部の基端には操作部が連結されている。この操作部には、湾曲部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。

【0014】この内視鏡1の先端部には、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、鉗子孔13として利用される。具体的には、この鉗子孔13と操作部に開けられた開口（基端側の鉗子孔14）とを結ぶチューブが、内視鏡1内を引き通されており、このチューブを通じて両鉗子孔13、14の間に形成される管が、鉗子チャンネルとして利用される。この鉗子チャンネルは、挿通チャンネルに相当し、先端側の鉗子孔13は、挿通孔に相当する。

【0015】さらに、内視鏡1は、ライトガイド15を、有している。このライトガイド15は、光ファイバが多数束ねられてなるファイババンドルである。そして、このライトガイド15は、その先端面が配光レンズ11に対向した状態で、内視鏡1内を引き通され、その基端が、光源プロセッサ装置2内に引き通されている。

【0016】さらに、内視鏡1は、CCDエリアセンサである撮像素子16を、有している。この撮像素子16の撮像面は、内視鏡1の先端部が被検体に対向配置され

たときに対物レンズ12が当該被検体像を結ぶ位置の近傍に、配置されている。なお、対物レンズ12は、対物光学系に相当する。そして、撮像素子16は、被検体像に基づく画像データを取得して、信号線17へ出力する。なお、対物レンズ12及び撮像素子16間の光路中に、紫外光を遮断して可視光を透過させる励起光カットフィルタが、挿入されていてもよい。

【0017】<光源プロセッサ装置>次に、光源プロセッサ装置2について説明する。この光源プロセッサ装置2は、互いに接続されたシステムコントローラ21及びタイミングジェネレータ22を、備えている。システムコントローラ21は、光源プロセッサ装置2全体を制御するコントローラである。タイミングジェネレータ22は、各種基準信号を生成する回路であり、光源プロセッサ装置2における各種処理は、この基準信号に従って進行する。

【0018】さらに、光源プロセッサ装置2は、白色光源23、及び集光レンズ24を、備えている。白色光源23は、白色光を平行光として射出する。集光レンズ24は、白色光源23により射出された白色光の光路上に配置されており、この白色光をライトガイド15の基端面上に収束させる。なお、これら白色光源23及び集光レンズ24、並びに、内視鏡1のライトガイド15及び配光レンズ11は、照明光学系に相当する。

【0019】そして、集光レンズ24及びライトガイド15間の光路上には、ホイール25が、挿入されている。このホイール25は、円板状の外形を有し、その外周に沿ったリング状の領域に3つの開口が設けられている。これら各開口には、入射した光のうちの青色帯域のみを透過させるBフィルタ、緑色帯域のみを透過させるGフィルタ、及び赤色帯域のみを透過させるRフィルタが、夫々嵌め込まれている。

【0020】このホイール25の中心は、モータ25Mの出力軸に対して固定されている。このモータ25Mは、タイミングジェネレータ22に接続されている。そして、モータ25Mは、タイミングジェネレータ22からの基準信号に従って、ホイール25のBフィルタ、Gフィルタ、及びRフィルタを、集光レンズ24及びライトガイド15間の光路中に、順次、繰り返して挿入させるように、当該ホイール25を回転させる。

【0021】すると、ライトガイド15の基端面には、青色光(B光)、緑色光(G光)、及び赤色光(R光)が、順次繰り返して入射する。入射したB光、G光、及びR光は、ライトガイド15に導かれ、配光レンズ11により拡散されて、内視鏡1の先端に対向した被検体を照射する。すると、撮像素子16の撮像面には、被検体のB光による像、G光による像、及びR光による像が、順次形成される。そして、この撮像素子16は、被検体のB光による像、G光による像、及びR光による像を、B画像信号、G画像信号、及びR画像信号に夫々変換

し、信号線17へ順次出力する。

【0022】さらに、光源プロセッサ装置2は、タイミングジェネレータ22に夫々接続された1つの前段処理部26、3つのメモリ27R、27G、27B、及び3つの後段処理部28R、28G、28Bを、備えている。なお、これら前段処理部26、各メモリ27R、27G、27B、及び各後段処理部28R、28G、28Bは、映像処理部に相当する。

【0023】前段処理部26は、信号線17に接続され、撮像素子16から出力されたB画像信号、G画像信号、及びR画像信号を順次取得して保持し、信号処理及びA/D変換することにより、B画像データ、G画像データ、及びR画像データを、順次出力する。この前段処理部26には、各メモリ27B、27G、27Rが、夫々接続されている。そして、前段処理部26から出力されたB画像データ、G画像データ、及びR画像データは、各メモリ27B、27G、27Rに、夫々格納される。

【0024】これら各メモリ27R、27G、27Bには、各後段処理部28R、28G、28Bが、夫々接続されている。そして、各後段処理部28R、28G、28Bは、夫々、各メモリ27R、27G、27Bに格納されたR画像データ、G画像データ、及びB画像データを読み出して、信号処理及びD/A変換することにより、R画像信号、G画像信号、及びB画像信号を、出力する。出力されたR画像信号、G画像信号、及びB画像信号は、タイミングジェネレータ22から出力された同期信号(Sync)とともに、一組の映像信号として、図示せぬ映像出力端子へ出力される。

【0025】モニタ4は、この映像出力端子に接続されており、出力された映像信号を取得して、画面表示する。即ち、モニタ4には、被検体のカラー画像が動画として表示される。なお、システムコントローラ21は、各後段処理部28R、28G、28Bに夫々接続されており、後述の如く診断用補助装置3から出力された診断用情報を、映像信号に含ませる。このため、モニタ4には、診断用情報がスーパーインポーズされた状態の映像が表示される。この診断用情報については、後述する。

【0026】<プローブ>次に、プローブPについて説明する。図2は、プローブPの構成を示す模式図である。このプローブPは、生体組織を励起して自家蛍光を放出させるための励起光を導く第1の光ファイバF1、及び、生体組織からの光を導くための第2の光ファイバF2を、いずれも多数備えている。なお、第1の光ファイバF1は、照射用光ファイバに相当し、第2の光ファイバは、検出用光ファイバに相当する。

【0027】そして、両光ファイバF1、F2はその先端から過半の領域において、横断面が円形の複合バンドルとして束ねられている。さらに、プローブPは、両光

ファイバF1, F2からなる複合バンドルを取り囲むように束ねられた複数の第3の光ファイバを、備えている。これら光ファイバF1, F2, F3, 及びこれらを被覆するチューブが、複合部P0を構成している。

【0028】図3は、図2におけるIII-III線に沿った横断面図である。この図3に示されたチューブTは、可撓性を有する細管状の部材であり、内視鏡1の鉗子チャンネルに挿通可能な外径を、有している。そして、このチューブT内に、光ファイバF1, F2, F3が充填されている。具体的には、チューブTの中心軸周辺の領域に、第2の光ファイバF2が充填され、その外側に第1の光ファイバF1が充填され、さらに外側に第3の光ファイバF3が充填されている。

【0029】図4は、プローブPの先端付近の構成を示す図である。このプローブPは、リング状部材PRを、備えている。図4の(A)は、このリング状部材PRを示す斜視図である。このリング状部材PRは、扁平な円筒状に形成されたガラス等の透明な光学部材製の基材(筒状部材)、及び該基材の一方の端面に蒸着された反射膜Mを、備えている。なお、リング状部材PRの両端面は、いずれも、当該リング状部材PRの中心軸に対して垂直な平面として、形成されている。

【0030】図4の(B)は、プローブPの先端付近の縦断面図である。この図4の(B)に示されるように、両光ファイバF1, F2からなる複合バンドルは、その先端面が中心軸に対して垂直に形成されている。一方、各光ファイバF3は、いずれも、両光ファイバF1, F2からなる複合バンドルの先端面よりもやや基端側における所定の平面の位置で、終端している。即ち、各光ファイバF3の先端面は、夫々、その中心軸に対して垂直であり、これら各光ファイバF3の先端面を含む平面は、両光ファイバF1, F2からなる複合バンドルの先端面と平行である。なお、チューブTは、その先端が、各光ファイバF3の先端と一致するように、終端している。

【0031】また、リング状部材PRの軸方向の長さは、各光ファイバF3の先端面を含む平面と、両光ファイバF1, F2からなる複合バンドルの先端面との間隔よりも、短くなっている。また、リング状部材PRの内径は、両光ファイバF1, F2からなる複合バンドルの外径と、略一致している。そして、リング状部材PRは、反射膜Mが形成されていない側の端面を、各光ファイバF3の先端面に当接させた状態で、両光ファイバF1, F2からなる複合バンドルに対して、嵌合固定されている。

【0032】一方、図2に示されるように、第1の光ファイバF1は、その基端側において、第1の分岐バンドルとして束ねられている。この第1の分岐バンドルは、可撓性を有する管状部材である第1の分岐チューブ(図示せず)に被覆されている。これら第1の分岐バンドル

及び第1の分岐チューブが、第1の分岐部P1を構成している。

【0033】同様に、第2の光ファイバF2は、その基端側において、第2の分岐バンドルとして束ねられている。この第2の分岐バンドルは、可撓性を有する管状部材である第2の分岐チューブ(図示せず)に被覆されている。これら第2の分岐バンドル及び第2の分岐チューブが、第2の分岐部P2を構成している。

【0034】同様に、第3の光ファイバF3は、その基端側において、第3の分岐バンドルとして束ねられている。この第3の分岐バンドルは、可撓性を有する管状部材である第3の分岐チューブ(図示せず)に被覆されている。これら第3の分岐バンドル及び第3の分岐チューブが、第3の分岐部P3を構成している。

【0035】そして、このプローブPは、その先端側が鉗子チャンネルに挿通された状態で、使用される。なお、このプローブPにおける各分岐部P1, P2, P3の基端側は、夫々、診断用補助装置3内に引き通されている。

【0036】<診断用補助装置>次に、図5を参照して、診断用補助装置3について説明する。この診断用補助装置3は、励起光源31, 及び励起光用の集光レンズL1を、備えている。励起光源31は、生体を励起して自家蛍光を放出させるための所定帯域の紫外光(励起光)を、平行光として射出する。集光レンズL1は、励起光源31から射出された励起光の光路上に配置されており、この励起光を、第1の分岐部P1における分岐バンドルの基端面上に収束させる。収束した励起光は、第1の分岐部P1における各光ファイバF1内に入射する。入射した励起光は、各光ファイバF1に導かれて、その先端面から射出される。

【0037】この複合部P0の先端面が、生体組織等の被検体に対向した状態において、この被検体は、各光ファイバF1の先端面から射出された励起光を照射される。すると、被検体は励起されて、自家蛍光を発する。なお、励起光の一部は、被検体表面で反射される。このため、反射された励起光及び発せられた自家蛍光の一部が、プローブPの先端面へ向かう。そして、これら励起光及び自家蛍光のうち、第2の光ファイバF2に入射したものは、これら第2の光ファイバF2に導かれて、第2の分岐バンドルの基端面から射出される。

【0038】さらに、診断用補助装置3は、コリメータレンズL2, 励起光カットフィルタ32, ビームスプリッタ33, ミラー34, バンドパスフィルタ35a, 35b, 及び検出器Da, Dbを、備えている。

【0039】コリメータレンズL2は、第2の分岐部P2における分岐バンドルの基端面から射出された光(検出光)の光路上に配置されており、この検出光を平行光に変換する。このコリメータレンズL2から射出された平行光の光路上には、励起光カットフィルタ32及びビ

ームスプリッタ33が、順に配置されている。励起光カットフィルタ32は、入射した検出光のうちの励起光の成分を遮断するとともに自家蛍光の成分を透過させる。従って、励起光カットフィルタ32からは、自家蛍光のみが射出される。そして、ビームスプリッタ33は、この自家蛍光の一部を透過させるとともに一部を反射させる。

【0040】ビームスプリッタ33を透過した自家蛍光は、ミラー34により反射される。反射された自家蛍光の光路上には、第1のフィルタ35a、及び第1の検出器Daが、順に配置されている。第1のフィルタ35aは、入射した光のうちの緑色帯域(第1の波長帯域)の成分のみを透過させるとともに他の成分を遮断する。従って、入射した自家蛍光のうち、緑色帯域の成分のみが抽出される。そして、第1の検出器Daは、抽出された緑色帯域の成分の強度を示す電気信号を出力する。

【0041】一方、ビームスプリッタ33により反射された自家蛍光の光路上には、第2のフィルタ35b、及び第2の検出器Dbが、順に配置されている。第2のフィルタ35bは、入射した光のうちの赤色帯域(第2の波長帯域)の成分のみを透過させるとともに他の成分を遮断する。従って、入射した自家蛍光のうち、赤色帯域の成分のみが抽出される。そして、第2の検出器Dbは、抽出された赤色帯域の成分の強度を示す電気信号を出力する。

【0042】さらに、診断用補助装置3は、増幅器36a、36b、フィルタ回路37a、37b、A/D変換器38a、38b、及び演算器39を、備えている。第1の増幅器36aは、第1の検出器Daに接続されており、該検出器Daから出力された信号を、所定の増幅率で増幅して出力する。第1のフィルタ回路37aは、第1の増幅器36aに接続されており、該増幅器36aから出力された信号を取得し、ノイズの成分を除去して出力する。第1のA/D変換器38aは、第1のフィルタ回路37aに接続されており、該フィルタ回路37aから出力されたアナログ信号を、デジタル信号に変換して、第1の強度データとして出力する。この第1の強度データは、自家蛍光における緑色帯域の強度を示すデータである。

【0043】一方、第2の増幅器36bは、第2の検出器Dbに接続されており、該検出器Dbから出力された信号を、所定の増幅率で増幅して出力する。第2のフィルタ回路37bは、第2の増幅器36bに接続されており、該増幅器36bから出力された信号を取得し、ノイズの成分を除去して出力する。第2のA/D変換器38bは、第2のフィルタ回路37bに接続されており、該フィルタ回路37bから出力されたアナログ信号を、デジタル信号に変換して、第2の強度データとして出力する。この第2の強度データは、自家蛍光における赤色帯域の強度を示すデータである。

【0044】演算器39は、両A/D変換器38a、38bに夫々接続されており、これら変換器38a、38bから夫々出力された第1の強度データ及び第2の強度データの比を算出して、強度比データとして出力する。なお、この演算器39は、光源プロセッサ装置2のシステムコントローラ21に接続されている。そして、システムコントローラ21は、演算器39から出力された強度比データを、取得する。

【0045】さらに、診断用補助装置3は、上記の第1の波長帯域又は第2の波長帯域以外の帯域の可視光を射出する光源S、及び集光レンズL3を、備えている。集光レンズL3は、光源Sから射出された光の光路上に配置されており、この光を、第3の分岐部P3における分岐バンドルの基端面上に収束させる。収束した光は、第3の分岐部P3における各光ファイバF3内に入射する。

【0046】これら各光ファイバF3に入射した光は、各光ファイバF3に導かれて、その先端面から射出されるとともに、図6に示されるように、リング状部材PRにその基端面から入射する。なお、各光ファイバF3から射出された光は、拡散されつつ、リング状部材PR中を伝播する。具体的には、各光ファイバF3から射出された光線のうちのあるものは、リング状部材PRの外周面へ近接するように傾いて進み、反射膜Mにより反射された後、リング状部材PRの外周面から外方へ射出される。また、各光ファイバF3から射出された他の光線のうちあるものは、リング状部材PRの内周面へ近接するように傾いて進み、この内周面で全反射された後、反射膜Mにより反射されて、リング状部材PRの外周面から外方へ射出される。

【0047】上記のようにリング状部材PRから射出された光の進行方向は、このリング状部材PRの径方向における外向きの成分、及びこのリング状部材PRの軸方向における基端向きの成分を、有している。このリング状部材PRは、プローブP先端の位置を術者に視認させるための視認用光を射出する発光部に、相当する。

【0048】なお、診断用補助装置3の励起光源31及び集光レンズL1、並びに、プローブPの第1の光ファイバF1は、照射光学系に相当する。また、プローブPの第2の光ファイバF2、並びに、診断用補助装置3のコリメータレンズL2、励起光カットフィルタ32、ビームスプリッタ33、ミラー34、及び両バンドパスフィルタ35a、35bは、検出光学系に相当する。また、診断用補助装置3の両検出器Da、Db、両増幅器36a、36b、両フィルタ回路37a、37b、両A/D変換器38a、38b、及び演算器39は、分析部に相当する。

【0049】<実施形態の動作>上記構成の内視鏡システムを利用して、術者は、生体内を観察することができる。具体的には、術者は、内視鏡1の挿入部を生体内に

挿入し、その先端を生体内の所望の部位に対向させる。すると、モニタ4には、図7に示されるように、被検体のカラー映像40が表示される。そして、術者は、このカラー映像40を見ながら、内視鏡1の先端を移動させてゆくことにより、生体内を観察することができる。

【0050】この観察を通じて、病変が生じた疑いのある組織が発見された場合に、診断用補助装置3を用いた診断がなされる。具体的には、術者は、プローブPの先端を、鉗子チャネルに挿通して、鉗子孔13から突出させる。なお、このプローブPの先端におけるリング状部材PRからは、視認用光が射出されている。この視認用光は、モニタ4のカラー映像40中にも映し出されている。このため、術者は、カラー画像40中の視認用光を見て、プローブP先端の位置を、正確に認識することができる。従って、術者は、病変が生じた疑いのある組織に対して、プローブPの先端を、確実に当接させることができる。

【0051】このプローブPが当接した状態において、当該組織は、プローブPの先端から射出された励起光により励起されて、自家蛍光を発する。この自家蛍光及び励起光の一部が、検出光としてプローブPに入射し、診断用補助装置3は、この検出光から自家蛍光を抽出して分析する。分析の結果、診断用補助装置3の演算器39から、強度比データが出力される。そして、光源プロセス装置2のシステムコントローラ21は、出力された強度比データを取得し、該強度比データが示す値を百分率で示したキャラクタデータを作成するとともに、この強度比データを表すグラフ(イメージデータ)を作成する。これらキャラクタデータ及びグラフは、診断用情報と総称される。

【0052】そして、システムコントローラ21は、図1に示された各後段処理部28R, 28G, 28Bを制御して、各メモリ27R, 27G, 27Bから読み出された画像データに診断用情報を含めた画像データを、出力させる。すると、図7に示されるように、モニタ4には、自家蛍光の緑色帯域と赤色帯域との強度比を示すキャラクタデータ41及びグラフ42が、夫々表示される。この図7に示された例では、自家蛍光の緑色帯域と赤色帯域との強度比は、百分率で「50%」と表示されている。術者は、これらキャラクタデータ41及びグラフ42を参照して、当該組織に実際に病変が生じているのか否かを、診断する。

【0053】<変形例>図8は、変形例によるプローブP'の先端近傍を示す縦断面図である。このプローブP'は、上記プローブP(図4)の構成において、上記リング状部材PRではなく、図8に示されたリング状部材PR'が組み込まれた点を、特徴としている。

【0054】図8のリング状部材PR'は、扁平な円筒状に形成された透明な光学部材製の基材を備えており、その外径及び内径は、図4のリング状部材PRのそれと*

*一致している。また、図8のリング状部材PR'の基端面は、その中心軸と垂直な平面として形成されている。但し、このリング状部材PR'の先端面は、その中心軸に関して回転対称な凹状のテーパ面として、形成されている。

【0055】このテーパ面には、第1の反射膜M1が、蒸着されている。さらに、リング状部材PR'の内周面には、第2の反射膜M2が蒸着されており、外周面における先端近傍の領域には、第3の反射膜M3が、蒸着されている。

【0056】そして、プローブP'における各光ファイバF3に入射した光は、各光ファイバF3に導かれて、その先端面から射出されるとともに、図9に示された如く、リング状部材PR'にその基端面から入射する。入射した光線のうちの多くのものは、このリング状部材PR'の先端へ進み、第1の反射膜M1に反射された後、リング状部材PR'の外周面における第3の反射膜M3が施されていない部分から、視認用光として外方へ射出される。なお、リング状部材PR'に入射した後、その内周面へ近接してゆくように傾いて進行する光線のうちの多くのものも、反射膜M2での反射後、テーパ状の反射膜M1に反射されて、リング状部材PR'の外周面へ進み、外方へ射出される。従って、リング状部材PR'に入射した光は、効率よく、視認用光として外方へ射出される。

【0057】なお、視認用光は、プローブP'の外周面における反射膜M3のない部分からのみ、射出される。従って、この視認用光は、各光ファイバF1の先端面からの励起光の射出と、各光ファイバF2の先端面への検出光の入射とを、妨げることがない。このため、プローブP'は、その先端位置を術者に視認させる視認用光を射出しながらも、この視認用光の影響を受けることなく、励起光を射出するとともに検出光を取得することができる。

【0058】

【発明の効果】以上のように構成された本発明によると、術者は、プローブの先端から射出されている視認用光を見て、このプローブの先端位置を、正確に認識することができる。従って、術者は、プローブの先端を、所望の位置へ正確に導くことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一実施形態の内視鏡システムを模式的に示す概略構成図

【図2】 プローブの構成を示す模式図

【図3】 図2におけるI I I - I I I線に沿った断面図

【図4】 プローブの先端付近の構成を示す図

【図5】 診断用補助装置を模式的に示す構成図

【図6】 リング状部材から射出される光を示す説明図

【図7】 被検体像及び診断用情報を含んだ出力例を示

す模式図

【図8】 変形例によるプローブの先端付近の構成を示す図

【図9】 変形例によるリング状部材から射出される光を示す説明図

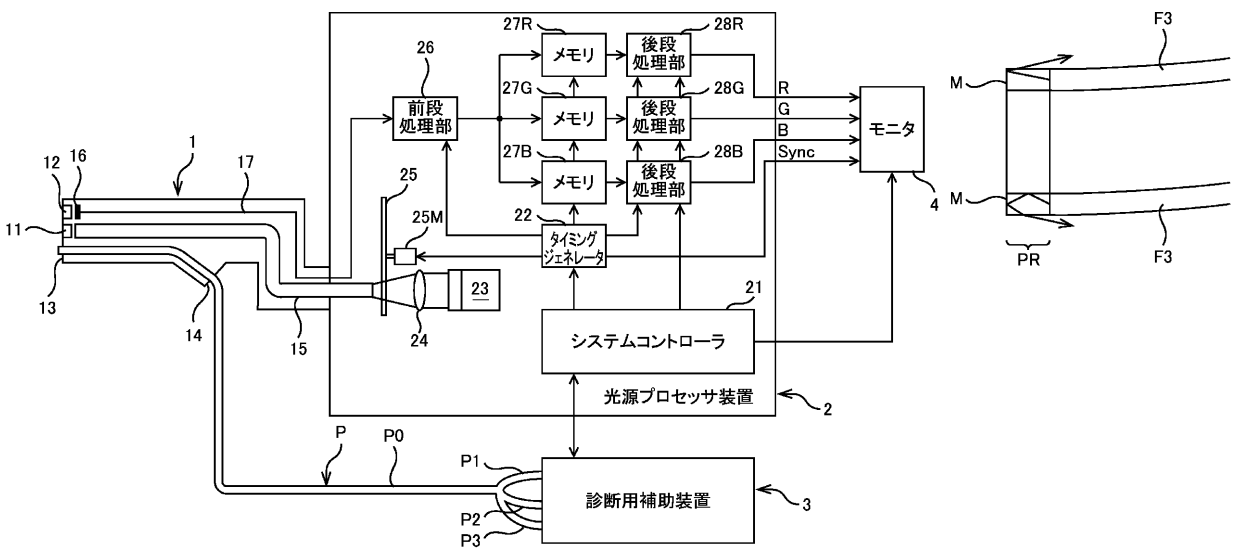
【符号の説明】

- 1 電子内視鏡
- 11 配光レンズ
- 12 対物レンズ
- 15 ライトガイド
- 16 撮像素子
- 2 光源プロセッサ装置
- 21 システムコントローラ
- 22 タイミングジェネレータ
- 23 白色光源
- 24 集光レンズ

- * 25 ホイール
- 26 前段処理部
- 27R, 27G, 27B メモリ
- 28R, 28G, 28B 後段処理部
- 3 診断用補助装置
- 31 励起光源
- 39 演算器
- Da, Db 検出器
- S 視認用光の光源
- 10 P プローブ
- F1 第1の光ファイバ
- F2 第2の光ファイバ
- F3 第3の光ファイバ
- PR リング状部材
- M 反射面
- * 4 モニタ

【図1】

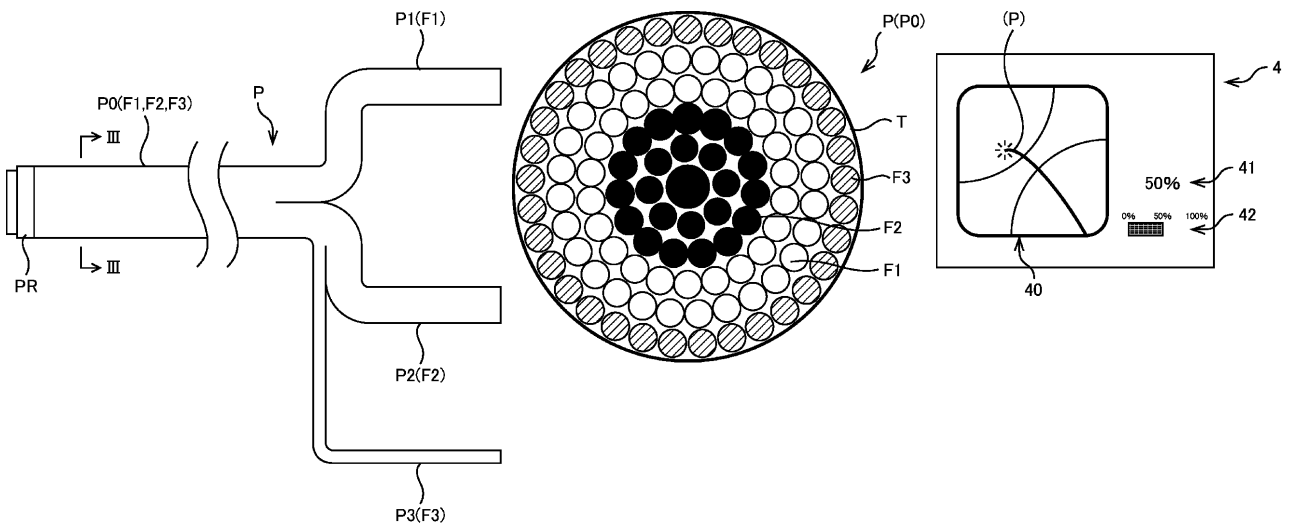
【図6】



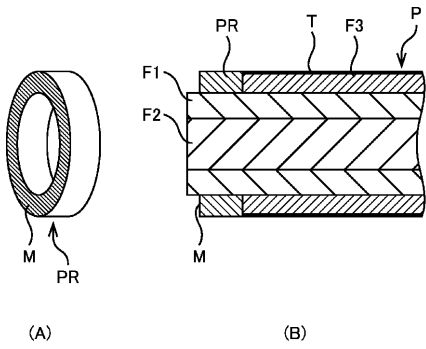
【図2】

【図3】

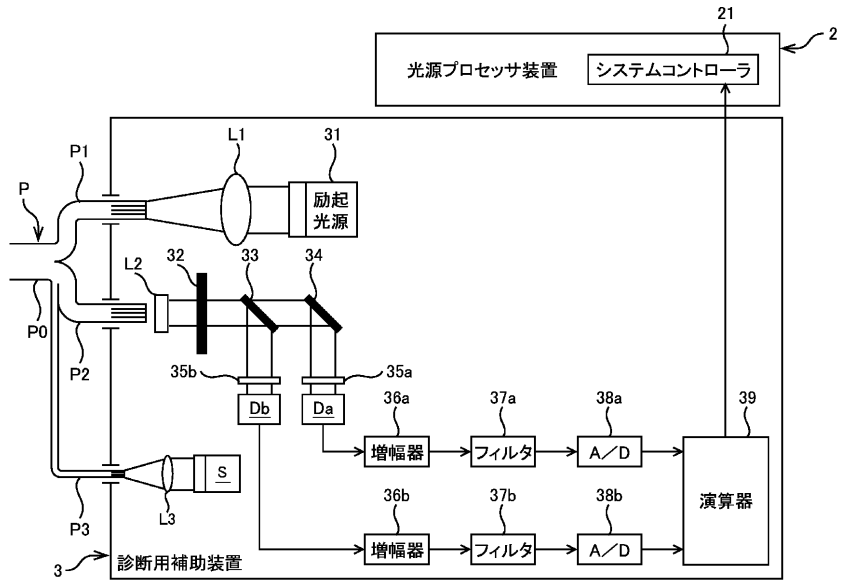
【図7】



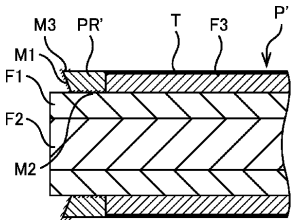
【図4】



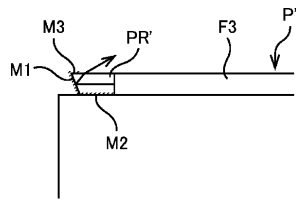
【図5】



【図8】



【図9】



专利名称(译)	探头和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2003180614A	公开(公告)日	2003-07-02
申请号	JP2001380991	申请日	2001-12-14
[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	杉本秀夫 小池亮		
发明人	杉本 秀夫 小池 亮		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/018.515 A61B1/06.510 A61B1/07.730 A61B1/07.732 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/GG22 4C061/HH28 4C061/HH54 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C061/QQ04 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/GG22 4C161/HH28 4C161/HH54 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C161/QQ04 4C161/WW17		
其他公开文献	JP3989721B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种探针，其尖端位置很容易看到，并提供一种内窥镜系统。 解决方案：环形部件PR装配并固定在通过捆绑大量光纤F1和F2形成的主体尖端附近。 多个第三光纤以包围主体的方式配置，以使顶端面与环状部件PR的基端面抵接。 环状部件PR由透明的基材和在其前端面上蒸镀的反射膜M构成。 然后，从第三光纤F3的顶端表面发射的光朝着顶端进入环形构件PR，被反射膜M反射，然后从环形构件PR的外周表面向外。 ，作为视觉识别发出的光。 操作者通过观看视觉识别光可以准确地识别出探针P的尖端位置。

