

(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2014-180377

(P2014-180377A)

(43) 公開日 平成26年9月29日(2014.9.29)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 1 6 1
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 4	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2013-56034 (P2013-56034)	(71) 出願人	000001007
(22) 出願日	平成25年3月19日 (2013.3.19)		キヤノン株式会社
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号
		(74) 代理人	100094112
			弁理士 岡部 譲
		(74) 代理人	100096943
			弁理士 臼井 伸一
		(74) 代理人	100101498
			弁理士 越智 隆夫
		(74) 代理人	100107401
			弁理士 高橋 誠一郎
		(74) 代理人	100106183
			弁理士 吉澤 弘司
		(74) 代理人	100128668
			弁理士 齋藤 正巳

最終頁に続く

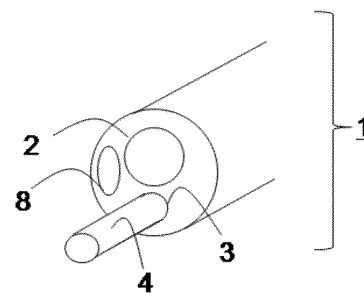
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

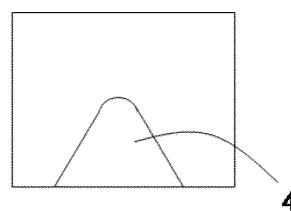
【課題】処置具での反射光と体内観察時の臓器での反射光の明るさ、波長が同じ場合、どちらも鮮明に見えて観察したくないものが妨害要素となっていた。また羊水中では逆にファイバー単体では、観察したくとも、透明度が高く見えないという課題があった。

【解決手段】体内を観察するための波長と、一部でも違う波長の光を処置具観察用の照明光として備え、強度を独立に調整できて、透光性材料からなる処置具であって、処置具観察用の照明光の波長範囲の処置具の視認性を体内観察用の波長範囲の処置具の視認性に対して相対的に高くする。

【選択図】 図1



(a)



(b)

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照射部と、処置具を有する内視鏡システムであって、
照射部は、第一の波長領域の光と第二の波長領域の光を発し、
第一の波長領域の光に対する処置具の視認性は、第二の波長領域の光に対する処置具の視認性よりも高いことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

処置具は、処置具部材と、被覆層を有し、被覆層は処置具部材とは屈折率の異なる材料で構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

処置具部材は SiO_2 により構成され、被覆層は ITO により構成されることを特徴とする請求項 1 または 2 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第二の波長領域は 450nm 以上 700nm 以下であることを特徴とする、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記処置具は、さらに、 450nm 以下の波長で励起発光する蛍光体を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記蛍光体は、 Zn_2SiO_4 を有する蛍光体であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

照射部は、第一の波長領域の光を発する第一の照射部と、前記第二の波長領域の光を発する第二の照射部とを有することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照射部は光源と光ファイバーを有することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記照射部の少なくとも一つは、発光素子を有することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記処置具を挿通させるための処置具挿通チャンネルを有することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記照射部は、特定波長の光を選択的に透過させるフィルターを有することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

請求項 1 乃至 11 のいずれか一項に記載の内視鏡システムであって、
さらに、複数の前記撮像部を有し、
複数の撮像部により得られた情報から 3 次元画像を生成する回路を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 13】

照射部と、撮像部と、処置具とを備えた内視鏡を用いた撮像方法であって、
照射部は、第一の波長領域の光を発する第一のモードと、第二の波長領域の光を発する第二のモードとを有し、

前記第一のモードの照明を用いて、前記処置具を観察する第一の観察工程と、

前記第二のモードの照明を用いて、観察対象を観察する第二の観察工程を有することを特徴とする撮像方法。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡と同時に用いる処置具の内視鏡像における視認性を制御するための内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡を用いた処置、手術において、縫合作業用の鉗子や、止血用のレーザーファイバーなどの処置具を併用することが知られている。これらを用いた処置の際、処置具が視界の妨害となり、患部を観察し辛い場合がある。一方、処置具を移動して視野からはずすと、元の位置に配置することが困難である。そのため、体内の観察の妨害とならないような処置具が望まれる。

10

【0003】

対物レンズが配置される面と同面に、レーザーファイバーなどの処置具を挿通させる処置具挿通孔が設けられた内視鏡が知られる。単孔式手術では、処置具挿通孔に光ファイバーを通し、先端からレーザーを照射することで血管の止血等をおこなう。内視鏡は体への侵襲性を下げるため、直径が細くなっており、対物レンズとレーザーファイバーなどの処置具との配置される距離が小さい。このため、モニターの画面に写る処置具の占有率が高く、より一層患部の観察を妨げる。

【0004】

特許文献1は、対物レンズが複数ある立体内視鏡を開示する。特許文献1では、上記のように、内視鏡の処置具挿通孔に処置具を通して処置する場合、画面占有率が高いのみでなく、処置具挿通孔から出る処置具に対する左目と右目の視差が大きく、より強い妨害感を呈するという課題を示す(図6)。この課題に対し、特許文献1は、部材を透明にすることで解決する。また、完全に透明であると、逆に、レーザーファイバーの先端を視認できずに、想定外に臓器を傷つけてしまい、危険であるという観点から、処置具の先端部分のみ、不透光性被覆剤で覆うことにより、部分的な視認性を高めている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-136671 号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に記載の技術では、処置具であるファイバーの位置によって、透光性が違う。先端のみに不透光性の材質を利用した場合、ファイバーを短く内視鏡の先端から出した状態で処置を行おうとすると、不透光性の材質による妨害感が生じる。すなわち、透光性のコーティング部分と不透光性のコーティングの部分が場所に依存すると、作業によっては、妨害感が生じる場合がある。したがって、妨害感を生じることなく、必要に応じて処置具に対する視認性が変更、かつ、視認性が処置具全体に設けられることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

40

【0007】

照射部と、処置具を有する内視鏡システムであって、照射部は、第一の波長領域の光と第二の波長領域の光を発し、第一の波長領域の光に対する処置具の視認性が、第二の波長領域の光に対する処置具の視認性よりも高いことを特徴とする内視鏡システムを提供する。

【発明の効果】

【0008】

本発明の内視鏡システムは必要に応じて、照射する光の波長によって、処置具の視認性を切り替えることができる。体内観察を行う波長領域(第二の波長領域)の光に対する視認性を低くすることで、体内観察の際には処置具の視認性が低く、一方、処置具観察を行

50

う波長領域（第一の波長領域）の光に対する処置具の視認性は高いため、処置具観察の際の視認性が相対的に上がる。更に本発明の内視鏡システムでは処置具の観察用の照明光の強度を調整することにより、処置具の視認性の調整を可能とすることもできる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】内視鏡先端（a）と、処置具の映る内視鏡で撮像された映像（b）

【図2】立体内視鏡先端（a）と、処置具の映る内視鏡で撮像された映像（b）

【図3】内視鏡システム

【図4】各照明光の発光スペクトル

【図5】実施例1と比較例1の処置具表面の正反射率

【図6】実施例2と比較例2の処置具表面の正反射率

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明は、照射部と、処置具を有する内視鏡システムであって、照射部は、第一の波長領域の光と第二の波長領域の光を発し、第一の波長領域の光に対する処置具の視認性は、第二の波長領域の光に対する処置具の視認性よりも高いことを特徴とする内視鏡システムを提供する。

【0011】

処置具は、内視鏡を使用した処置に用いる道具全般をいい、例として、ナイフ、鉗子、ファイバー、拡張用器具、その他アクセサリなど、あらゆるものを含む。

【0012】

また、本発明の処置具の表面は、保護や、視認性向上のため、処置具部材の表面を被覆層で被覆することができる。被覆層は処置具部材とは屈折率の異なる材料で構成することができる。

【0013】

処置具は、体内観察用の光の照射の際に、視認性が低いほうが有利である。したがって処置具部材は内部が透光性な材質で作られているものが好ましく、例えば、 SiO_2 が主成分の無機ガラスが好適に用いられる。透光性がなく内部の拡散反射が高いものや、特殊な色をしているものは、正反射の調整により、周囲の体内の色と同じになることは無いため、視認性を低下させることはできない。

【0014】

被覆層には特に限定はないが、波長に応じた反射率を物性値として示す材料であれば、照明の波長に依存的に処置具の視認性が変えられる。処置具の被覆材のコーティングの方法としては、スパッタリング、ゾルゲル材料によるディップ工法を行った後に、焼成するなどあるが、ディップ工法が好適に用いられる。被覆層の好ましい例としてITO（酸化インジウムスズ：Indium Tin Oxide）を挙げることができる。

【0015】

上記の構成とすることで、処置具は、体内観察のための第の波長領域の光に対する視認性が低く、一方、処置具観察のための波長領域（第一の波長領域）の光に対する視認性が高くすることができる。

【0016】

本発明における第二の波長領域は好ましくは450nm以上700nm以下である。第一の波長領域は第二の波長領域と重複しなければ特に制限はない。

【0017】

なお、処置具の視認性とは、内視鏡システムにおける処置具の目視のしやすさであり、具体的には、照射される光の波長領域における、処置具部材の表面の反射率（反射率が高ければ視認性が高い）、あるいは、実際に、その波長領域の光の照射下で、処置具を内視鏡システムで観察したときに測定される数値、モニターで示される強度（例えば諧調数で示される）などによって決めることができる。視認性がより高いとは、照射される光の波長領域における、処置具部材の表面の反射率、その波長領域の光の照射下で処置具を内視

10

20

30

40

50

鏡システムで観察したときに測定される数値、モニターで示される強度、あるいはこれらに順ずる数値のうち、いずれか少なくともひとつにおいて、数値がより高いことをいう。

【0018】

なお、処置具は、450nm以下の波長で励起発光する蛍光体を含んでもよい。その場合、処置具部材に含んでもよいし、あるいは、被覆層に含んでもよい。蛍光体の例として Zn_2SiO_4 を挙げることができる。

【0019】

本発明の内視鏡システムでは、一の照射部から第一の波長領域の光と第二の波長領域の光を発してもよい。その場合、光源を一とする場合は、フィルターを用いることで、波長の変換が可能である。あるいは、一の波長領域の光を発する第一の照射部と、第二の波長領域の光を発する第二の照射部とをそれぞれ有してもよい。また、照射部は光源と光ファイバーを、さらに、特定波長の光を選択的に透過させるフィルターを有することができる。また、照射部は、発光素子を有してもよい。いずれの場合も、第一の波長領域の光、及び第二の波長領域の光はその両方が、あるいはその一方の強度を可変とすることができる。

10

【0020】

本発明の内視鏡システムは、処置具を挿通させるための処置具挿通チャンネルを有することができる。さらに、本発明の内視鏡システムは、複数の前記撮像部を有し、複数の撮像部により得られた情報から3次元画像を生成する回路を有することができる。

【0021】

また、本発明は、照射部と、撮像部と、処置具とを備えた内視鏡を用いた撮像方法であって、照射部は、第一の波長領域の光を発する第一のモードと、第二の波長領域の光を発する第二のモードとを有し、前記第一のモードの照明を用いて、前記処置具を観察する第一の観察工程と、前記第二のモードの照明を用いて、前記観察対象を観察する第二の観察工程を有することを特徴とする撮像方法を提供する。

20

【0022】

本発明の内視鏡システムを使用する環境に特に制限はないが、好ましい例として羊水などの液中での使用が想定される。

【0023】

以下、本発明を実施するための形態について、図3を参考しながら説明する。

30

【0024】

図3に本実施形態の内視鏡システムの例の図を示す。内視鏡システム32には、内視鏡7、ディスプレイ10、ビデオプロセッサ20、光源30などが含まれる。光源から内視鏡先端部まで、光源30の光は光ファイバー31で導光される。本図では、光源30と光ファイバー31を含めたものが、照射部に相当する。ただし、照射部はこのほかにフィルターなど、その他の部品を含んでもよい。また、光源30と光ファイバー31の組み合わせではなく、照射部として、LEDを有してもよい。内視鏡7は、操作者が把持する操作部18と、被観察者の体内に挿入する内視鏡先端部1を含む。内視鏡先端部1は、対物レンズと、受像素子としてCCDやCMOSセンサーなどを有し、内視鏡先端部1の被観察物の像を撮像できる構造をとっているものや、ファイバーや、リレーレンズにより、内視鏡先端1から内視鏡の操作部18まで、光の状態で像を伝送し、受像素子を内視鏡操作部につけるものなどがある。図3に記載した内視鏡は、処置具挿通孔を内視鏡内にもち、処置具が先端から出るタイプの内視鏡を示すが、本発明はこれに限定されるものではない。なお、上記タイプの内視鏡でも、処置具挿通孔を持たず、処置具が内視鏡の外から体内に挿入され、内視鏡の視野内に写るタイプの内視鏡システムであってもかまわない。処置具が内視鏡先端から出るタイプの内視鏡システムのほうが、処置具が視野を占有する面積が大きいので、本発明の効果は大きくなる。また、図3に記載した内視鏡は、硬性内視鏡であるが、本発明において内視鏡は硬性内視鏡であっても、軟性内視鏡であってもよい。また、内視鏡は、対物レンズを複数備え、視差量により距離感を得る立体内視鏡であってもよい。内視鏡で体内を観察する際には、内視鏡先端1を体内に挿入し観察する。

40

50

【0025】

内視鏡先端に関しては、図1から図3を用いてさらに詳細に説明する。図1は単眼タイプの内視鏡でありと図2は複眼タイプの内視鏡の例を示す。図1(a)は内視鏡先端、図1(b)は、処置具の映る内視鏡で撮像された映像を示す。図2(a)は立体内視鏡先端、図2(b)は、立体内視鏡で処置具の映る内視鏡で撮像された映像を示す。図1、図2に示す内視鏡において、2は対物レンズ、3は処置具挿通孔、8は照射口（照射部の出口部分であって光ファイバーの末端に相当する）である。内視鏡先端1には少なくとも、照明光出口8と対物レンズ2が付いている。

【0026】

照射口8からは被検体の内部を観察するための光（照射光）が被検体の内部に向かって照射される。照射光は、図3に示すように光源30より、光ファイバー31や、レンズを介して、内視鏡先端部1にある照射口8まで光を誘導してくるものであってもよいし、がLEDなどを内視鏡先端1の部分の照射口8付近に設けてもよい。

【0027】

図1から図2に示す対物レンズ2は内視鏡先端部1に配置され、照射口8から放出された照明光の観察対象物や、周辺を取り囲むものからの反射光を受光する。受光された光は図3に示す内視鏡7の内部に設けられたCCD等の受光素子の上で結像し、観察像を電気信号へ変換する。

【0028】

図3の操作部18は被検体の外部で、観察者、または観察作業の補助の者が手や機材により把持して操作する。本実施形態で説明する内視鏡においては、照明光が光ファイバーで誘導されているタイプの内視鏡を説明するため、操作部18には光導入口9が設けられ、内視鏡7の内部を光導入口9から照射口8まで、光ファイバーが通っている。光を多く内視鏡先端へ運ぶために光ファイバーは細径のファイバーを1万本程度束ねるのが好適である。

【0029】

光源30は、中に、ランプ光源がある。特に本発明においては、体内観察用の光の波長と、処置具観察用の照明の波長が異なるため、それぞれ独立のランプ光源を使う場合もあれば、1つのランプ光源で、カラーフィルターを用いて、波長毎の輝度を調整する場合もある。独立したランプ光源を使う場合、体内観察用の光源としてはキセノンランプ、ハロゲンランプが用いられ、短波長から長波長まで比較的輝度に極端な波長ムラの無いキセノンランプが好適に利用される。また、用途に応じて、特定波長のみを用いるため、カラーフィルターとの併用やLEDランプを用いる。また、処置具観察用の光源としては、体内観察用の光源と重ならない波長を選択的に選ぶため、ハロゲンランプ、キセノンランプ、LEDランプ、またはこれらのランプとカラーフィルターの組み合わせが選ばれる。特に、体内観察用の波長と重なりが少なくなる場合を想定するため、体内にあまりない色の青色が好適であり、そのため青色LEDランプなどが好適に用いられる。本発明においてはこれらのランプ光源に対し独立に、輝度を調整できる。そのためには、独立に引火電圧を調整できるようにする場合もあれば、独立に、調整用のNDフィルターを設ける場合もある。

【0030】

ランプ光源で発光した光は、光ファイバーの中を通り、合成され、照射口8より、体内を照射する。図3に図示するように光源を内視鏡外部に設けるのではなく、内視鏡先端1にLEDライトを設ける子場合もあり、その場合内視鏡先端1の内部に体内観察用LEDと、処置具観察用LEDの2つを用いてもよいし、一方のみをLEDとして、一方を図3の様式としてもよい。

【0031】

内視鏡先端部1で撮像された像は内視鏡内部を伝送され信号ケーブルを介してビデオプロセッサ20へ伝送される。

【0032】

ディスプレイ 10 は内視鏡により撮像された映像を外部の観察者が観察可能にするために映像を表示する。ディスプレイ 10 への接続においてはビデオプロセッサを介する場合もあれば、介さない場合もある。

【0033】

こうして出来上がった内視鏡システムを用いることで体内の観察像へ影響を与えることなく、処置具の視認性を変更することが可能となる。

【0034】

[実施例 1]

次に本発明の実施例 1 について説明する。本発明に用いた内視鏡システムは、内視鏡として、市販の $\phi 10\text{ mm}$ 、長さ 300 mm の硬性内視鏡を用いた。CCD は 123 万画素のものをを用いた。

【0035】

本実施例において光源 30 に入る体内観察用の照明としては 300 w のキセノンランプを用い、シグマ光機製のシャープカットフィルターを複数併用して、カットして、体内観察用の照明光の発光スペクトルを形成した。体内において、臓器等は赤色が中心的な色を占めるため、その赤色をよく観察するために、第二の波長領域を形成する体内観察用照明光の発光スペクトルは発光強度のピークに対して 50% 以上となる波長範囲が、 $620\text{ nm} \sim 670\text{ nm}$ に含まれるようにした。また、第一の波長領域を形成する、処置具観察用の照明は、 100 w の白色 LED ランプに、レーザークリエイト社製のブルーバンドパスフィルターを利用して処置具観察用の照明光を形成した。発光スペクトルは発光強度のピークに対して 50% 以上となる波長範囲が、 $435\text{ nm} \sim 475\text{ nm}$ に含まれるようなとした。分光放射スペクトルの観察は、標準拡散板に照明光 45 度法にて照射し、標準拡散板表面の輝度を測定することにより行った。フィルター通過後の各照明光の発光スペクトルを図 4 に示す。特に、処置具照明光は最大の分校放射輝度が最大の状態を示す。処置具を照明しない場合は、この明るさから、円形可変 ND フィルターを介して処置具照明光を減光していった。

処置具は、 SiO_2 製の内部透過率が 99% 以上のファイバーを用いた。

処置具の表面にはゾルゲル法により ITO 膜を形成した。

【0036】

体内観察を行う波長範囲として、照明光と同じ $620\text{ nm} \sim 670\text{ nm}$ とした。一般的に体内観察を行う光の波長範囲としては、体内観察用の照明光の範囲であり、視感度曲線の 1% 以上の範囲となる $400 \sim 710\text{ nm}$ の重なった範囲をとる。

また、処置具観察を行う波長範囲として、 $435 \sim 475\text{ nm}$ とする。ITO 膜を形成した場合の体内観察を行う波長範囲の空気中での正反射率の平均値は、 4.3% となり、処置具観察を行う範囲波長範囲における処置具表面の正反射率の平均値は 9.1% となり、図 5 のように、相対的に約 2 倍と高い。

【0037】

このように作成した、処置具と照明を備えた内視鏡システムを用いて、処置具の視認性の変化の範囲を確認した。視認性の変化は、体内観察用の照明のみを点灯させた場合の、画面上の処置具およびその周辺の平均輝度と、体内観察用の照明に加え、処置具観察用の照明を点灯させた場合の画面上の処置具、およびその周辺の平均輝度の変化の割合で評価した。

【0038】

今回は階調輝度特性がリニアなモニターを使い、階調数で、比較を行った。処置具観察用の照明をつけることにより、 10 bit 表示において、 3.4 階調から 7.1 階調へと約 108% 変化した。さらにこの 108% は、元来、体内観察用の照明にない特別な色のため、視認性が高い。

【0039】

[比較例 1]

処置具の表面にはゾルゲル法により、光ファイバーの基材と同じ、 SiO_2 が主成分の

、反射率の波長依存性の少ないタイプのガラス膜を形成した以外は、実施例 1 と同じ方法で作成した。この際の体内観察を行う波長範囲の空気中での正反射率の平均値は、7.2%となり、処置具観察を行う範囲波長範囲における処置具表面の正反射率の平均値は7.7%となり、図 5 のように、相対的に約1倍と変わらない。

【0040】

こうして出来上がった視認性の変化の範囲は5.5階調から、8.6階調へと約57%の変化にとどまった。すなわち、視認性を倍変えることができない。

【0041】

また、比較例 1 に対して、実施例 1 は約 2 倍の効果を実現することが可能となった。

【0042】

[実施例 2]

実施例 1 と違う点は、羊水など水中での利用を想定して、内視鏡先端を水中に入れて、水中で評価をおこなった点である。この場合、ファイバーの屈折率とファイバーを取り巻く周囲の屈折率が近くなり、正反射率が極端に落ち、透明度が増す。その分、視認度の変化の影響も顕著になる。この際の液中での正反射率は図 6 のようになり、体内観察したい波長範囲の正反射率の平均値は、0.18%となり、処置具観察を行う波長範囲における処置具表面の正反射率の平均値は2.0%となり、相対的に約10倍となる。このような使用環境で使った内視鏡システムにおいて、処置具観察用の照明をつけることにより、10bit表示において、0.16階調から0.98階調へと約497.3%も変化した。

【0043】

[比較例 2]

比較例 1 との違いは、実施例 1 と違う点は、羊水など水中での利用を想定して、内視鏡先端を水中に入れて、水中で評価をおこなった点である。この際の体内観察を行う波長範囲の空気中での正反射率の平均値は、1.1%となり、処置具観察を行う範囲波長範囲における処置具表面の正反射率の平均値は1.4%となり、図 5 のように、相対的に約1.3倍と、ほとんど変わらない。

【0044】

こうして評価した内視鏡システムにおける視認性の変化の範囲は12.54階調から、13.09階調へと約64%の変化にとどまった。

【0045】

すなわち、比較例2に対して、実施例 2 は、8 倍の視認性の調整が可能となった。

【0046】

[実施例 3]

実施例 1 と異なる点は、体内観察用の照明光の波長として450nm～710nmと、体内観察用の波長を広げたことである。これにより、比較例に比べ、視認性の向上とともに、処置具観察光がある場合とない場合の、体内観察像の色ずれも低減される。

【0047】

[実施例 4]

実施例 1 と異なる点は、ITOのコーティングの代わりに、励起波長が250～400nmであり、発光色が緑色である $Zn_2SiO_4:Mn$ 系蛍光体を含む膜を処置具表面に形成した点である。これにより、処置具観察用の照明の波長を半値が350～400nmの照明とすることで、励起波長に対応させた。こうして評価した内視鏡システムにおける視認性の変化の範囲は5.48階調から、11.89階調へと約117%変化させることができるようになった。

【0048】

実施例、比較例の結果をまとめると下記表のようになる。

10

20

30

40

【表 1】

視認性の調整量(処置具観察光、非点灯時に対する、処置具の部分の輝度比)

実施例1	108%
比較例1(従来例)	57%
実施例2	497.30%
比較例2	64%
実施例4	117%

【符号の説明】

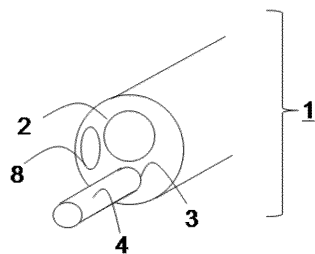
【0049】

10

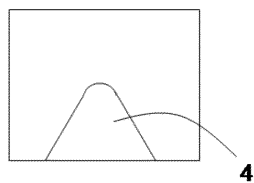
- 1：内視鏡先端
 2：対物レンズ
 3：処置具挿通孔
 4：処置具
 5：モニター上の処置具の右目像
 6：モニター上の処置具の左目像
 7：内視鏡
 8：照射口
 9：光導入口
 10：ディスプレイ
 18：操作部
 20：ビデオプロセッサ
 30：光源
 31：光ファイバー
 32：内視鏡システム

20

【図 1】

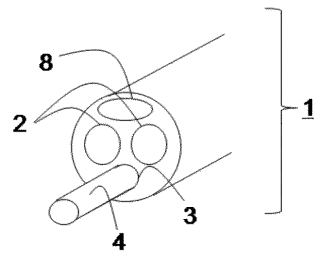


(a)

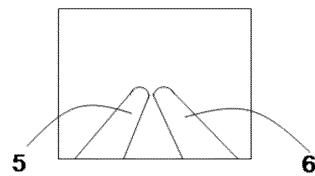


(b)

【図 2】

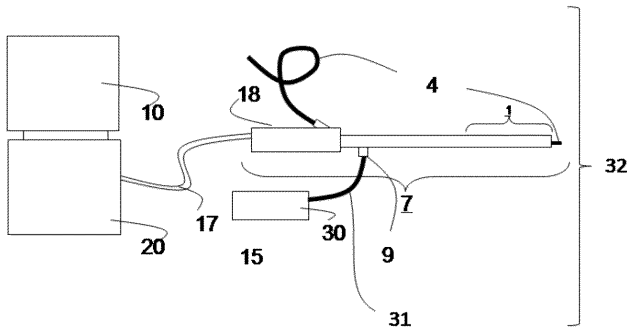


(a)

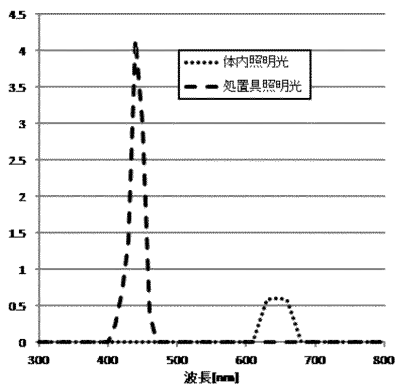


(b)

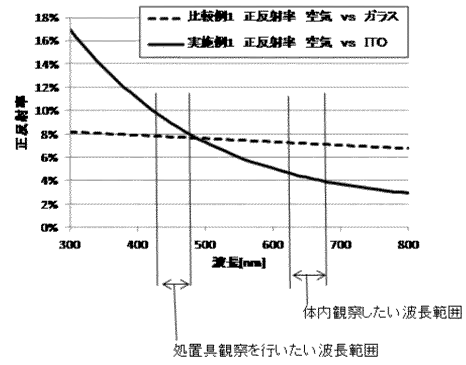
【図 3】



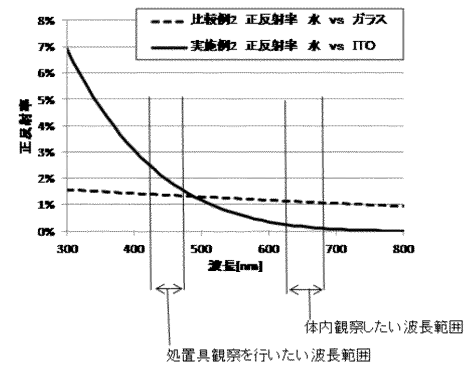
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(74)代理人 100134393

弁理士 木村 克彦

(74)代理人 100174230

弁理士 田中 尚文

(72)発明者 大古場 稔

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA09

4C161 AA16 BB01 BB06 BB08 GG15 JJ01 LL08 QQ04 QQ07 RR04

WW17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014180377A	公开(公告)日	2014-09-29
申请号	JP2013056034	申请日	2013-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	大古場 稔		
发明人	大古場 稔		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B19/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00087 A61B1/018 A61B1/0638 A61B2017/0034 A61B2017/00907 A61B2090/306 A61B2090/309		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.Y A61B19/00.504 G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/00.731 A61B1/018.515 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B90/30		
F-TERM分类号	2H040/BA09 4C161/AA16 4C161/BB01 4C161/BB06 4C161/BB08 4C161/GG15 4C161/JJ01 4C161/LL08 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/WW17		
代理人(译)	白井伸一 高桥诚一郎 吉泽博 木村胜彦 田中尚史		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：遮挡不清晰可见的物体，因为在体内观察过程中，来自治疗仪器的反射光和来自器官的反射光具有相同的亮度和波长。相反，在羊水中，存在一个问题，即即使希望观察它，也不能以高透明度看到单独的纤维。一种由半透明材料制成的治疗仪，其具有用于观察身体内部的波长和具有与用于观察该治疗仪的照明光部分不同的波长的光，其强度可以独立地调节。在用于观察治疗仪器的照明光的波长范围内，治疗仪器的可见度相对高于在体内观察的波长范围内的治疗仪器的可见度。

[选型图]图1

