

(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2011-182871
(P2011-182871A)

(43) 公開日 平成23年9月22日(2011.9.22)

(51) Int.Cl.	F I	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 O
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2010-49306 (P2010-49306)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成22年3月5日 (2010.3.5)		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	小向 牧人
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	水由 明
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA02 CA03 CA04 CA11 CA12
			DA11 DA12 DA13 DA14 DA15
			DA18 DA19 DA21 DA56 DA57
			GA02 GA11

最終頁に続く

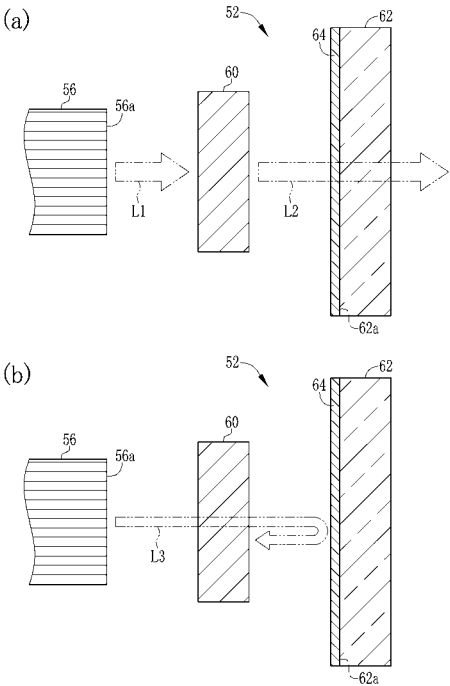
(54) 【発明の名称】 照明光学系及び内視鏡

(57) 【要約】

【課題】蛍光体を用いた照明光学系において、励起光を効率良く利用できるようにする。

【解決手段】第1照明光学系52は、蛍光体60と、カバーガラス62とで構成されている。カバーガラス62には、蛍光体60と対向する対向面62aにダイクロイック膜64が形成されている。ダイクロイック膜64は、蛍光体60の励起光を反射させ、蛍光体60の蛍光である白色光を透過させる光学特性を有している。蛍光体60を透過した励起光は、ダイクロイック膜64で反射し、再び蛍光体60に入射する。このように、一度蛍光体60を透過した励起光を再び蛍光体60に入射させ、その励起光によって再度蛍光体60を励起させるので、励起光を効率良く利用することができる。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の波長の励起光が入射した際に、その励起光を吸収して励起し、前記励起光とは異なる波長の蛍光を発する蛍光体と、

前記励起光を反射させ、前記蛍光を透過させる光学特性を有し、前記蛍光体を透過した前記励起光が前記蛍光体に向けて反射するように、前記蛍光体の前方に配置された反射部材とを備えたことを特徴とする照明光学系。

【請求項 2】

前記反射部材は、透光性のある材料で略板状に形成され、前記蛍光体と対向して配置される基板と、前記光学特性を有し、前記基板の前記蛍光体との対向面に形成されるダイクロック膜とからなることを特徴とする請求項 1 記載の照明光学系。

10

【請求項 3】

前記対向面が、凹曲面状に形成されていることを特徴とする請求項 2 記載の照明光学系。

【請求項 4】

前記蛍光体に前記励起光を入射させる光源を備えたことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の照明光学系。

【請求項 5】

挿入部の先端に設けられた照明窓から観察対象を照明するための照明光を照射する内視鏡において、

20

所定の波長の励起光が入射した際に、その励起光を吸収して励起し、白色の蛍光を発する蛍光体と、前記励起光を反射させ、前記蛍光を透過させる光学特性を有し、前記蛍光体を透過した前記励起光が前記蛍光体に向けて反射するように、前記蛍光体の前方に配置された反射部材とからなり、前記蛍光を照明光として前記照明窓から照射する照明光学系を備えたことを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、蛍光体を用いた照明光学系、及びこの照明光学系を備えた内視鏡に関する。

【背景技術】

30

【0002】

所定の波長の励起光が入射した際に、その励起光を吸収して励起し、白色の蛍光を発する 3 波長型の蛍光体を照明光学系に用いた内視鏡が、特許文献 1 で提案されている。このように蛍光体を用いた照明光学系では、発光ダイオードやレーザダイオードなどの半導体発光素子を光源とすることができ、光源の低消費電力化や長寿命化、安全性の向上などを図ることができる。さらに、3 波長型の蛍光体は、可視域全体に亘って比較的フラットな波長特性の白色光を発するので、演色性に優れた照明を行うことができる。

【0003】

また、特許文献 1 では、励起光を透過させ、蛍光として発せられた白色光を反射させる特性を有する光学フィルタを光源と蛍光体との間に配置し、蛍光体の後側に向かう白色光を前側に導くようにしている。蛍光体を用いた照明光学系には、光量があまり高くないという問題があるが、上記のように光学フィルタを設け、後側に向かう白色光を前側に導くようにすれば、照明光として照射される白色光の光量を高めることができる。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2005 - 294288 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

50

蛍光体に入射した励起光の一部は、蛍光体に吸収されることなく、そのまま蛍光体を透過してしまう。こうした励起光の透過は、当然、発せられる蛍光の光量の低下に繋がる。特許文献１では、光学フィルタを設けることによって、蛍光体から発せられた蛍光を効率良く照明光として利用できるようにしているが、蛍光体を透過する励起光については、何ら考慮がなされていない。このため、蛍光体を用いた照明光学系では、励起光を効率良く利用できるようにし、蛍光体を透過する励起光に起因する光量の低下を防止することが望まれている。

【０００６】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、蛍光体を用いた照明光学系において、励起光を効率良く利用できるようにすることを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【０００７】

上記目的を達成するため、本発明の照明光学系は、所定の波長の励起光が入射した際に、その励起光を吸収して励起し、前記励起光とは異なる波長の蛍光を発する蛍光体と、前記励起光を反射させ、前記蛍光を透過させる光学特性を有し、前記蛍光体を透過した前記励起光が前記蛍光体に向けて反射するように、前記蛍光体の前方に配置された反射部材とを備えたことを特徴とする。

【０００８】

前記反射部材は、透光性のある材料で略板状に形成され、前記蛍光体と対向して配置される基板と、前記光学特性を有し、前記基板の前記蛍光体との対向面に形成されるダイクロイック膜とからなることが好ましい。この際、前記対向面は、凹曲面状に形成されていることが好ましい。さらに、前記蛍光体に前記励起光を入射させる光源を備えると、より好適である。

20

【０００９】

また、本発明は、挿入部の先端に設けられた照明窓から観察対象を照明するための照明光を照射する内視鏡において、所定の波長の励起光が入射した際に、その励起光を吸収して励起し、白色の蛍光を発する蛍光体と、前記励起光を反射させ、前記蛍光を透過させる光学特性を有し、前記蛍光体を透過した前記励起光が前記蛍光体に向けて反射するように、前記蛍光体の前方に配置された反射部材とからなり、前記蛍光を照明光として前記照明窓から照射する照明光学系を備えたことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【００１０】

本発明では、蛍光体の前方に反射部材を配置し、蛍光体を透過した励起光が蛍光体に向けて反射するようにした。こうすれば、反射部材で反射した励起光が再び蛍光体に入射し、一度蛍光体を透過した励起光によって再度励起が行われるので、励起光を効率良く利用することができ、蛍光体を透過する励起光に起因する光量の低下を防ぐことができる。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】内視鏡システムの構成を示す説明図である。

【図２】先端面の構成を示す平面図である。

40

【図３】先端部の内部の構成を概略的に示す断面図である。

【図４】第１照明光学系の構成を概略的に示す説明図である。

【図５】カバーガラスの対向面を凹曲面状にした例を示す説明図である。

【図６】実験及びシミュレーションの評価モデルの構成を示す説明図である。

【図７】実験及びシミュレーションの結果を示すグラフである。

【図８】照明光学系に光源を設けた例を示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

図１に示すように、内視鏡システム２は、患者の体腔内を撮影する電子内視鏡１０と、内視鏡画像を生成するプロセッサ装置１２と、内視鏡画像を表示するモニタ１４と、体腔

50

内に送り込む水を貯留する送水タンク 16 とからなる。

【0013】

プロセッサ装置 12 には、発光ダイオード 18（以下、LED 18 と称す）が設けられている。LED 18 は、約 405 nm の波長の近紫外光を照射する。この近紫外光は、患者の体腔内を照明するために用いられる。プロセッサ装置 12 は、所定の導光路を介して LED 18 の近紫外光を電子内視鏡 10 に入射させる。

【0014】

さらに、プロセッサ装置 12 には、図示を省略したポンプが設けられている。プロセッサ装置 12 は、このポンプを駆動することにより、送気送水用の空気を電子内視鏡 10 に送り込む。このように、プロセッサ装置 12 は、内視鏡画像を生成する機能に加え、近紫

10

【0015】

電子内視鏡 10 は、患者の体腔内に挿入される挿入部 20 と、挿入部 20 の基端部分に連設され、医師や技師などの術者が手元で操作を行なう操作部 22 と、操作部 22 から延びるユニバーサルコード 24 とからなる。

【0016】

挿入部 20 は、直径約 10 mm の細管状に形成されており、先端から順に、先端部 26、湾曲部 27、及び可撓管部 28 で構成されている。先端部 26 は、硬質な樹脂材料で形成されている。この先端部 26 の先端面 26a には、観察対象からの像光を取り込むための観察窓 40（図 2 参照）が設けられている。可撓管部 28 は、細径かつ長尺な管状に形

20

【0017】

湾曲部 27 は、操作部 22 に設けられた上下用操作ノブ 30 及び左右用操作ノブ 31 の回転操作に応じて上下左右に湾曲するように構成されている。操作部 22 の内部には、上下用操作ノブ 30 の回転操作に従動して回転するプーリと、左右用操作ノブ 31 の回転操作に従動して回転するプーリとが設けられている。各プーリには、ワイヤが巻き掛けられている。各ワイヤは、その両端部が湾曲部 27 に接続されており、各ノブ 30、31 の回転操作にともなう各プーリの回転に従動して湾曲部 27 を押し引きする。

【0018】

これにより、上下用操作ノブ 30 を回転操作すると、湾曲部 27 が上下方向に湾曲し、左右用操作ノブ 31 を回転操作すると、湾曲部 27 が左右方向に湾曲する。術者は、各ノブ 30、31 を回転操作して湾曲部 27 を湾曲させ、先端面 26a に設けられた観察窓 40 を任意の方向に向けることにより、体腔内の観察を行う。

30

【0019】

操作部 22 には、各ノブ 30、31 の他に、鉗子やスネアなどといった処置具を挿入するための処置具挿入口 32、観察窓 40 や体腔内に空気や水を送り込む送気送水を行うための送気送水ボタン 33、及び体腔内に溜まった空気や残渣、体液などの吸引を行うための吸引ボタン 34 などが設けられている。

【0020】

ユニバーサルコード 24 の操作部 22 と反対側の端部には、プロセッサ装置 12 から供給される光及び空気を取り込むための第 1 コネクタ 36 と、電源や各種の制御信号の伝送に用いられる第 2 コネクタ 37 とが設けられている。電子内視鏡 10 は、これらの各コネクタ 36、37 を介してプロセッサ装置 12 に着脱自在に接続される。

40

【0021】

第 1 コネクタ 36 には、送気送水チューブ 38 が着脱自在に接続されるジョイントが設けられている。送水タンク 16 は、この送気送水チューブ 38 を介して第 1 コネクタ 36 に接続されている。送水タンク 16 に貯留された水は、送気送水チューブ 38 及び第 1 コネクタ 36 を介して電子内視鏡 10 に供給され、送気送水ボタン 33 の操作に応じて先端部 26 から吐出される。

【0022】

50

図 2 に示すように、先端部 2 6 の先端面 2 6 a には、観察対象からの像光を取り込むための観察窓 4 0 と、照明光を出射させるための第 1 及び第 2 の 2 つの照明窓 4 2、4 4 と、処置具挿入口 3 2 に挿入した処置具の先端を露呈させる処置具出口 4 6 と、送気送水ボタン 3 3 の操作に応じて空気又は水を吐出する送気送水ノズル 4 8 とが設けられている。処置具挿入口 3 2 と処置具出口 4 6 とを接続する鉗子チャンネルは、吸引を行うための吸引管路も兼ねている。従って、吸引ボタン 3 4 を操作すると、処置具出口 4 6 から空気や体液などが吸引される。

【0023】

観察窓 4 0、及び各照明窓 4 2、4 4 は、略円形に形成された開口である。観察窓 4 0 からは、観察対象からの像光を結像するための観察光学系 5 0 の一部が露呈している。各照明窓 4 2、4 4 からは、それぞれ第 1 照明光学系 5 2、第 2 照明光学系 5 4 の一部が露呈している。各照明光学系 5 2、5 4 は、プロセッサ装置 1 2 から供給される近紫外光を基に、白色の照明光を生成し、その照明光を各照明窓 4 2、4 4 から照射する。

【0024】

これらの各光学系 5 0、5 2、5 4 の一端部は、各窓 4 0、4 2、4 4 に緊密に嵌め込まれている。これにより、各窓 4 0、4 2、4 4 を介して体液などが内部に浸入してしまうことを防ぐことができる。また、各光学系 5 0、5 2、5 4 の一端部は、それぞれ先端面 2 6 a と略面一になっている。

【0025】

各照明窓 4 2、4 4 は、観察窓 4 0 を挟み、かつ観察窓 4 0 に対して略対称となるように配置されている。このように 2 つの照明窓 4 2、4 4 を配置し、ほぼ等しい光量の照明光を各照明窓 4 2、4 4 から照射することにより、観察窓 4 0 の観察領域の全体に亘って均一に照明し、観察領域内に照明ムラが生じることを抑えることができる。

【0026】

送気送水ノズル 4 8 は、吐出する空気又は水が観察窓 4 0 に向かうように形成されている。これにより、送気送水ノズル 4 8 から吐出される水によって観察窓 4 0 が洗浄され、観察窓 4 0 に付着した血液や粘液などを洗い流すことができる。

【0027】

図 3 は、図 2 の A - a 線（各照明窓 4 2、4 4 の中心を通る線）で切断した先端部 2 6 の断面を概略的に示す断面図である。図 3 に示すように、観察光学系 5 0 の奥には、イメージセンサ 5 5 が設けられている。観察光学系 5 0 は、複数枚のレンズを組み合わせで構成され、観察窓 4 0 を介して入射した像光をイメージセンサ 5 5 の撮像面に結像させる。イメージセンサ 5 5 は、観察光学系 5 0 が結像した像光を撮像し、その像光に応じた撮像信号を出力する。このイメージセンサ 5 5 は、配線を介して第 2 コネクタ 3 7 と電氣的に接続されている。そして、イメージセンサ 5 5 は、第 2 コネクタ 3 7 を介してプロセッサ装置 1 2 と電氣的に接続される。

【0028】

プロセッサ装置 1 2 は、イメージセンサ 5 5 から出力される撮像信号に対して画像処理を行うとともに、コンポジット信号やコンポーネント信号などの映像信号にエンコードし、その映像信号をモニタ 1 4 に出力する。これにより、患者の体腔内などを撮影した内視鏡画像がモニタ 1 4 に表示される。なお、イメージセンサ 5 5 には、例えば、CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサが用いられる。

【0029】

第 1 照明光学系 5 2 の奥には、第 1 ライトガイド 5 6 が設けられている。同様に、第 2 照明光学系 5 4 の奥には、第 2 ライトガイド 5 7 が設けられている。各ライトガイド 5 6、5 7 は、可撓性を有する光ファイバを多数束ねることによって形成されている。各ライトガイド 5 6、5 7 は、一方の端面を各照明光学系 5 2、5 4 と対面させ、挿入部 2 0、操作部 2 2、及びユニバーサルコード 2 4 の内部を通して、他方の端面を第 1 コネクタ 3 6 から露呈させている。そして、各ライトガイド 5 6、5 7 は、第 1 コネクタ 3 6 がプロセッサ装置 1 2 に接続された際に、プロセッサ装置 1 2 内に設けられた光出射面に前記他

10

20

30

40

50

方の端面を対面させる。これにより、プロセッサ装置 12 に設けられた LED 18 からの近紫外光が各ライトガイド 56、57 によって案内され、各照明光学系 52、54 に入射する。

【0030】

図 4 に示すように、第 1 照明光学系 52 は、蛍光体 60 と、カバーガラス（基板）62 とで構成されている。蛍光体 60 とカバーガラス 62 とは、それぞれの光学中心が第 1 ライトガイド 56 の光軸と一致するように配置される。なお、第 2 照明光学系 54 の構成は、第 1 照明光学系 52 の構成と同じであるので、第 2 照明光学系 54 の構成の説明は省略する。

【0031】

蛍光体 60 は、約 405 nm の波長の近紫外光が入射した際に、その近紫外光を吸収して励起し、白色の蛍光を発する、いわゆる 3 波長型の蛍光体である。蛍光体 60 は、上記特性を有する蛍光材料によって平行平板状に形成され、第 1 ライトガイド 56 の出射端面 56a と対向するように配置されている。これにより、第 1 ライトガイド 56 から出射された近紫外光が蛍光体 60 に入射し、蛍光体 60 が励起される。

【0032】

カバーガラス 62 は、第 1 照明窓 42 の形状に応じた円板状に形成されている。このカバーガラス 62 には、透光性のある無色透明な周知の光学ガラスが用いられている。カバーガラス 62 は、蛍光体 60 の前方に蛍光体 60 と対向して配置され、その表面が先端面 26a と略面一になるように、第 1 照明窓 42 に緊密に嵌め込まれる。

【0033】

カバーガラス 62 には、蛍光体 60 と対向する対向面 62a にダイクロイック膜 64 が形成されている。ダイクロイック膜 64 は、蛍光体 60 の励起光である近紫外光を反射させ、蛍光体 60 の蛍光である白色光を透過させる光学特性を有している。すなわち、本例では、カバーガラス 62 とダイクロイック膜 64 とによって、請求項記載の反射部材が構成されている。なお、上記光学特性を有するダイクロイック膜 64 は、周知のように、誘電体の多層膜によって形成すればよい。また、ダイクロイック膜 64 の光学特性は、少なくとも励起光を反射させ、蛍光を透過させるものであればよく、これら以外の波長の光については、反射させても透過させてもよい。

【0034】

図 4 (a) に示すように、蛍光体 60 は、第 1 ライトガイド 56 から出射された近紫外光 L1 を吸収して励起し、白色の蛍光 L2 を発する。蛍光 L2 は、ダイクロイック膜 64 及びカバーガラス 62 を透過し、第 1 照明窓 42 を介して電子内視鏡 10 の外部に出射される。

【0035】

このように、第 1 照明光学系 52 は、プロセッサ装置 12 から供給される近紫外光 L1 を蛍光体 60 で白色の蛍光 L2 に変換し、この蛍光 L2 を照明光として第 1 照明窓 42 から照射する。こうすれば、可視域全体に亘って比較的フラットな波長特性の白色光が得られ、演色性に優れた照明を行うことができる。また、光源に LED 18 を用いることができるので、光源の低消費電力化や長寿命化、安全性の向上などを図ることもできる。

【0036】

また、図 4 (b) に L3 で示すように、第 1 ライトガイド 56 から出射された近紫外光の一部は、蛍光体 60 に吸収されることなく、そのまま蛍光体 60 を透過する。この際、透過した近紫外光 L3 は、ダイクロイック膜 64 で反射し、再び蛍光体 60 に入射する。

【0037】

このように、第 1 照明光学系 52 では、一度蛍光体 60 を透過した近紫外光 L3 を再び蛍光体 60 に入射させ、近紫外光 L3 によって再度蛍光体 60 を励起させるので、励起光としての近紫外光を効率良く利用することができ、蛍光体 60 を透過する近紫外光 L3 によって蛍光 L2 の光量が低下してしまうことを防ぐことができる。

【0038】

また、近紫外光 L 3 が外部に漏れ、照明光の一部として照射されてしまうと、少し青味掛かった白色光になってしまい、照明光の演色性が損なわれてしまう。これに対し、本例では、近紫外光 L 3 が外部に漏れることが無いので、近紫外光 L 3 に起因する照明光の演色性の低下も防ぐことができる。

【 0 0 3 9 】

上記実施形態では、蛍光体 6 0 と対向する対向面 6 2 a にダイクロイック膜 6 4 を設けたが、対向面 6 2 a と反対側の面、すなわち第 1 照明窓 4 2 を介して外部に露呈される側の面に、ダイクロイック膜 6 4 を形成してもよい。

【 0 0 4 0 】

上記実施形態では、対向面 6 2 a が平面状に形成されたカバーガラス 6 2 を示したが、図 5 に示すカバーガラス 6 6 のように、対向面 6 6 a を凹曲面状に形成してもよい。このように、対向面 6 6 a を凹曲面状に形成し、平凹レンズ状のカバーガラス 6 6 とすれば、図 5 (b) に示すように、一度蛍光体 6 0 を透過し、ダイクロイック膜 6 4 で反射した近紫外光 L 3 が蛍光体 6 0 に集光され、確実に蛍光体 6 0 に入射するようになるので、近紫外光の利用効率をより高めることができる。さらには、蛍光 L 2 がカバーガラス 6 6 を透過する際に、対向面 6 6 a の曲率に応じて広がるようになるので、照明光の照射角度を広げることができる。

【 0 0 4 1 】

なお、対向面 6 6 a の凹曲面は、略半球状に窪んだものでもよいし、シリンドリカル状に窪んだものでもよい。さらには、完全な曲面ではなく、平面を曲面状に並べた多角形状の凹面としてもよい。

【 0 0 4 2 】

次に、図 6 に示す評価モデル 8 0 を用いて実験及びシミュレーションを行った結果、及びその比較を示す。評価モデル 8 0 は、蛍光体 8 2 とガラス板 8 4 とで構成された照明光学系である。蛍光体 8 2 は、直径 0 . 9 mm の円柱状に形成されている。ガラス板 8 4 は、直径 1 0 mm、厚さ 1 mm の円板状に形成されている。蛍光体 8 2 とガラス板 8 4 とは、それぞれ中心が一致し、かつ蛍光体 8 2 がガラス板 8 4 の一面に接するように配置されている。また、ガラス板 8 4 の蛍光体 8 2 が接する一面には、光吸収膜 8 6 が設けられている。この光吸収膜 8 6 は、前記一面の蛍光体 8 2 が接した部分に形成され、入射した光を吸収して反射を防止する光学特性を有している。

【 0 0 4 3 】

実験では、まずガラス板 8 4 を除いた状態で蛍光体 8 2 に所定の波長の励起光を入射させることにより、蛍光体 8 2 から発せられる蛍光の出力、及び蛍光体 8 2 を透過した励起光の出力を測定した。この後、図 6 のようにガラス板 8 4 に蛍光体 8 2 を接しさせた状態で蛍光体 8 2 に励起光を入射させることにより、ガラス板 8 4 を透過した蛍光の出力、及びガラス板 8 4 を透過した励起光の出力を測定した。

【 0 0 4 4 】

上記の各測定結果から、蛍光体 8 2 からの蛍光の出力を A 1、ガラス板 8 4 からの蛍光の出力を B 1 とし、 $B 1 / A 1$ によってガラス板 8 4 に対する蛍光の透過率を算出するとともに、蛍光体 8 2 からの励起光の出力を A 2、ガラス板 8 4 からの励起光の出力を B 2 とし、 $B 2 / A 2$ によってガラス板 8 4 に対する励起光の透過率を算出した。そして、ガラス板 8 4 の硝材を屈折率 1 . 5 1 の B K 7、屈折率 1 . 7 7 の L a S F n 7、屈折率 1 . 8 9 8 の L a S F n 2 2 と変えて各出力の測定及び各透過率の算出を行うことにより、蛍光及び励起光の硝材毎の透過率を実験結果として取得した。

【 0 0 4 5 】

シミュレーションでは、上記実験で用いたガラス板 8 4 の硝材毎の透過率をコンピュータプログラムによる解析によって算出した。このシミュレーションでは、ガラス板 8 4 の光出射端面 8 4 a でのフレネル反射損失、及びガラス板 8 4 と蛍光体 8 2 とが接する面 8 4 b でのフレネル反射損失があるものとするとともに、反射光の光吸収膜 8 6 とガラス板 8 4 の接する面での反射がないものとして解析を行った。また、評価モデル 8 0 では、光

出射端面 8 4 a で反射した光が光吸収膜 8 6 によって吸収され、反射が防止される。このため、シミュレーションでは、ガラス板 8 4 内での多重反射による透過光はないものとして解析を行った。

【 0 0 4 6 】

さらに、ガラス板 8 4 の屈折率は、入射する光の波長によって異なるが、励起光の近紫外から蛍光の白色光に含まれる赤色成分までの波長帯域におけるガラス板 8 4 の屈折率差にともなう透過率の算出結果の変化は、0.5%程度でしかない。このため、本シミュレーションでは、上記した硝材の屈折率のみを用いて解析を行い、その解析結果を蛍光及び励起光のそれぞれに適用することとした。

【 0 0 4 7 】

上記実験及びシミュレーションの結果を、図 7 に示す。図 7 では、実線及び四角形のポイントで蛍光の実験結果を示し、点線及び菱形のポイントで励起光の実験結果を示し、二点鎖線及び三角形のポイントでシミュレーションの結果を示している。

【 0 0 4 8 】

ガラス板 8 4 に入射した光は、光出射端面 8 4 a から出射するとともに、ガラス板 8 4 と空気との屈折率差により、その一部が光出射端面 8 4 a を反射面として反射する。従って、ガラス板 8 4 に入射した光の透過率が 100% になることはない。そして、光出射端面 8 4 a での反射率は、空気との屈折率差に従って大きくなる。図 7 の実験結果でも、ガラス板 8 4 の硝材の屈折率が大きくなるほど、すなわち屈折率が 1 である空気との屈折率差が大きくなるほど、透過率が低くなっている。

【 0 0 4 9 】

また、図 7 の実験及びシミュレーションの結果からは、励起光の実験結果がシミュレーションの結果とほぼ同等であるのに対し、蛍光の実験結果は、シミュレーションの結果よりも透過率が上昇していることが分る。

【 0 0 5 0 】

この透過率の上昇は、シミュレーションが蛍光体 8 2 での再励起を考慮していないのに対し、実験では、光出射端面 8 4 a で反射した励起光が再び蛍光体 8 2 に入射し、蛍光体 8 2 が再励起することによって、蛍光の光量が増加したことに起因している。さらに、この透過率の上昇は、ガラス板 8 4 の硝材の屈折率が大きくなるほど、すなわち光出射端面 8 4 a で反射する励起光の光量が増えるほど顕著になっている。従って、上記実施形態で示したように、光出射端面 8 4 a にダイクロイック膜 6 4 を設けるなどして励起光のみの反射率を高めるようにすれば、本発明の効果をより高めることができる。

【 0 0 5 1 】

上記実施形態では、第 1 照明窓 4 2 を塞ぐカバーガラス 6 2、6 6 を基板として示したが、これに限ることなく、蛍光体 6 0 とカバーガラスとの間に配置される任意の透明な板を基板としてもよい。また、基板の材料は、光学ガラスに限ることなく、光学プラスチックとしてもよい。さらに、上記実施形態では、基板としてのカバーガラス 6 2、6 6 とダイクロイック膜 6 4 とで反射部材を構成したが、反射部材の構成は、これに限ることなく、励起光のみを蛍光体 6 0 に向けて反射させることができるものであればよい。

【 0 0 5 2 】

上記実施形態では、プロセッサ装置 1 2 に設けられた LED 1 8 から供給される近紫外光を各ライトガイド 5 6、5 7 を介して各照明光学系 5 2、5 4 に入射させる構成としたが、これに限ることなく、図 8 に示す第 1 照明光学系 1 0 0、第 2 照明光学系 1 0 2 のように、照明光学系自体に光源としての LED 1 0 4、1 0 6 を設ける構成としてもよい。

【 0 0 5 3 】

各 LED 1 0 4、1 0 6 は、それぞれ蛍光体 6 0 の後方に配置され、蛍光体 6 0 に励起光である近紫外光を入射させる。こうすれば、電子内視鏡 1 0 に各ライトガイド 5 6、5 7 を設ける必要がなくなるので、挿入部 2 0 やユニバーサルコード 2 4 の細径化を図ることができる。さらには、プロセッサ装置 1 2 に光源や光入射用のコネクタを設ける必要がなくなるので、プロセッサ装置 1 2 の小型化、低価格化を図ることもできる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

上記実施形態では、光源としてＬＥＤを示したが、光源は、これに限ることなく、レーザダイオードなどの他の半導体発光素子でもよいし、紫外線ランプなどの特定波長の光を照射するランプでもよい。すなわち、光源は、蛍光体 6 0 の励起光を照射できるものであれば、如何なるものでもよい。

【 0 0 5 5 】

上記実施形態では、医療用の内視鏡に本発明を適用した例を示したが、本発明は、これに限ることなく、機器の内部や狭い配管内などを観察する工業用の内視鏡（ファイバ스코ープ）に適用してもよい。さらに、本発明は、内視鏡用の照明光学系に限ることなく、例えば、室内灯や懐中電灯などの一般的な照明装置の光学系、あるいは顕微鏡や液晶表示装置の光学系など、蛍光体を用いた他の如何なる照明光学系に適用してもよい。

10

【 0 0 5 6 】

また、上記実施形態では、約 4 0 5 n m の波長の近紫外光が入射した際に、白色の蛍光を発する 3 波長型の蛍光体 6 0 を用いたが、蛍光体が発する蛍光の波長、及び蛍光体を励起させる励起光の波長は、これに限定されるものではなく、照明光学系の用途に応じて適宜選択すればよい。

【 符号の説明 】

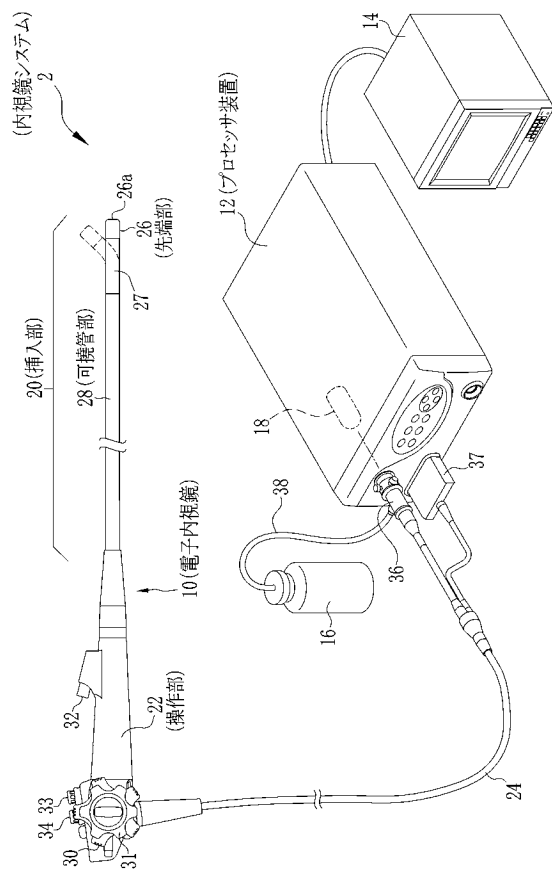
【 0 0 5 7 】

- 2 内視鏡システム
- 1 0 電子内視鏡（内視鏡）
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 8、1 0 4、1 0 6 ＬＥＤ（光源）
- 2 0 挿入部
- 4 2 第 1 照明窓
- 4 4 第 2 照明窓
- 5 2、1 0 0 第 1 照明光学系
- 5 4、1 0 2 第 2 照明光学系
- 6 0 蛍光体
- 6 2、6 6 カバーガラス（基板）
- 6 2 a、6 6 a 対向面
- 6 4 ダイクロイック膜

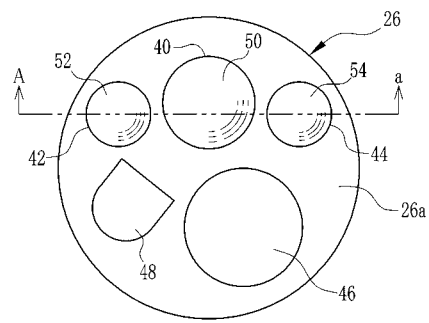
20

30

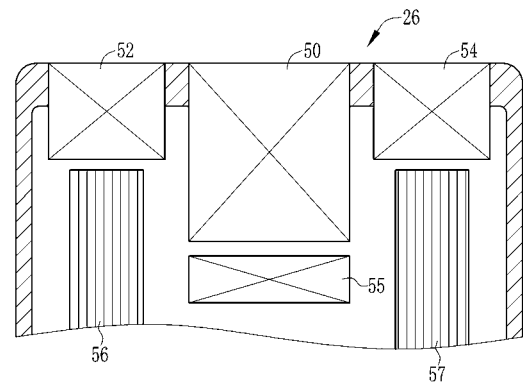
【図 1】



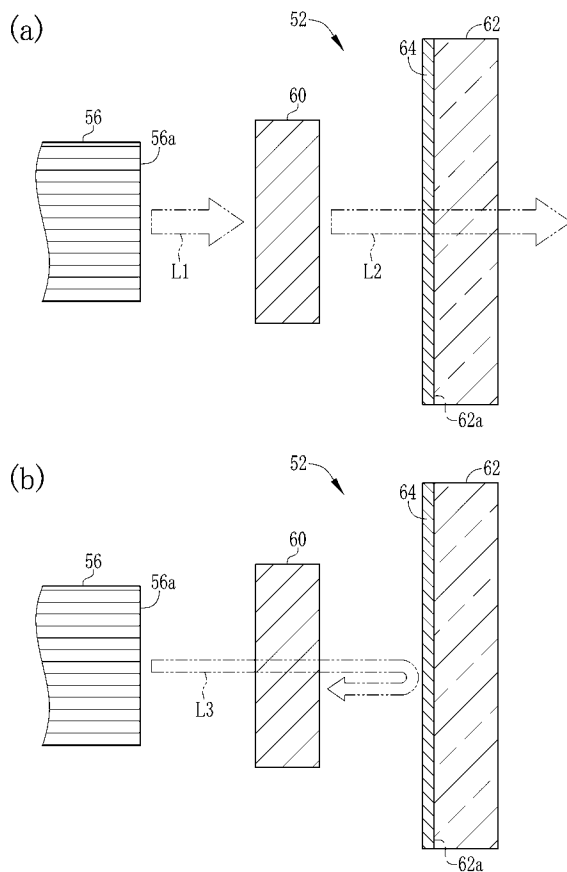
【図 2】



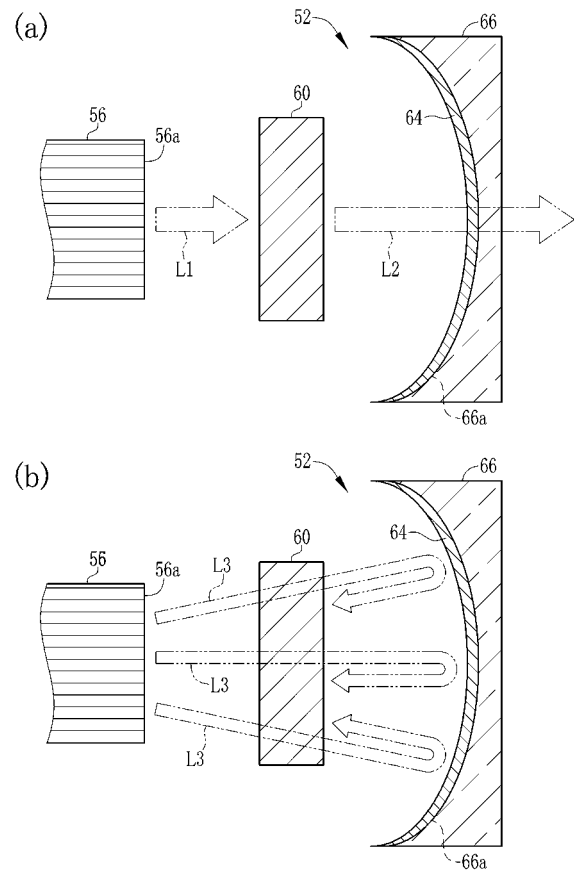
【図 3】



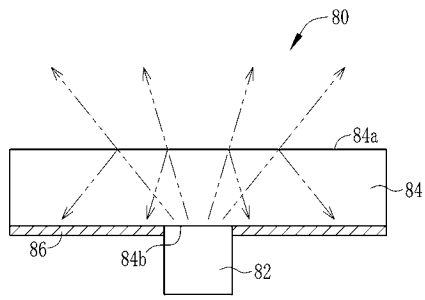
【図 4】



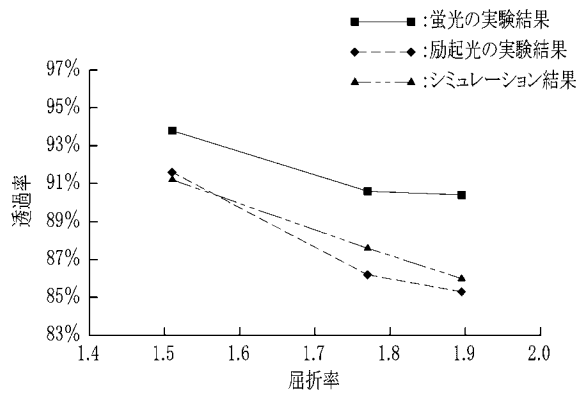
【図 5】



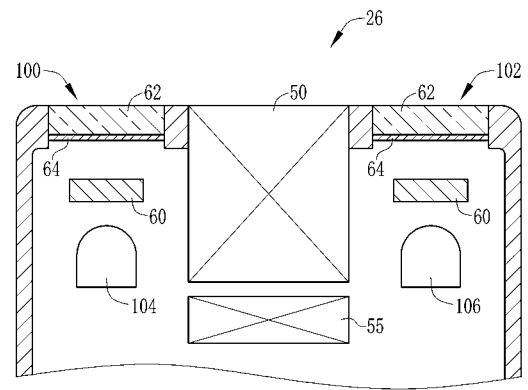
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 BB08 CC06 DD03 FF40 LL02 NN01 QQ02 QQ04 QQ06 RR02
WW17
4C161 BB08 CC06 DD03 FF40 LL02 NN01 QQ02 QQ04 QQ06 RR02
WW17

专利名称(译)	照明光学系统和内窥镜		
公开(公告)号	JP2011182871A	公开(公告)日	2011-09-22
申请号	JP2010049306	申请日	2010-03-05
[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	小向牧人 水由明		
发明人	小向 牧人 水由 明		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/0653 A61B1/0676 A61B1/07 A61B2090/304 A61B2090/306 G02B23/2469		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.731 A61B1/06.510 A61B1/07.733 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA03 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA13 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA18 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/RR02 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/RR02 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种使用荧光体的照明光学系统，通过该荧光体可以有效地利用激发光。
 ŽSOLUTION：第一照明光学系统52被配置为包括荧光体60和盖玻璃62。在盖玻璃62中，二向色膜64形成在与荧光体60相对的相对表面62a中。二向色膜64具有反射荧光体60的激发光并透射作为荧光体60的荧光的白光的光学特性。透过荧光体60的激发光被二向色膜64反射并入射到荧光体60上。荧光体60再次。因此，一旦透过荧光体60的激发光再次入射到荧光体60上，荧光体60再次被激发光激发，因此可以有效地利用激发光。Ž

