

(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2008-3391

(P2008-3391A)

(43) 公開日 平成20年1月10日(2008.1.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 B	2H04O
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	4C061

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-174116 (P2006-174116)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年6月23日 (2006.6.23)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100118913
			弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	宇野 奏絵
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	2H04O CA12
			4C061 AA00 BB00 CC00 DD00 FF40

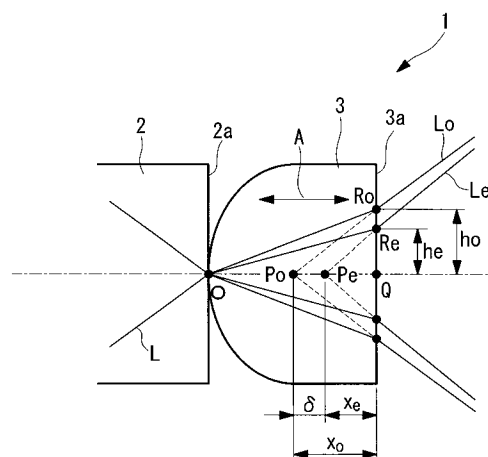
(54) 【発明の名称】 内視鏡用照明光学系

(57) 【要約】

【課題】 配光ムラを抑制し、外径寸法の拡大を防止しつつ、観察範囲に対し十分な光量で照明する。

【解決手段】 光源からの光を物体側へ導くライトガイド2と、該ライトガイド2の出射端2a側に配置される1枚以上の正のパワーを有する照明レンズ3とを備え、該照明レンズ3が複屈折性を有する結晶材料により構成されている内視鏡用照明光学系1を提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源からの光を物体側へ導くライトガイドと、
該ライトガイドの出射端側に配置される 1 枚以上の正のパワーを有する照明レンズとを
備え、

該照明レンズが複屈折性を有する結晶材料により構成されている内視鏡用照明光学系。

【請求項 2】

前記照明レンズが、以下の条件式を満たす請求項 1 に記載の内視鏡用照明光学系。

$$0 < |\delta| / f < 0.8$$

ここで、 δ は、 0° より大きい角度で照明レンズに入射した光の常光線の結像位置と異常光線の結像位置とのズレ量であるデフォーカス量であり、 f は照明レンズの焦点距離である。

【請求項 3】

前記常光線の光学的伝達関数の位相と前記異常光線の光学的伝達関数の位相とが、ほぼ反転するようにデフォーカス量が設定されている請求項 2 に記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 4】

前記ライトガイドの開口数で前記照明レンズに入射して該照明レンズの最終面から出射する光線の光軸に対する最大角度が 75° 以上、かつ、前記ライトガイドから光軸に平行な方向に沿って前記照明レンズに入射して該照明レンズの最終面から出射する光線の光軸に対する角度が 45° 以上となる請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡用照明光学系。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用照明光学系に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡用照明光学系として、例えば、特許文献 1 および特許文献 2 に開示されているものがある。

特許文献 1 の内視鏡用照明光学系は、ライトガイドファイバの出射端側に配置する正のパワーのレンズの少なくとも 1 面以上を光拡散面としたものである。これにより、光拡散面を通過させることで光を拡散させて、ライトガイドファイバの出射端面の像が物体面に投影されることによる配光ムラの発生を防止することができる。

【0003】

また、特許文献 2 の内視鏡用照明光学系は、ライトガイドファイバの出射端側に凹レンズを配置することにより、通過する光を拡散させてライトガイドファイバの出射端面の像が物体面に投影されることによる配光ムラの発生を防止するようにしている。

【特許文献 1】特開 2000 - 193894 号公報

【特許文献 2】特開平 6 - 273678 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献 1 の内視鏡用照明光学系は、レンズの少なくとも 1 面以上に光拡散処理を施す必要があるが、光拡散処理は加工が困難で、コストが高くつくという問題がある。また光拡散面を通過する光が散乱することにより、光量ロスが発生するという不都合もある。

【0005】

また、特許文献 2 の内視鏡用照明光学系においては、ライトガイドファイバにより伝播された光を漏れなく物体面の照明に使用して光量不足を低減するために、凹レンズの外径寸法をライトガイドファイバの外径寸法より大きくする必要がある。その結果、細径化が

10

20

30

40

50

望まれる内視鏡用照明光学系としては不適切である。

【0006】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、配光ムラを抑制し、外径寸法の拡大を防止しつつ、観察範囲に対し十分な光量で照明できる低コストな内視鏡用照明光学系を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、光源からの光を物体側へ導くライトガイドと、該ライトガイドの出射端側に配置される1枚以上の正のパワーを有する照明レンズとを備え、該照明レンズが複屈折性を有する結晶材料により構成されている内視鏡用照明光学系を提供する。 10

本発明によれば、ライトガイドを伝播してきた光が照明レンズに入射されると、入射した光が、照明レンズの複屈折性により常光線と異常光線とに分離され、それぞれ異なる出射角度で照明レンズから出射され観察対象に照射される。これにより、デフォーカスが発生し、常光線と異常光線の作る像が重なり合っ

【0008】

上記発明においては、前記照明レンズが、以下の条件式を満たすことが好ましい。

$$0 < |\delta| / f < 0.8$$

ここで、 δ は、 0° より大きい角度で照明レンズに入射した光の常光線の結像位置と異常光線の結像位置とのズレ量であるデフォーカス量であり、 f は照明レンズの焦点距離である。 20

【0009】

また、上記発明においては、前記常光線の光学的伝達関数の位相と、前記異常光線の光学的伝達関数の位相とがほぼ反転するようにデフォーカス量が設定されていることが好ましい。

このようにすることで、重なり合った常光線と異常光線とが、各々の配光ムラを打ち消し合っ

【0010】

また、上記発明においては、前記ライトガイドの開口数で前記照明レンズに入射して該照明レンズの最終面から出射する光線の光軸に対する最大角度が 75° 以上、かつ、前記ライトガイドから光軸に平行な方向に沿って前記照明レンズに入射して該照明レンズの最終面から出射する光線の光軸に対する角度が 45° 以上となることとしてもよい。 30

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、配光ムラを抑制し、外径寸法の拡大を防止しつつ、観察範囲に対し十分な光量で照明可能な内視鏡用照明光学系を低コストに構成できるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用照明光学系1について、図1～図13を参照して以下に説明する。 40

本実施形態に係る内視鏡用照明光学系1は、図1に示されるように、内視鏡の挿入部(図示略)に沿って配置されたライトガイド2と、該ライトガイド2の出射端2a側に近接して配置される照明レンズ3とを備えている。

【0013】

照明レンズ3は、正のパワーを有する平凸レンズであり、複屈折性を有する結晶材料により構成されている。結晶材料の光学軸は、図中に矢印Aで示されるように、光軸に平行な方向に設定されている。これにより、光軸に対して 0° より大きい角度で照明レンズ3に入射した光Lは、結晶材料の複屈折性により、常光線 L_o と異常光線 L_e とに分離されるようになっている。

【 0 0 1 4 】

また、本実施形態において、照明レンズ 3 は以下の条件式 (1) を満足している。

$$0 < |\delta| / f < 0.8 \quad (1)$$

ここで、 δ は、 0° より大きい角度で照明レンズ 3 に入射した光 L の常光線 L_o の結像位置と異常光線 L_e の結像位置とのズレ量であるデフォーカス量であり、 f は照明レンズ 3 の焦点距離である。

【 0 0 1 5 】

ここで、上記条件式 (1) について説明する。

デフォーカス量 δ は照明レンズ 3 に入射する光 L の開口数 NA と、照明レンズ 3 の肉厚 d と、常光屈折率 n_o および異常光屈折率 n_e とによって決定される。照明レンズ 3 に入射させる光 L を出射するライトガイド 2 からの光 L の開口数 NA は通常 0.7 未満であり、照明レンズ 3 の肉厚 d は 3 mm 未満である。また、常光屈折率 n_o と異常光屈折率 n_e との屈折率差 Δn は以下の条件式 (2) を満足する必要がある。この条件式 (2) を満たさない場合には、屈折率の大きい方の光線が全反射を起こして効率よく照明することができない。

$$\Delta n = |n_o - n_e| < 0.5 \quad (2)$$

【 0 0 1 6 】

図 1 に示されるように、ライトガイド 2 の出射端 2 a から出射され、照明レンズ 3 の中心点 O に入射した開口数 $NA = \sin \theta$ の光線 L は常光線 L_o および異常光線 L_e に分離する。このとき、結晶の光学軸 A は光軸と平行であるので、それぞれの光線 L_o , L_e に対して以下のスネルの法則が成り立つ。

$$\sin \theta = n_o \sin \varphi_o$$

$$\sin \theta = n_e \sin \varphi_e$$

ここで、記号 φ_o および φ_e は、それぞれ常光線 L_o および異常光線 L_e の点 O での屈折角である。

【 0 0 1 7 】

また、常光線 L_o および異常光線 L_e がそれぞれ照明レンズ 3 の最終面 3 a と交差する点 R_o , R_e と照明レンズ 3 と光軸とが交差する点 Q との間の距離をそれぞれ h_o , h_e とすると、

$$h_o = d \sin \varphi_o$$

$$h_e = d \sin \varphi_e$$

となる。

【 0 0 1 8 】

点 Q から常光線 L_o の結像点 P_o までの距離 x_o 、異常光線 L_e の結像点 P_e までの距離 x_e とすると、

$$x_o = h_o / \tan \theta$$

$$x_e = h_e / \tan \alpha$$

となる。ここで、 α は異常光線 L_e の照明レンズ 3 の最終面 3 a での屈折角である。屈折角 α は異常光線 L_e の関係式で定まるが、ここでは簡単のために、 $\alpha = \theta$ と近似して考える。

【 0 0 1 9 】

デフォーカス量 δ は、下式 (3) で表される。

10

20

30

40

【数 1】

$$\delta = |x_o - x_e| = d \cos \theta \left| \frac{1}{\sqrt{n_o^2 - \sin^2 \theta}} - \frac{1}{\sqrt{n_e^2 - \sin^2 \theta}} \right| \quad (3)$$

【0020】

10

照明レンズ3の曲率半径としては、入射する平行光Lが全反射を起こさない限界とし、 $d = 3$ 、 $\sin \theta = 0.7$ 、 $\Delta n = 0.5$ として、以下の上限が求められる。

$$|\delta| / f < 0.8$$

また、常光線 L_o と異常光線 L_e とがデフォーカスされることを条件として、下限は、 $0 < |\delta| / f$ となる。

したがって、これらから関係式(1)が導かれる。

【0021】

このように本実施形態に係る内視鏡用照明光学系1によれば、ライトガイド2を介して伝播されてきた光Lを照明レンズ3に入射させ、照明レンズ3を構成している複屈折性を有する結晶材料の作用により、入射された光Lを常光線 L_o と異常光線 L_e とに分離させて最終面3aから出射させ観察対象に照射するので、ライトガイド2の出射端2aの像(図2(a))をデフォーカスした状態(図2(b),(c))で観察対象に照射することができ、配光ムラを抑制することができる。

【0022】

この場合において、従来のように照明光を光拡散面において拡散させる場合と異なり、散乱による光量ロスの発生を防止することができる。また、加工の困難な光拡散処理をしなくて済むので照明レンズ3のコストの低減を図ることができる。また、照明レンズ3として凹レンズを用いる場合と比較すると、照明レンズ3の外径寸法をライトガイド2と同等にして、内視鏡の挿入部の細径化を図ることができるという利点がある。

【0023】

さらに、本実施形態に係る内視鏡用照明光学系1においては、常光線 L_o の光学的伝達関数(OTF_o)の位相が、異常光線 L_e の光学的伝達関数(OTF_e)の位相とほぼ反転するようにデフォーカス量 δ が設定されていることが好ましい。

すなわち、光学的伝達関数OTF_o、OTF_eの位相が反転する光線 L_o 、 L_e どうしを重ね合わせるにより、それぞれの配光ムラを打ち消し合って、配光ムラを効果的に抑制することができる。

【0024】

例えば、図3に示されるように、ライトガイド2から照明レンズ3の中心点Oに入射される光線Lが、光軸に対してほぼ0°~45°の範囲であると仮定する。そして、中心点Oに45°の角度で入射した光Lの内、常光線 L_o の結像点をPとする。また、中心点Oに5°の角度で入射した光の内、常光線 L_o の点Pの位置近傍における像高を $h/2$ とすると、点P近傍における常光線 L_o の点像分布を、一様なシリンダ関数として、次式(4)のように定義することができる。

【0025】

40

【数 2】

$$cly(r) = \begin{cases} 1 & (0 \leq r < h/2) \\ 1/2 & (r = h/2) \\ 0 & (r > h/2) \end{cases} \quad (4)$$

【0026】

10

ここで、 h は照明レンズ 3 表面での反射の法則と簡単な幾何計算とにより次式 (5) により表される。

【数 3】

$$\begin{aligned} h &= 2 \cdot d \cdot \tan 5^\circ \cdot \left(\frac{\sin 5^\circ / \tan 5^\circ}{\sqrt{n^2 - \sin^2 5^\circ}} - \frac{\sin 45^\circ / \tan 45^\circ}{\sqrt{n^2 - \sin^2 45^\circ}} \right) \\ &= 0.175d \left(\frac{0.996}{\sqrt{n^2 - 0.00760}} - \frac{0.707}{\sqrt{n^2 - 0.5}} \right) \end{aligned} \quad (5)$$

20

【0027】

上記シリンダ関数をフーリエ変換することにより、次式 (6) のソンプレロ関数を求めることができる。ソンプレロ関数は、図 4 に示されるようになり、これが、常光線 L_o の光学的伝達関数 OTF_o になる。

30

【数 4】

$$somb(z) = \frac{J_1\left(\frac{\pi z}{h}\right)}{\frac{\pi z}{h}} \quad (6)$$

ただし、 J_1 は一次のベッセル関数である。

40

【0028】

したがって、この常光線 L_o の光学的伝達関数 OTF_o に対し、異常光線 L_e の光伝達関数 OTF_e が、図 4 に破線で示されるように、その位相が反転するようにデフォーカス量 δ を決定することができれば、各光線 L_o 、 L_e の配光ムラを打ち消し合って、配光ムラが効果的に軽減された照明を得ることができる。

【0029】

50

所定の照明レンズ 3 の肉厚 d における常光屈折率 n_o に対して最適なデフォーカス量 δ は、式 (5)、(6) を用いて求めることができる。このような配光ムラの軽減に適したデフォーカス量 δ を持たせるために、常光屈折率 n_o と異常光屈折率 n_e との間には、一定の関係が成り立つ。所定の照明レンズ 3 の肉厚 d および常光屈折率 n_o を式 (5) に代入すると h が求まる。この h を式 (6) に代入すると、図 4 のような常光線の光学的伝達関数が得られる。このソンプレロ関数が最小値となるときの z が最適なデフォーカス量 δ に相当する。ここで得られたデフォーカス量 δ と、先の照明レンズ 3 の常光屈折率 n_o と、肉厚 d とを式 (3) に代入することにより、異常光屈折率 n_e を求めることができる。

【0030】

このようにして求められた、常光屈折率 n_o と異常光屈折率 n_e との関係は次式 (7) の通りである。 10

$$n_e = 1.17 n_o - 0.16 \quad (7)$$

この式 (7) の関係は、照明レンズ 3 の肉厚 d に依存せず、一定である。

【0031】

さらに、本実施形態に係る内視鏡用照明光学系 1 においては、ライトガイド 2 の開口数 NA で照明レンズ 3 に入射して該照明レンズ 3 の最終面 3a から出射する光線 L_o 、 L_e の光軸に対する最大角度が 75° 以上、かつ、ライトガイド 2 から光軸に平行な方向に沿って照明レンズ 3 に入射して該照明レンズ 3 の最終面 3a から出射する光線 L_o 、 L_e の光軸に対する角度が 45° 以上となるように設定されていることが好ましい。

このようにすることで、図 5 に示されるように、照明光の半値幅を 80° 以上に設定することができ、観察視野に対して十分な配光を与えることができるという利点がある。 20

【0032】

なお、本実施形態においては、照明レンズ 3 として、1 枚の照明レンズ 3 を有する場合について説明したが、これに限定されるものではなく、1 枚以上の任意の枚数の照明レンズ 3 を有することとしてもよい。

また、結晶材料としては、複屈折性を有する任意の結晶材料を使用することができ、例えば、表 1 に示される材料を選択して使用することができる。

【0033】

【表 1】

結晶の種類	n_o (常光屈折率)	n_e (異常光屈折率)	波長 (nm)
水晶	1.544	1.553	589.3
ルチル	2.616	2.913	589.3
ジルコン	1.924	1.968	589.3
方解石	1.658	1.486	589.3
KDP	1.510	1.468	589.3
KDA	1.570	1.470	589.3
YVO4	1.993	2.215	630
Nd:YbO4	2.021	2.256	532
α -BBO	1.678	1.602	532
β -BBO	1.555	1.675	532
LiNbO3	2.203	2.286	632.8

10

20

【0034】

特に、照明レンズ3を1枚で構成する場合に、広角の観察範囲に対し十分な配光を与えるためには、高屈折率の結晶材料を用いることが好ましく、その場合には、照明レンズ3の曲率半径を大きくすることができ、加工を容易にすることができるという利点がある。

30

【実施例】

【0035】

次に、本実施形態に係る内視鏡用照明光学系1の実施例について、図面を参照して説明する。

(第1実施例)

第1実施例に係る内視鏡用照明光学系1は、図6に示されるように、ルチル単結晶からなる照明レンズ3を備えている。ルチル単結晶とは、正方晶系ルチル構造の二酸化チタン(TiO_2)結晶をいい、常光屈折率 $n_o = 2.616$ 、異常光屈折率 $n_e = 2.913$ の複屈折性を有している。結晶の光学軸は光軸と平行である。また、ライトガイド2のコア径は $27\mu\text{m}$ 、クラッド径は $30\mu\text{m}$ である。

40

【0036】

本実施形態に係る内視鏡用照明光学系1の数値データは以下の通りである。

$$R_1 = \infty、d_1 = 0、D_1 = 1.34 \text{ (ライトガイド端面)}$$

$$R_2 = 1.56、d_2 = 1.0、n_2 = 2.616、v_2 = 10.07、D_2 = 1.5$$

$$R_3 = \infty、D_3 = 1.4$$

ここで、 R はライトガイド2端面2aまたは照明レンズ3の各面等の曲率半径、 d はライトガイド2と照明レンズ3との間隔または照明レンズ3の肉厚、 n は照明レンズ3の屈折率、 v は照明レンズ3のアッペ数、 D はライトガイド2または照明レンズ3の有効径をそれぞれ示している。

【0037】

50

これらの数値データにより、

$$\delta = 0.031 \text{ mm}$$

$$f = 0.944$$

となり、

$$|\delta| / f = 0.033$$

となって、条件式(1)を満足していることがわかる。

【0038】

本実施例においては、ライトガイド2の開口数NAで照明レンズ3に入射し、照明レンズ3の最終面3aから出射されて観察対象に照射される光線 L_o 、 L_e の内、光軸に対して最大となる光線 L_o 、 L_e の角度が 89.61° となる。また、ライトガイド2の端面2aから出射した光軸と平行な光線Lが照明レンズ3に入射し、照明レンズ3の端面3aから出射される光線 L_o 、 L_e の光軸に対する角度は 47.45° である。 10

その結果、図7に示されるように、照明の半値幅は 86° となり、観察に十分な配光を与えることができる。

【0039】

(第2実施例)

第2実施例に係る内視鏡用照明光学系1は、図8に示されるように、2枚の照明レンズ3A、3Bを備えている。照明レンズ3Aは硝材により構成され、照明レンズ3Bは、常光屈折率 $n_o = 1.65836$ 、異常光屈折率 $n_e = 1.48641$ の複屈折性を有する方解石(CaCO_3)により構成されている。結晶の光学軸は光軸と平行である。また、 20
ライトガイド2のコア径は $27 \mu\text{m}$ 、クラッド径は $30 \mu\text{m}$ である。

【0040】

本実施形態に係る内視鏡用照明光学系1の数値データは以下の通りである。

$$R_1 = \infty, d_1 = 0, D_1 = 1.34 \text{ (ライトガイド端面)}$$

$$R_2 = 2.35, d_2 = 0.9, n_2 = 1.833, v_2 = 40.76, D_2 = 1.4$$

$$R_3 = -2.35, d_3 = 0, D_3 = 1.5$$

$$R_4 = 1.3, d_4 = 0, n_4 = 1.658, v_4 = 49.21, D_4 = 1.5$$

$$R_5 = \infty, D_5 = 1.4$$

【0041】

これらの数値データにより、 30

$$\delta = 0.070 \text{ mm}$$

$$f = 0.910$$

となり、

$$|\delta| / f = 0.077$$

となって、条件式(1)を満足していることがわかる。

【0042】

本実施例においては、ライトガイド2の開口数NAで照明レンズ3に入射し、照明レンズ3の最終面3aから出射されて観察対象に照射される光線 L_o 、 L_e の内、光軸に対して最大となる光線の角度 L_o 、 L_e が 89.68° となる。また、ライトガイド2の端面2aから出射した光軸と平行な光線Lが照明レンズ3Aに入射し、照明レンズ3Bの端面3aから出射される光線 L_o 、 L_e の光軸に対する角度は 48.6° である。 40

その結果、図9に示されるように、照明の半値幅は 84° となり、観察に十分な配光を与えることができる。

【0043】

(第3実施例)

第3実施例に係る内視鏡用照明光学系1は、図10に示されるように、第1実施例と同様に、ルチル単結晶からなる照明レンズ3を備えている。結晶の光学軸は光軸と平行である。また、ライトガイド2のコア径は $27 \mu\text{m}$ 、クラッド径は $30 \mu\text{m}$ である。

【0044】

本実施形態に係る内視鏡用照明光学系1の数値データは以下の通りである。 50

$R_1 = \infty$ 、 $d_1 = 0$ 、 $D_1 = 1.34$ (ライトガイド端面)

$R_2 = 1.218$ 、 $d_2 = 1.0$ 、 $n_2 = 2.616$ 、 $v_2 = 10.07$ 、 $D_2 = 1.$

5

$R_3 = \infty$ 、 $D_3 = 1.4$

【0045】

これらの数値データにより、

$\delta = 0.031 \text{ mm}$

$f = 0.737$

となり、

$|\delta| / f = 0.042$

10

となつて、条件式(1)を満足していることがわかる。

【0046】

本実施例においては、ライトガイド2の開口数NAで照明レンズ3に入射し、照明レンズ3の最終面3aから出射されて観察対象に照射される光線 L_o 、 L_e の内、光軸に対して最大となる光線 L_o 、 L_e の角度が 89.88° となる。また、ライトガイド2の端面2aから出射した光軸と平行な光線Lが照明レンズ3に入射し、照明レンズ3の端面3aから出射される光線 L_o 、 L_e の光軸に対する角度は 75.58° である。

その結果、図11に示されるように、照明の半値幅は 120° となり、広角の観察範囲に対し、十分な配光を与えることができる。

【0047】

20

これにより、広角用内視鏡スコープにおいて観察光学系の軸方向に対する照明光学系1の軸方向の傾斜角度を小さくし、もしくは 0° にすることができる。その結果、内視鏡の挿入部の径寸法を細径化することができる。

また、本実施例においては、1枚の照明レンズ3で広角範囲を照明でき、低コストの内視鏡用照明光学系1を提供することができる。

【0048】

(第4実施例)

第4実施例に係る内視鏡用照明光学系1は、図12に示されるように、2枚の照明レンズ3A、3Bを備えている。第2実施例と同様に、照明レンズ3Aは硝材により構成され、照明レンズ3Bは、常光屈折率 $n_o = 1.65836$ 、異常光屈折率 $n_e = 1.486$ 30
41の複屈折性を有する方解石(CaCO_3)により構成されている。結晶の光学軸は光軸と平行である。また、ライトガイド2のコア径は $27 \mu\text{m}$ 、クラッド径は $30 \mu\text{m}$ である。

【0049】

本実施形態に係る内視鏡照明光学系1の数値データは以下の通りである。

$R_1 = \infty$ 、 $d_1 = 0$ 、 $D_1 = 1.34$ (ライトガイド端面)

$R_2 = 1.74$ 、 $d_2 = 0.9$ 、 $n_2 = 1.833$ 、 $v_2 = 40.76$ 、 $D_2 = 1.4$

$R_3 = -1.74$ 、 $d_3 = 0$ 、 $D_3 = 1.5$

$R_4 = 1.0$ 、 $d_4 = 0$ 、 $n_4 = 1.658$ 、 $v_4 = 49.21$ 、 $D_4 = 1.5$

$R_5 = \infty$ 、 $D_5 = 1.4$

40

【0050】

これらの数値データにより、

$\delta = 0.070 \text{ mm}$

$f = 0.719$

となり、

$|\delta| / f = 0.097$

となつて、条件式(1)を満足していることがわかる。

【0051】

本実施例においては、ライトガイド2の開口数NAで照明レンズ3Aに入射し、照明レンズ3Bの最終面3aから出射されて観察対象に照射される光線 L_o 、 L_e の内、光軸に 50

対して最大となる光線 L_o 、 L_e の角度が 79.42° となる。また、ライトガイド 2 の端面 2 a から出射した光軸と平行な光線 L が照明レンズ 3 A に入射し、照明レンズ 3 B の端面 3 a から出射される光線 L_o 、 L_e の光軸に対する角度は 84.68° である。

その結果、図 13 に示されるように、照明の半値幅は 105° となり、広角の観察範囲に対し、十分な配光を与えることができる。

【0052】

(第5実施例)

本実施形態に係る内視鏡用照明光学系 1 は、照明レンズ 3 の両面にスパッタリングによる反射防止コーティング(図示略)が施されている点を除き、第3実施例と共通している。

10

【0053】

垂直入射光のフレネル反射を次式(8)に示す。

【数5】

$$R = \left(\frac{n - n_o}{n + n_o} \right)^2 \quad (8)$$

ただし、 R ：エネルギー反射率

20

n_o ：入射側媒質の屈折率

n ：第1の媒質の屈折率

【0054】

式(8)によれば、照明レンズ 3 に反射防止コーティングが施されていない場合、本実施例の場合には垂直入射光の反射率が 19.97% となる。そこで、照明レンズ 3 の両面に反射防止コーティングが必要となる。

30

【0055】

照明レンズ 3 の最終面 3 a は挿入部の外側に露出して外気や生体に接触するため、コーティングが剥がれやすいので、スパッタ成膜法を用いたコーティングを行うことが好ましい。

スパッタ成膜法は、真空チャンバ内にプラズマ状態を作り、蒸発した材料をイオン化して照明レンズ 3 の表面に膜を付着させるもので、膜を形成する粒子の持つエネルギーが大きく、照明レンズ 3 への付着力が強いからである。

【0056】

(付記)

なお、上記実施形態に係る内視鏡用照明光学系の説明から、以下の構成の発明を導くことができる。

40

1. 光源からの光を物体側へ導くライトガイドと、該ライトガイドの出射端側に配置される1枚以上の正のパワーを有する照明レンズとを備え、該照明レンズが複屈折性を有する結晶材料により構成されている内視鏡用照明光学系。

2. 前記ライトガイドの開口数で前記照明レンズに入射して該照明レンズの最終面から出射する光線の光軸に対する最大角度が 75° 以上、かつ、前記ライトガイドから光軸に平行な方向に沿って前記照明レンズに入射して該照明レンズの最終面から出射する光線の光軸に対する角度が 45° 以上となる付記項1に記載の内視鏡用照明光学系。

3. 前記ライトガイドから光軸に平行な方向に沿って前記照明レンズに入射して該照明レンズの最終面から出射する光線の光軸に対する角度が 55° 以上となる付記項2に記載

50

の内視鏡用照明光学系。

4. 前記照明レンズの両面にスパッタリングにより成膜された反射防止コーティングが設けられている付記項 1 に記載の内視鏡用照明光学系。

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図 1】本発明の一実施形態に係る内視鏡用照明光学系を示す模式図である。

【図 2】照明レンズを通過した光によるライトガイド端面の像を示す図であり、(a)複屈折のない場合の比較例、(b)複屈折のある場合のデフォーカス像、(c)複屈折のある場合の他のデフォーカス像をそれぞれ示している。

【図 3】図 1 の内視鏡用照明光学系の光学的伝達関数を説明するための模式図であり、(a)照明レンズの全体図、(b)常光線の結像点近傍の拡大図である。 10

【図 4】配光ムラを打ち消し合うような常光線と異常光線とのデフォーカス量を有する光学的伝達関数を示すグラフである。

【図 5】図 1 の内視鏡用照明光学系による配光角度と照明の相対強度との関係を示すグラフである。

【図 6】図 1 の内視鏡照明光学系の第 1 実施例を示す図である。

【図 7】図 6 の内視鏡用照明光学系による配光角度と照明の相対強度との関係を示すグラフである。

【図 8】図 1 の内視鏡照明光学系の第 2 実施例を示す図である。

【図 9】図 8 の内視鏡用照明光学系による配光角度と照明の相対強度との関係を示すグラフである。 20

【図 10】図 1 の内視鏡照明光学系の第 3 実施例を示す図である。

【図 11】図 10 の内視鏡用照明光学系による配光角度と照明の相対強度との関係を示すグラフである。

【図 12】図 1 の内視鏡照明光学系の第 4 実施例を示す図である。

【図 13】図 12 の内視鏡用照明光学系による配光角度と照明の相対強度との関係を示すグラフである。

【符号の説明】

【0058】

1 内視鏡用照明光学系

2 ライトガイド

2 a 出射端

3 照明レンズ

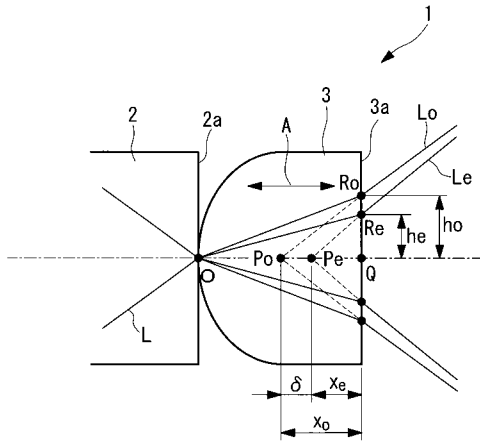
3 a 最終面

L_o 常光線

L_e 異常光線

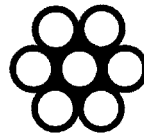
O T F_o, O T F_e 光学的伝達関数

【 図 1 】

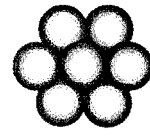


【 図 2 】

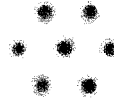
(a)



(b)

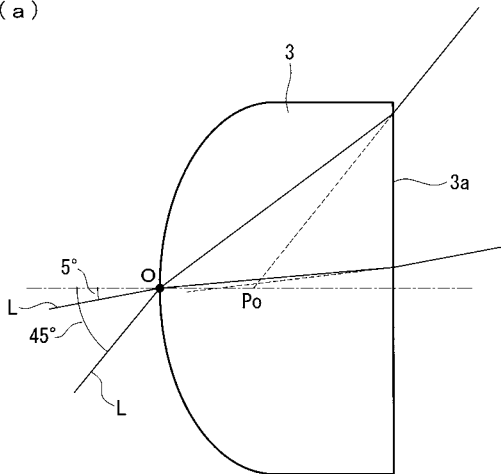


(c)

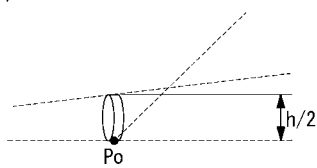


【 図 3 】

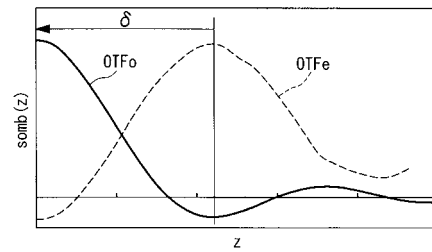
(a)



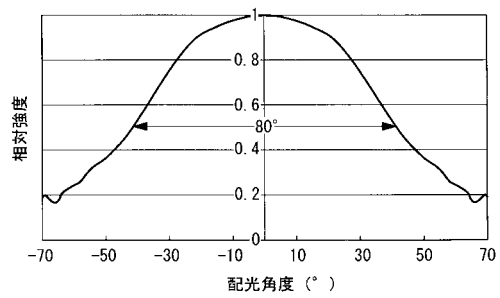
(b)



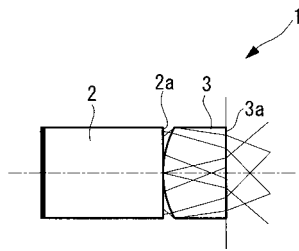
【 図 4 】



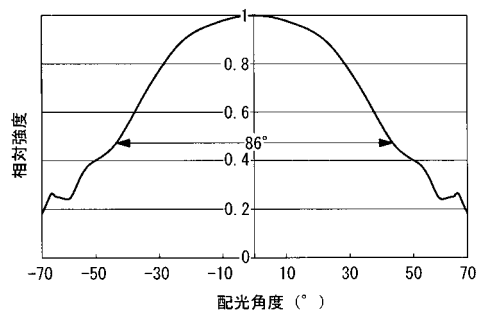
【 図 5 】



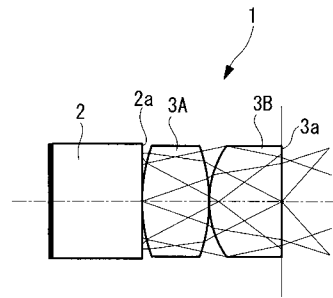
【 図 6 】



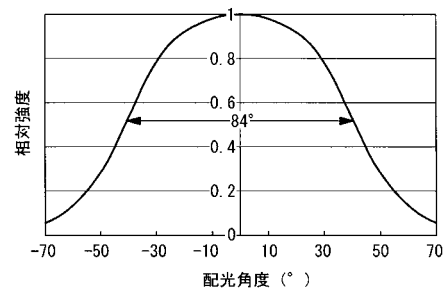
【 図 7 】



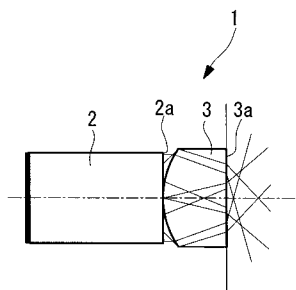
【 図 8 】



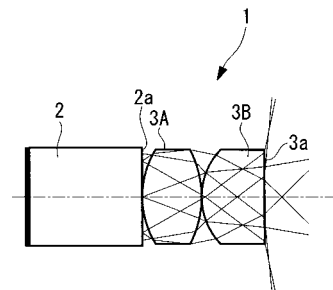
【 図 9 】



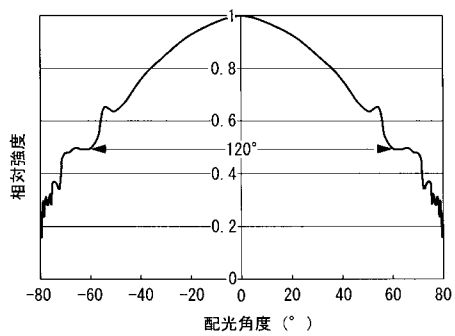
【 図 10 】



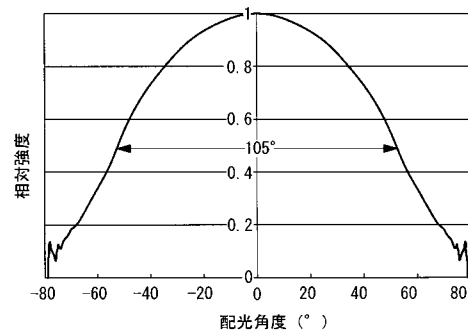
【 図 12 】



【 図 11 】



【 図 13 】



专利名称(译)	内视镜用照明光学系		
公开(公告)号	JP2008003391A	公开(公告)日	2008-01-10
申请号	JP2006174116	申请日	2006-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	宇野奏絵		
发明人	宇野 奏絵		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00		
FI分类号	G02B23/26.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.731 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/CA12 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/FF40 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/FF40		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在抑制光分布不均并防止外径尺寸扩大的同时，以足够的光照观察范围。照明透镜包括：将光从光源引导到物体侧的导光板（2）；以及在导光板（2）的出射端侧（2a）侧配置有正光焦度的一个以上的照明透镜（3）。提供一种用于内窥镜的照明光学系统1，其中3由具有双折射的晶体材料制成。[选型图]图1

