

(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2018-15250

(P2018-15250A)

(43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)

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

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2016-147949 (P2016-147949)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成28年7月28日 (2016.7.28)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	藤井 宏明
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
			O Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA13 CA04 CA11 CA12 DA03
			DA11 DA12 DA14 DA15 DA19
			DA21
			4C161 DD03 FF40

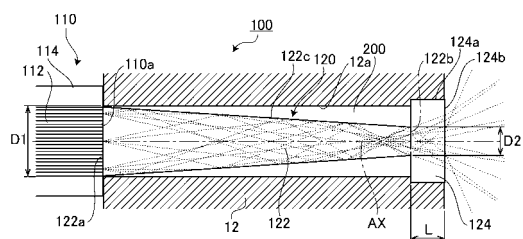
(54) 【発明の名称】 内視鏡用照明光学系及び内視鏡

(57) 【要約】

【課題】配光レンズを小径に設計することが難しいことから、内視鏡用照明光学系の光軸直交方向の外形寸法を小さく抑えることが難しい。

【解決手段】内視鏡用照明光学系は、光ファイバと、光ファイバの射出端の前段に配置され、該射出端より入射される光を伝送して射出する導光ロッド部材とを備える。導光ロッド部材は、射出端の前段に位置するロッド本体部と、ロッド本体部の前段に位置するロッド先端部とを有する。ロッド本体部は、射出端側に位置する基端から先端に向かって光軸直交方向の断面積が増加する区間が無く且つ少なくとも一部の区間で単調減少する形状を有している。ロッド先端部は、光軸直交方向に対して全周に亘り、ロッド本体部の先端よりも突出した形状を有している。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光ファイバと、
前記光ファイバの射出端の前段に配置され、該射出端より入射される光を伝送して射出する導光ロッド部材と、
を備え、
前記導光ロッド部材は、
前記射出端の前段に位置するロッド本体部と、
前記ロッド本体部の前段に位置するロッド先端部と、
を有し、
前記ロッド本体部は、
前記射出端側に位置する基端から先端に向かって光軸直交方向の断面積が増加する区間無く且つ少なくとも一部の区間で単調減少する形状を有し、
前記ロッド先端部は、
前記光軸直交方向に対して全周に亘り、前記ロッド本体部の先端よりも突出した形状を有している、
内視鏡用照明光学系。

10

【請求項 2】

前記ロッド本体部の光軸直交方向の断面形状が円形状であり、前記導光ロッド部材の d 線に対する屈折率を N とし、該ロッド本体部にて最も太い径を D 1 とし、該ロッド本体部にて最も細い径を D 2 とし、前記ロッド先端部の光軸方向の厚みを L とした場合に、次の条件 (1) 及び (2)

20

$$N > 1.4 \cdots (1)$$

$$1.0 \leq (D1 \cdot L) / D2 \leq 3.0 \cdots (2)$$

を満たす、

請求項 1 に記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 3】

前記ロッド本体部の光軸直交方向の断面形状が前記基端から前記先端に向かって円形状から楕円形状に変わるものであり、前記導光ロッド部材の d 線に対する屈折率を N とし、該ロッド本体部にて最も太い径を D 1 とし、該ロッド本体部にて最も細い径を D 2 とし、前記ロッド先端部の光軸方向の厚みを L とした場合に、光軸と直交する何れの線での断面においても、次の条件 (1) 及び (2)

30

$$N > 1.4 \cdots (1)$$

$$1.0 \leq (D1 \cdot L) / D2 \leq 3.0 \cdots (2)$$

を満たす、

請求項 1 に記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 4】

前記ロッド本体部と前記ロッド先端部とが一体形成されている、
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 5】

前記ロッド先端部が取り付けられることにより、前記導光ロッド部材の全体を保持して収容する収容部材
を備え、

40

前記ロッド本体部の側面と前記収容部材の内壁面との間に、該側面の全周に亘ってクリアランスが形成されている、

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 6】

前記導光ロッド部材は、
クラッドレス構造である、
請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の内視鏡用照明光学系。

50

【請求項 7】

前記導光ロッド部材は、

全体に亘り、前記光軸直交方向の外形寸法が前記光ファイバよりも小さく形成されている、

請求項 1 から請求項 6 の何れか一項に記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 8】

前記光ファイバの射出端と前記ロッド本体部の基端とが密接した状態で該光ファイバと前記導光ロッド部材とが配置されている、

請求項 1 から請求項 7 の何れか一項に記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 9】

請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載の内視鏡用照明光学系が組み込まれた、内視鏡。

【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及び内視鏡用照明光学系を備える内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、患者の体腔内を観察するための機器として、内視鏡（ファイバースコープ又は電子スコープ）が一般に知られ、実用に供されている。この種の内視鏡には、光源から供給された光を伝送して体腔内に照射する内視鏡用照明光学系が組み込まれている（例えば特許文献 1 参照）。

【0003】

特許文献 1 に記載の内視鏡用照明光学系では、光源から供給された光がライドガイドによって内視鏡の先端部内まで伝送される。内視鏡の先端部内まで伝送された光は、ライドガイドの射出端から射出され、射出端の前段に配置された配光レンズを介して体腔内に照射される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2007-90098 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

患者の負担を軽減するため、内視鏡は細径であるほど好ましい。そこで、例えば、光軸直交方向（内視鏡の径方向）について内視鏡用照明光学系の外形寸法を小さくすることにより、内視鏡を細径化することが考えられる。

【0006】

一般に、配光レンズは、ライドガイドの射出端から射出された光を取り込んで広い範囲に配光するため、ライドガイドよりも大きな外径を有している。そのため、内視鏡用照明光学系の最大外形寸法は、配光レンズによって規定される。従って、配光レンズを小径に設計することにより、内視鏡用照明光学系の外形寸法を小さくすることができる。

【0007】

しかし、ライドガイドの射出端から射出された光を取り込んで広い範囲に配光する光学性能を確保する都合上、配光レンズを小径に設計することは難しい。

【0008】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、光軸直交方向の外形寸法が小さく抑えられた構成でありつつも、ライドガイドの射出端から射出された光を取り込んで広い範囲に配光することが可能な内視鏡用照明光学系及び内視鏡を提供することである。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一実施形態に係る内視鏡用照明光学系は、光ファイバと、光ファイバの射出端の前段に配置され、該射出端より入射される光を伝送して射出する導光ロッド部材とを備える。導光ロッド部材は、射出端の前段に位置するロッド本体部と、ロッド本体部の前段に位置するロッド先端部とを有する。ロッド本体部は、射出端側に位置する基端から先端に向かって光軸直交方向の断面積が増加する区間が無く且つ少なくとも一部の区間で単調減少する形状を有している。ロッド先端部は、光軸直交方向に対して全周に亘り、ロッド本体部の先端よりも突出した形状を有している。

【0010】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用照明光学系は、例えば、ロッド本体部の光軸直交方向の断面形状が円形状であり、導光ロッド部材のd線に対する屈折率をNとし、ロッド本体部にて最も太い径をD1とし、該ロッド本体部にて最も細い径をD2とし、ロッド先端部の光軸方向の厚みをLとした場合に、次の条件(1)及び(2)

$N > 1.4 \dots (1)$

$1.0 \leq (D1 \cdot L) / D2 \leq 3.0 \dots (2)$

を満たす構成としてもよい。

【0011】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用照明光学系は、例えば、ロッド本体部の光軸直交方向の断面形状がその基端から先端に向かって円形状から楕円形状に変わるものであり、導光ロッド部材のd線に対する屈折率をNとし、ロッド本体部にて最も太い径をD1とし、ロッド本体部にて最も細い径をD2とし、ロッド先端部の光軸方向の厚みをLとした場合に、光軸と直交する何れの線での断面においても、次の条件(1)及び(2)

$N > 1.4 \dots (1)$

$1.0 \leq (D1 \cdot L) / D2 \leq 3.0 \dots (2)$

を満たす構成としてもよい。

【0012】

また、本発明の一実施形態において、ロッド本体部とロッド先端部とが一体形成されていてもよい。

【0013】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用照明光学系は、ロッド先端部が取り付けられることにより、導光ロッド部材の全体を保持して収容する収容部材を備える構成としてもよい。更に、ロッド本体部の側面と収容部材の内壁面との間に、該側面の全周に亘ってクリアランスが形成されていてもよい。

【0014】

また、本発明の一実施形態において、導光ロッド部材は、クラッドレス構造としてもよい。

【0015】

また、本発明の一実施形態において、導光ロッド部材は、全体に亘り、光軸直交方向の外形寸法が光ファイバよりも小さく形成されていてもよい。

【0016】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用照明光学系は、光ファイバの射出端とロッド本体部の基端とが密接した状態で該光ファイバと導光ロッド部材とが配置された構成としてもよい。

【0017】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡は、上記の内視鏡用照明光学系が組み込まれたものである。

【発明の効果】

【0018】

本発明の一実施形態によれば、光軸直交方向の外形寸法が小さく抑えられた構成であり

10

20

30

40

50

つつも、ライドガイドの射出端から射出された光を取り込んで広い範囲に配光することが可能な内視鏡用照明光学系及び内視鏡が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の一実施形態に係る電子スコープの外観を示す外観図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る内視鏡用照明光学系の構成を示す断面図である。

【図3】本発明の変形例1に係る内視鏡用照明光学系の構成を示す図である。

【図4】本発明の変形例2に係る内視鏡用照明光学系の構成を示す図である。

【図5】本発明の変形例3に係る内視鏡用照明光学系の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0020】

以下、図面を参照して、本発明の一実施形態に係る内視鏡用照明光学系、及び該内視鏡用照明光学系が組み込まれた電子スコープについて説明する。

【0021】

図1は、本発明の一実施形態に係る電子スコープ1の外観を示す外観図である。図1に示されるように、電子スコープ1は、可撓性を有するシース11aによって外装された挿入部可撓管11を備えている。挿入部可撓管11の先端部分（湾曲部14）は、挿入部可撓管11の基端に連結された手元操作部13からの遠隔操作（具体的には、湾曲操作ノブ13aの回転操作）に応じて湾曲する。湾曲機構は、一般的な内視鏡に組み込まれている周知の機構であり、湾曲操作ノブ13aの回転操作に連動した操作ワイヤの牽引によって湾曲部14を湾曲させる。湾曲部14の先端には、硬質性を有する樹脂製筐体によって外装された先端部12の基端が連結している。先端部12の方向が湾曲操作ノブ13aの回転操作による湾曲動作に応じて変わることにより、電子スコープ1による撮影領域が移動する。

20

【0022】

電子スコープ1には、その全長に亘って内視鏡用照明光学系100（図1中、点線）が配置されている。内視鏡用照明光学系100は、光コネクタピン15と接続された光源装置（不図示）から供給される光を先端部12内に伝送し、伝送された光を先端部12外に（すなわち、患者の体腔内に）照射する。

【0023】

30

図2は、内視鏡用照明光学系100の構成を示す断面図である。図2は、先端部12内における内視鏡用照明光学系100の構成を示しており、内視鏡用照明光学系100の光軸AXを含む断面図となっている。

【0024】

図2に示されるように、内視鏡用照明光学系100は、光ファイバ部材110及び導光ロッド部材120を備えている。光ファイバ部材110は、ファイバ束であるLCB（Light Carrying Bundle）112を外皮部材114によって保持したものであり、電子スコープ1の全長に亘って配線されている。

【0025】

40

光ファイバ部材110の入射端は、光コネクタピン15内に収容され保持されている。光ファイバ部材110の射出端110aは、樹脂製筐体である先端部12内に収容され保持されている。光ファイバ部材110は、入射端に入射された光源装置からの光を伝送して、射出端110aから射出する。

【0026】

図2に示されるように、導光ロッド部材120は、射出端110aの前段に配置されており、樹脂製筐体である先端部12内に収容され保持されている。導光ロッド部材120は、光ファイバ部材110の射出端110aより入射される光を伝送して、先端部12外に射出（すなわち、患者の体腔内に照射）する。

【0027】

導光ロッド部材120は、円錐台状に形成された部分と錨状に形成された部分とが一体

50

に形成された単一の光学部品である。以下、円錐台状に形成された部分をロッド本体部 1 2 2 と称し、鰐状に形成された部分をロッド先端部 1 2 4 と称する。図 2 では、説明の便宜上、ロッド本体部 1 2 2 とロッド先端部 1 2 4 との境界を一点鎖線で示す。なお、別の実施形態では、ロッド本体部 1 2 2 とロッド先端部 1 2 4 は、別体の光学部品であってもよい。この場合、ロッド本体部 1 2 2 とロッド先端部 1 2 4 は、図 2 中、一点鎖線にて示された面領域に塗布された接着剤によって固定される。

【0028】

ロッド本体部 1 2 2 は、光ファイバ部材 1 1 0 の射出端 1 1 0 a の前段に位置する。より詳細には、ロッド本体部 1 2 2 は、基端 1 2 2 a が射出端 1 1 0 a と密着した状態で先端部 1 2 2 内に保持されている。

【0029】

ロッド本体部 1 2 2 の基端 1 2 2 a は、光ファイバ部材 1 1 0 の射出端 1 1 0 a から射出された光を高い効率で取り込むため、光ファイバ部材 1 1 0 の L C B 1 1 2 よりも大きい径を有している。また、基端 1 2 2 a は、電子スコープ 1 を細径にするため、光ファイバ部材 1 1 0 の外皮部材 1 1 4 よりも小さい径を有している。

【0030】

ロッド本体部 1 2 2 は、光軸 A X と直交する光軸直交方向の断面積が単調減少（ここでは線形に減少）する形状を有している。

【0031】

具体的には、ロッド本体部 1 2 2 は、基端 1 2 2 a から先端 1 2 2 b（図 2 中、一点鎖線にて示された面領域）に向かって細くなる円錐台形状であり、側面が光軸 A X に対して傾斜したテーパ面 1 2 2 c となっている。そのため、光ファイバ部材 1 1 0 の射出端 1 1 0 a からロッド本体部 1 2 2 内に入射した光は、テーパ面 1 2 2 c にて全反射される毎に、光軸 A X に対するテーパ面 1 2 2 c の角度に応じて広がり、広角な光となって、ロッド先端部 1 2 4 へ伝送される。なお、以降において、「断面積」は、特に断りの無い限り「光軸直交方向の断面積」を意味する。

【0032】

ロッド本体部 1 2 2 の形状には、種々の変形例が考えられる。概念的には、ロッド本体部 1 2 2 は、基端 1 2 2 a から先端 1 2 2 b に向かって断面積が増加する区間無く且つ少なくとも一部の区間で単調減少する、あらゆる形状を採り得る。

【0033】

例示的には、ロッド本体部 1 2 2 は、円錐台形状に代えて、四角錐等の多角錐形状や楕円錐状に形成されてもよい。また、ロッド本体部 1 2 2 は、基端 1 2 2 a から先端 1 2 2 b に向かって非線形に単調減少する形状であってもよい。また、ロッド本体部 1 2 2 は、基端 1 2 2 a から先端 1 2 2 b に至る中で断面積が変わらない区間を一部含む形状であってもよい。これらの形状を採用した場合にも、光ファイバ部材 1 1 0 の射出端 1 1 0 a からロッド本体部 1 2 2 内に入射した光は、テーパ面 1 2 2 c にて全反射される毎に、光軸 A X に対するテーパ面 1 2 2 c の角度に応じて広がり、広角な光となって、ロッド先端部 1 2 4 へ伝送される。

【0034】

ロッド本体部 1 2 2 の先端 1 2 2 b 付近では、ロッド本体部 1 2 2 の断面積が小さい。そのため、先端 1 2 2 b 付近では、ロッド本体部 1 2 2 内で伝送される光の密度が高くなり、温度が高くなりやすい。本実施形態では、先端 1 2 2 b 付近における温度上昇による弊害を避けるため、ロッド先端部 1 2 4 がロッド本体部 1 2 2 の前段に形成されている。

【0035】

ロッド先端部 1 2 4 は、光軸直交方向に対してロッド本体部 1 2 2 の先端 1 2 2 b よりも大きな径を有している。

【0036】

具体的には、ロッド先端部 1 2 4 は、先端 1 2 2 b よりも径の大きい円盤形状となっている。ロッド先端部 1 2 4 をロッド本体部 1 2 2 の前段に形成することにより、先端 1 2

10

20

30

40

50

2 bが体腔内に直に接触することによる熱傷等の可能性が排除される。また、ロッド先端部124では、先端122bに対して径が拡げられているため、先端122b付近で一旦高まった光密度が低下する。そのため、ロッド先端部124の熱が大きく上昇することはない、ロッド先端部124の前面124bが体腔内に直に接触した場合にも熱傷等が起こり得ない。

【0037】

ロッド先端部124は、側面124aが先端部12内に接着等によって取り付けられている。これにより、ロッド本体部122の基端122aが光ファイバ部材110の射出端110aと密着した状態で導光ロッド部材120の全体が保持されて、先端部12内に収容されている。

10

【0038】

導光ロッド部材120は、製造コストを削減するため、樹脂成形品となっている。また、導光ロッド部材120は、樹脂製とすることによる低NA化を避ける（言い換えると、高NA化を達成する）ため、クラッドレス構造となっている。

【0039】

導光ロッド部材120をクラッドレス構造としたことにより、光ファイバ部材110の射出端110aからロッド本体部122内に入射した光が、ロッド本体部122のテーパ面122cにて全反射せず、ロッド先端部124まで伝送されることが懸念される。

【0040】

そこで、本実施形態では、テーパ面122cと先端部12の内壁面12aとの間に、テーパ面122cの全周に亘ってクリアランス200（空気層）が形成されている。クリアランス200を形成することにより、射出端110aからロッド本体部122内に入射した光は、テーパ面122cにて全反射されてロッド先端部124へ伝送され、ロッド先端部124の前面124bから先端部12外に広角な光として射出（すなわち、患者の体腔内の広い範囲に配光）される。

20

【0041】

ロッド先端部124は、ロッド本体部122の基端122aと略同じ外径を有しており、導光ロッド部材120の全体の中で光軸直交方向に対して最も大きい外形寸法を有している。すなわち、導光ロッド部材120は、全体に亘り、光軸直交方向の外形寸法が光ファイバ部材110の外皮部材114よりも小さい。そのため、内視鏡用照明光学系100は、配光レンズを備える従来タイプと比べて、光軸直交方向の外形寸法が小さくなっている。従って、内視鏡用照明光学系100は、電子スコープ1の細径化に有利である。

30

【0042】

ロッド先端部124の形状には、種々の変形例が考えられる。概念的には、ロッド先端部124は、光軸直交方向に対して全周に亘り、ロッド本体部122の先端122bよりも突出した、あらゆる形状を採り得る。

【0043】

例示的には、ロッド先端部124は、円盤形状に代えて、円盤をDカットした形状や角柱形状であってもよい。また、ロッド先端部124は、対称性を持つ形状に限らず、対称性を持たない形状であってもよい。

40

【0044】

導光ロッド部材120は、d線に対する導光ロッド部材120の屈折率をNとし、ロッド本体部122にて最も太い径をD1とし、ロッド本体部122にて最も細い径をD2とし、ロッド先端部124の光軸AX方向の厚みをLとした場合に、次の条件（1）及び（2）

$$N > 1.4 \cdots (1)$$

$$1.0 \leq (D1 \cdot L) / D2 \leq 3.0 \cdots (2)$$

を満たす構成となっている。

【0045】

一般的に考えると、光ファイバ部材110の射出端110aから射出された光線は、4

50

0°～60°程度まで広がっている。ロッド本体部122には、これらの光線を少ない光量損失で伝送することが要求される。条件(1)において「N」が右辺の値(=1.4)以下となる場合、これらの光線のうち、ロッド本体部122のテーパ面122cにて全反射しないものが増加して光量損失が大きくなってしまう。

【0046】

本実施形態では、 $N = 1.59$ となっており、条件(1)を満たす。条件(1)を満たすことにより、光量損失が大きく発生することが避けられる。

【0047】

条件(2)において「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」が右辺の値(=3.0)を上回る場合を考える。この場合、例えば、径D1が大きすぎる構成や径D2が小さすぎる構成、厚みLが厚すぎる構成が考えられる。

10

【0048】

径D1が大きすぎる構成では、光ファイバ部材110の射出端110aからの光線がテーパ面122cに当たり難くなるため、広角な照射光が得られない。

【0049】

径D2が小さすぎる構成では、光線の角度が過度に大きくなり、テーパ面122cにて全反射し難くなる。そのため、光線を少ない光量損失で伝送することが難しくなる。

【0050】

厚みLが厚すぎる構成では、広角な照射光をロッド先端部124の前面124bから射出するため、ロッド先端部124の径を大きくしなければならない。そのため、内視鏡用照明光学系100の細径化に不利になる。

20

【0051】

条件(2)において「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」が左辺の値(=1.0)を下回る場合を考える。この場合、例えば、径D2が大きすぎる構成や厚みLが薄すぎる構成が考えられる。

【0052】

径D2が大きすぎる構成では、光ファイバ部材110の射出端110aからの光線がテーパ面122cにて全反射されたときの角度の変化が小さいため、広角な照射光が得られない。

【0053】

厚みLが薄すぎる構成では、先端122b付近で高まった光密度が十分に低下させることができず、ロッド先端部124の熱が高くなる虞がある。

30

【0054】

本実施形態では、 $D1 = 1.0 \text{ mm}$ 、 $L = 0.7 \text{ mm}$ 、 $D2 = 0.41 \text{ mm}$ となっている。「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」は1.71であり、条件(2)を満たす。条件(2)を満たすことにより、上述した、条件(2)が満たされない場合の問題の発生が避けられる。

【0055】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明した内容に限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

40

【0056】

図3は、上記の実施形態の変形例1に係る内視鏡用照明光学系100M1の構成を示す断面図である。

【0057】

本変形例1に係る内視鏡用照明光学系100M1は、ロッド先端部124が円柱と円錐台とを組み合わせた形状を有する点以外、上記の実施形態に係る内視鏡用照明光学系100と実質的に同じ構成となっている。

【0058】

本変形例1では、 $N = 1.533$ となっており、条件(1)を満たす。また、本変形例

50

1では、 $D1 = 1.0\text{ mm}$ 、 $L = 1.2\text{ mm}$ 、 $D2 = 0.5\text{ mm}$ となっている。「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」は2.40であり、条件(2)を満たす。

【0059】

図4(a)は、上記の実施形態の変形例2に係る内視鏡用照明光学系100M2の構成を示す断面図である。図4(b)は、内視鏡用照明光学系100M2を図4(a)の矢印方向から見たときの図を示す。図4(b)では、便宜上、電子スコープ1の先端部12の図示を省略する。

【0060】

本変形例2に係る内視鏡用照明光学系100M2は、ロッド先端部124が円盤をDカットした形状である点以外、上記の実施形態に係る内視鏡用照明光学系100と実質的に同じ構成となっている。

【0061】

本変形例2では、 $N = 1.492$ となっており、条件(1)を満たす。また、本変形例2では、 $D1 = 1.04\text{ mm}$ 、 $L = 0.55\text{ mm}$ 、 $D2 = 0.4\text{ mm}$ となっている。「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」は1.43であり、条件(2)を満たす。

【0062】

本実施例2においては、ロッド先端部124をDカットして断面積を小さくすることにより、電子スコープ1の先端部12のうち、少なくとも、ロッド先端部124周りを外装する部分の径方向の寸法を小さくすることができる。

【0063】

図5(a)、図5(b)の各図は、上記の実施形態の変形例3に係る内視鏡用照明光学系100M3の構成を示す断面図である。図5(c)は、内視鏡用照明光学系100M3を図5(a)の矢印方向から見たときの図を示す。図5(a)は、図5(c)のA-A線での断面を示す図であり、図5(b)は、図5(c)のB-B線での断面を示す図である。図5(c)では、便宜上、電子スコープ1の先端部12の図示を省略する。

【0064】

本変形例3に係る内視鏡用照明光学系100M3は、ロッド本体部122の断面形状が、基端122aにおいて円形状であり、かつ先端122b側に近づくほどA-A線上の軸(短軸)に対してB-B線上の軸(長軸)がより一層長くなる(短軸に対する長軸の長さの比がより一層大きくなる)楕円形状となる点以外、上記の実施形態に係る内視鏡用照明光学系100と実質的に同じ構成となっている。

【0065】

本変形例3では、 $N = 1.492$ となっており、条件(1)を満たす。また、本変形例3では、A-A線での断面においては、 $D1 = 1.1\text{ mm}$ 、 $L = 1.0\text{ mm}$ 、 $D2 = 0.54\text{ mm}$ となっている。「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」は2.04であり、条件(2)を満たす。また、B-B線での断面においては、 $D1 = 1.1\text{ mm}$ 、 $L = 1.0\text{ mm}$ 、 $D2 = 0.7\text{ mm}$ となっている。「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」は1.57であり、条件(2)を満たす。

【0066】

「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」は、A-A線での断面において最大値を取り、B-B線での断面において最小値を取る。従って、A-A線及びB-B線以外の線での断面(光軸AXと直交する面内においてA-A線及びB-B線と角度をなす線での断面)においては、「 $(D1 \cdot L) / D2$ 」は1.57よりも大きくかつ2.04よりも小さい値を取る。すなわち、本変形例3では、何れの線での断面においても条件(2)が満たされる。

【0067】

本変形例1～3に示されるように、導光ロッド部材120は、様々な形状を採り得る。本変形例1～3に係る内視鏡用照明光学系100M1～100M3においても、図3～図5に示されるように、広角な照射光を射出することが可能でありつつも、配光レンズを備える従来タイプと比べて、光軸直交方向の外形寸法が小さくなっており、電子スコープ1の細径化に有利となっている。

【符号の説明】

10

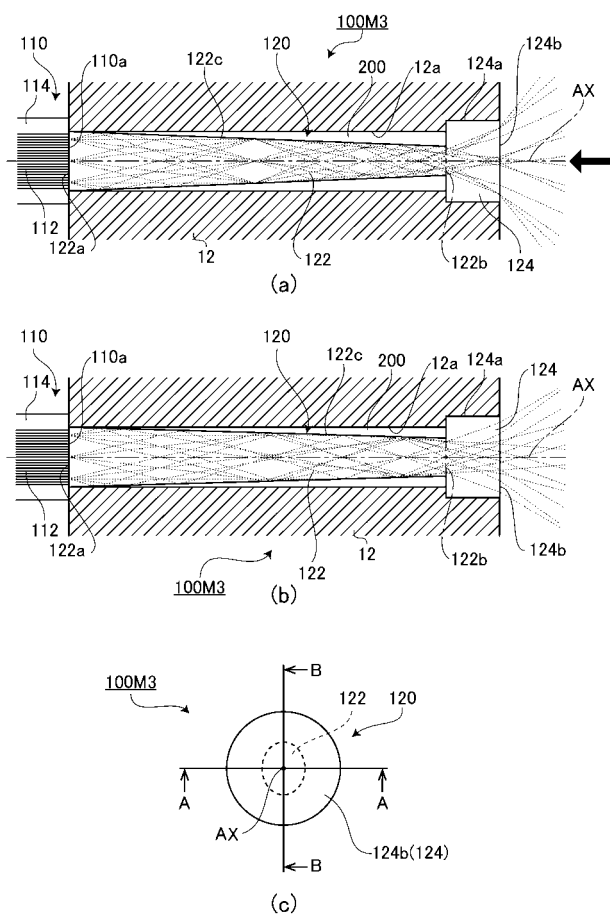
20

30

40

50

【図 5】



专利名称(译)	用于内窥镜和内窥镜的照明光学系统		
公开(公告)号	JP2018015250A	公开(公告)日	2018-02-01
申请号	JP2016147949	申请日	2016-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	藤井宏明		
发明人	藤井 宏明		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300Y G02B23/26.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.731 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/BA13 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA19 2H040/DA21 4C161/DD03 4C161/FF40		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：由于难以将配光透镜设计成具有小直径，因此难以将内窥镜照明光学系统的外径尺寸设计成在与光轴正交的方向上较小。用于内窥镜的照明光学系统包括光纤和光导杆构件，光导杆构件设置在光纤的发射端的前面并透射和发射从发射端入射的光。导光杆构件具有位于出口端的前级的杆主体部分和位于杆主体部分的前级的杆前端部分。杆主体具有这样的形状，其中没有截面，其中在垂直于光轴的方向上的横截面面积从位于出口端侧的基端朝向远端增加，并且在截面的至少一部分中单调减小。杆远端部分具有相对于垂直于光轴的方向在整个圆周上突出并且突出超过杆主体部分的远端的形状。

