

(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2010-63485

(P2010-63485A)

(43) 公開日 平成22年3月25日(2010.3.25)

(51) Int.Cl.	F I	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	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	
	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2008-229878 (P2008-229878)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年9月8日(2008.9.8)		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
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(72) 発明者	小向 牧人
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 BB02 CC06 DD03 FF11 FF24
			FF32 FF40 FF42 FF43 FF46
			FF47 GG01 HH12 HH22 HH32
			HH33 HH52 LL02 QQ10 RR02
			RR12 RR15 RR19

(54) 【発明の名称】 内視鏡用照明光学系及び内視鏡

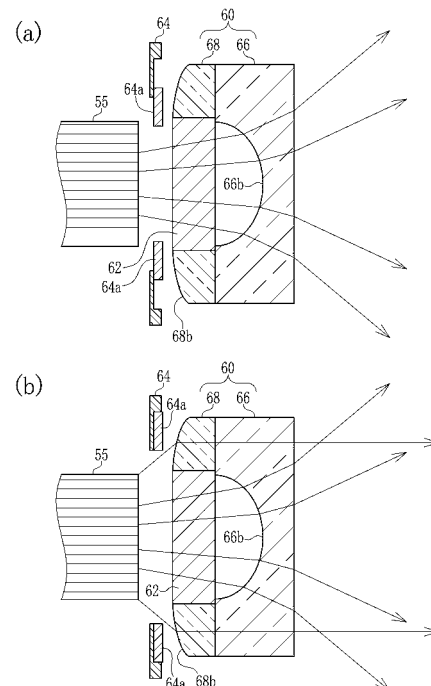
(57) 【要約】

【課題】挿入部の大径化を招くことなく観察対象の大きさを非接触で測定できるようにする。

【解決手段】

内視鏡は、挿入部の先端部に複数の照明窓が設けられている。先端部内には、各照明窓に対応した複数の照明光学系が設けられている。各照明光学系は、第1レンズ66、第2レンズ68からなる照射レンズ60を有している。第1レンズ66は、半球面状に窪んだ凹面66bを有している。第2レンズ68は、曲面に形成された背面68bを有している。第1レンズ66は、入射した光を凹面66bで拡散させ、照明光として照明窓から照射させる。第2レンズ68は、入射した光を背面68bで平行光束に変換し、センシング光として照明窓から照射させる。このように、照射レンズ60で照明光とセンシング光とを生成することで、非接触で測定を行う場合にも、挿入部の大径化が防止される。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の広がり角を持って入射する入射光から観察対象を照明するための照明光を生成し、挿入部の先端に設けられた照明窓から照射する内視鏡用照明光学系において、

前記入射光の中央部分が入射するように円盤状に形成され、入射した光を拡散させることによって前記照明光を生成する第 1 曲面と、前記第 1 曲面の直径より大きい直径を持ち、かつ前記入射光の外周部分が入射するように環状又は円盤状に形成され、入射した光を略平行光束に変換することにより、前記観察対象の大きさを測定するためのセンシング光を生成する第 2 曲面とを有し、前記照明光と前記センシング光との双方を前記照明窓から照射させる照射レンズを備えたことを特徴とする内視鏡用照明光学系。

10

【請求項 2】

前記照射レンズは、前記第 1 曲面が形成された第 1 レンズと、前記第 2 曲面が形成された第 2 レンズとからなることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 3】

前記入射光の外周部分が前記第 2 曲面に入射することを防止する位置と、入射することを許容する位置との間で移動する遮光部材を有し、この遮光部材を移動させて前記第 2 曲面に光を入射させたり遮光したりすることにより、前記センシング光の照射 / 非照射を切り替えるセンシング光照射切替手段を設けたことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用照明光学系。

20

【請求項 4】

前記照射レンズから照射される前記照明光の光量を調節する光量調節手段を設けたことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用照明光学系。

【請求項 5】

挿入部の先端に設けられた複数の照明窓と、

前記各照明窓のそれぞれに対応して複数設けられ、所定の広がり角を持って入射する入射光から観察対象を照明するための照明光を生成し、対応する前記照明窓から照射する照明光学系とを有するとともに、

前記挿入部の先端から略平行光束のセンシング光を複数照射し、前記各センシング光によって前記観察対象に形成される複数の光スポットの中心間距離と前記観察対象とを内視鏡画像上で比較することにより、前記観察対象の大きさを非接触で測定できるようにした内視鏡において、

30

前記入射光の中央部分が入射するように円盤状に形成され、入射した光を拡散させることによって前記照明光を生成する第 1 曲面と、前記第 1 曲面の直径より大きい直径を持ち、かつ前記入射光の外周部分が入射するように環状又は円盤状に形成され、入射した光を略平行光束に変換することによって前記センシング光を生成する第 2 曲面とを有し、前記照明光と前記センシング光との双方に対応する前記照明窓から照射させる照射レンズを前記各照明光学系に設け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】**

40

本発明は、観察対象を照明するための照明光を生成する照明光学系、及びこの照明光学系を用いた内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、医療現場において、患者の体腔内を観察する内視鏡が普及している。内視鏡では、観察中に腫瘍や潰瘍などといった特定の観察対象を発見した場合に、これらの大きさを測定できるようにしたいという要望がある。こうした要望に応えるため、特許文献 1 記載の内視鏡では、長さの指標となる測長子を挿入部の先端から突出させられるようにしている。こうすれば、測長子と観察対象とを内視鏡画像上で比較することで、観察対象の大きさを概略的に測定することができる。

50

【 0 0 0 3 】

ところで、上記の方法で測定を行う際に、測長子と観察対象とが離れていると、当然手前側に映る測長子の方が大きく見えてしまう。従って、上記の方法で正確に大きさを測定するためには、測長子を観察対象に接触させる必要がある。しかしながら、棒状の突起物である測長子を観察対象に接触させようとすると、この際に、誤って体腔内を傷付けてしまう危険性がある。

【 0 0 0 4 】

これを防止するため、特許文献 2 記載の内視鏡では、照明用の光ファイバとは別に測定用の光ファイバを複数設け、各測定用の光ファイバから平行光束を照射するようにしている。この内視鏡では、各測定用の光ファイバから照射された平行光束により、観察対象に光スポットが形成される。そして、各光スポットの中心間距離は、各測定用の光ファイバの中心間距離と同一であるので、各光スポットの中心間距離と観察対象とを内視鏡画像上で比較することによって、観察対象の大きさを非接触で測定することができる。

10

【 0 0 0 5 】

このように、特許文献 2 記載の内視鏡では、観察対象の大きさを非接触で測定することができるので、体腔内を傷付けてしまう危険性がない。また、測長子を突出及び収納するための機構などを必要としないので、内視鏡の構成を簡便にすることもできる。

【特許文献 1】特開平 6 - 3 0 4 1 2 0 号公報

【特許文献 2】特開平 8 - 2 0 1 0 2 6 号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

ところが、特許文献 2 記載の内視鏡のように測定用の光ファイバを別途設けると、この分だけ挿入部の径が太くなってしまいう問題が生じる。医療用の内視鏡では、観察対象の大きさを測定できるようにしたいという要望の他に、患者への負担を抑えるため、挿入部の径を極力細くしたいという要望もある。このため、内視鏡では、挿入部の径を太くすることなく観察対象の大きさを非接触で測定できるようにすることが望まれている。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、内視鏡において、挿入部の大径化を招くことなく観察対象の大きさを非接触で測定できるようにすることを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するため、本発明は、所定の広がり角を持って入射する入射光から観察対象を照明するための照明光を生成し、挿入部の先端に設けられた照明窓から照射する内視鏡用照明光学系において、前記入射光の中央部分が入射するように円盤状に形成され、入射した光を拡散させることによって前記照明光を生成する第 1 曲面と、前記第 1 曲面の直径より大きい直径を持ち、かつ前記入射光の外周部分が入射するように環状又は円盤状に形成され、入射した光を略平行光束に変換することにより、前記観察対象の大きさを測定するためのセンシング光を生成する第 2 曲面とを有し、前記照明光と前記センシング光との双方を前記照明窓から照射させる照射レンズを備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 0 9 】

なお、前記照射レンズは、前記第 1 曲面が形成された第 1 レンズと、前記第 2 曲面が形成された第 2 レンズとからなることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

また、前記入射光の外周部分が前記第 2 曲面に入射することを防止する位置と、入射することを許容する位置との間で移動する遮光部材を有し、この遮光部材を移動させて前記第 2 曲面に光を入射させたり遮光したりすることにより、前記センシング光の照射 / 非照射を切り替えるセンシング光照射切替手段を設けると、より好適である。

【 0 0 1 1 】

また、前記照射レンズから照射される前記照明光の光量を調節する光量調節手段を設け

50

ると、さらに好適である。

【 0 0 1 2 】

さらに、本発明は、挿入部の先端に設けられた複数の照明窓と、前記各照明窓のそれぞれに対応して複数設けられ、所定の広がり角を持って入射する入射光から観察対象を照明するための照明光を生成し、対応する前記照明窓から照射する照明光学系とを有するとともに、前記挿入部の先端から略平行光束のセンシング光を複数照射し、前記各センシング光によって前記観察対象に形成される複数の光スポットの中心間距離と前記観察対象とを内視鏡画像上で比較することにより、前記観察対象の大きさを非接触で測定できるようにした内視鏡において、前記入射光の中央部分が入射するように円盤状に形成され、入射した光を拡散させることによって前記照明光を生成する第 1 曲面と、前記第 1 曲面の直径より大きい直径を持ち、かつ前記入射光の外周部分が入射するように環状又は円盤状に形成され、入射した光を略平行光束に変換することによって前記センシング光を生成する第 2 曲面とを有し、前記照明光と前記センシング光との双方に対応する前記照明窓から照射させる照射レンズを前記各照明光学系に設けたことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明では、照明光を生成する第 1 曲面と、センシング光を生成する第 2 曲面とを有する照射レンズを照明光学系に設け、照明窓から照明光とセンシング光との双方が照射されるようにした。これにより、挿入部の先端から複数のセンシング光を照射して観察対象の大きさを非接触で測定する際にも、センシング光用のライトガイドや光源を別途設ける必要がなくなるので、挿入部の大径化を招くことなく観察対象の大きさを非接触で測定できる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

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 1 0 と、内視鏡画像を生成するプロセッサ装置 1 2 と、内視鏡画像を表示するモニタ 1 4 と、体腔内に送り込む水を貯留する送水タンク 1 6 とからなる。プロセッサ装置 1 2 は、内視鏡画像を生成する機能に加えて、体腔内を照明するための光を供給する光源としての機能と、送気送水用の空気を供給するポンプとしての機能とを有している。

30

【 0 0 1 5 】

電子内視鏡 1 0 は、患者の体腔内に挿入される挿入部 2 0 と、挿入部 2 0 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 2 2 と、操作部 2 2 から延びるユニバーサルコード 2 4 とからなる。

【 0 0 1 6 】

また、この電子内視鏡 1 0 は、プロセッサ装置 1 2 から供給される光を照明光として挿入部 2 0 の先端から照射することにより体腔内の観察を行う通常観察モードと、プロセッサ装置 1 2 から供給される光の一部から観察対象の大きさを測定するためのセンシング光を生成して照明光と一緒に照射することにより前記測定を非接触で行う第 1 センシングモードと、第 1 センシングモードの状態から照明光の光量を低下させることによってセンシング光をより際立たせる第 2 センシングモードとの 3 つの撮影モードを有している。

40

【 0 0 1 7 】

第 1 センシングモードでは、通常観察モードと同じ光量で観察及び測定を行うことができる反面、挿入部 2 0 の先端が観察対象から離れると光が拡散してセンシング光が読み取り難くなってしまう。これに対し、第 2 センシングモードでは、照明光の光量を低下させているため相対的にセンシング光が明るくなり、第 1 センシングモードよりも挿入部 2 0 の先端を観察対象から離すことができる。この反面、第 2 センシングモードでは、第 1 センシングモードよりも遠景が暗くなり、周囲の状況が把握し辛くなる。

【 0 0 1 8 】

術者は、通常観察モードで体腔内の観察を行う。そして、腫瘍や潰瘍などの観察対象を発見した場合に、第 1 センシングモードもしくは第 2 センシングモードに撮影モードを切

50

り替え、その観察対象の大きさを測定する。この際、状況に応じて各センシングモードを使い分けることにより、観察対象の大きさの測定を効率よく行うことができる。

【0019】

挿入部20は、直径約10mm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成されるとともに、可撓性を有しており、操作部22と湾曲部27とを接続する。

【0020】

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。

10

【0021】

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。

20

【0022】

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、送気送水を行うための送気送水ボタン33、及び電子内視鏡10の3つの撮影モードを切り替えるためのモード切替ボタン34などが設けられている。モード切替ボタン34は、2段階押しのボタンになっている。モード切替ボタン34を操作していない状態では、電子内視鏡10の撮影モードが通常観察モードに設定されている。そして、モード切替ボタン34を1段階押下操作すると、通常観察モードから第1センシングモードに撮影モードが切り替えられ、モード切替ボタン34を2段階押下操作すると、第1センシングモードから第2センシングモードに撮影モードが切り替えられる。

【0023】

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。

30

【0024】

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に接続される。プロセッサ装置12から供給される空気は、第1コネクタ36を介して電子内視鏡10内に形成された送気チャンネルに送られるとともに、送気送水チューブ38に送られる。送気送水チューブ38には、プロセッサ装置12から供給される空気を送水タンク16に送り込んで送水タンク16内に圧力を加える送気用の管路と、加えられた圧力によって押し出される送水タンク16内の水を送り出す送水用の管路とが形成されている。この送水用の管路は、第1コネクタ36で電子内視鏡10内に形成された送水チャンネルに接続される。

40

【0025】

電子内視鏡10の送気チャンネル、及び送水チャンネルは、送気送水ボタン33の押下操作に連動するバルブによって閉塞されている。送気送水ボタン33は、2段階押しのボタンになっている。バルブは、送気送水ボタン33の押下操作に応じて各チャンネルの閉塞及び開通を切り替える。送気送水ボタン33を1段階押下操作すると、送気チャンネルが開通し、プロセッサ装置12から供給された空気が先端部26から吐出される。そして

50

、送気送水ボタン 3 3 を 2 段階押下操作すると、送気チャンネルが閉塞して送水チャンネルが開通し、送水タンク 1 6 から送り出された水が先端部 2 6 から吐出される。

【 0 0 2 6 】

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、照明光及びセンシング光を照射するための第 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 の押下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。

【 0 0 2 7 】

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。これらの各窓 4 0、4 2、4 4 には、それぞれ先端面 2 6 a と略面一になるように透光性を有するカバーガラス 4 0 a、4 2 a、4 4 a が嵌め込まれている。

【 0 0 2 8 】

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。また、各照明窓 4 2、4 4 の中心間距離 d_1 は、約 6 mm になっている。

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

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、観察窓 4 0 に嵌め込まれたカバーガラス 4 0 a の奥には、観察光学系 5 0 と、イメージセンサ 5 2 とが設けられている。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 2 の撮像面に結像させる。イメージセンサ 5 2 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 2 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 2 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。

【 0 0 3 1 】

プロセッサ装置 1 2 は、イメージセンサ 5 2 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 7 0（図 6 参照）がモニタ 1 4 に表示される。なお、イメージセンサ 5 2 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。

【 0 0 3 2 】

第 1 照明窓 4 2 に嵌め込まれたカバーガラス 4 2 a の奥には、第 1 照明光学系 5 4 と、第 1 ライトガイド 5 5 とが設けられている。同様に、第 2 照明窓 4 4 に嵌め込まれたカバーガラス 4 4 a の奥には、第 2 照明光学系 5 6 と、第 2 ライトガイド 5 7 とが設けられている。各ライトガイド 5 5、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 5、5 7 は、一方の端面を各照明光学系 5 4、5 6 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 5、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方の端面を対面させる。

【 0 0 3 3 】

これにより、プロセッサ装置 1 2 から供給された光が各ライトガイド 5 5、5 7 によって案内され、各照明光学系 5 4、5 6 に入射する。この際、各ライトガイド 5 5、5 7 が

10

20

30

40

50

ら供給される光は、光軸を中心に ± 30 度程度の広がり角を持つ。各照明光学系54、56は、各ライトガイド55、57から入射する光を基に照明光及びセンシング光を生成するとともに、モード切替ボタン34の押下操作にともなう電子内視鏡10の撮影モードの設定に応じて各光を各照明窓42、44から照射する。

【0034】

図4及び図5に示すように、第1照明光学系54は、照明光及びセンシング光を生成して第1照明窓42に照射するための照射レンズ60と、この照射レンズ60から照射される照明光の光量を調節するための透過型液晶モジュール（光量調節手段）62と、センシング光の照射／非照射を切り替えるための絞り機構（センシング光照射切換手段）64とで構成されている。これらの各部は、それぞれの光学中心が第1ライトガイド55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56の構成は、第1照明光学系54の構成と同じであるので、第2照明光学系56の構成の説明は省略する。

10

【0035】

照射レンズ60は、第1レンズ66と第2レンズ68との2枚のレンズを組み合わせで構成されている。第1レンズ66は、円板状に形成されている。第1ライトガイド55から供給される光が入射する第1レンズ66の背面66aには、その中心に略半球面状に窪んだ凹面（第1曲面）66bが形成されている。凹面66bは、光軸方向から見た際に円盤状の外形をなしており、第1レンズ66は、この凹面66bによって平凹レンズになっている。

20

【0036】

第2レンズ68は、円板の中央に略円形の貫通孔68aを設けたリング状に形成されている。第2レンズ68の外径は、第1レンズ66の直径と略同一に形成されている。第2レンズ68の内径（貫通孔68aの直径）は、凹面66bの直径よりも僅かに大きく形成されている。第1レンズ66と対面する第2レンズ68の前面は、平面に形成されている。一方、第1ライトガイド55から供給される光が入射する第2レンズ68の背面（第2曲面）68bは、所定の曲率で曲げられた曲面に形成されている。背面68bは、光軸方向から見た際に円環状の外形をなしており、第2レンズ68は、この曲面の背面68bによってリング状の平凸レンズになっている。

【0037】

各レンズ66、68は、第1レンズ66の背面66aと第2レンズ68の前面とが接触し、かつ第1レンズ66の光軸と第2レンズ68の光軸とがほぼ同軸となるように組み合わせられる。これにより、貫通孔68aを介して凹面66bが露呈され、背面68bによって凹面66bが囲まれる。

30

【0038】

また、照射レンズ60は、所定の広がり角を持って第1ライトガイド55から供給される光の中心部分が貫通孔68aを介して凹面66bに入射し、外周部分が背面68bに入射するように、第1ライトガイド55からの距離、及び各レンズ66、68の外径が決められている（図5（b）参照）。

【0039】

凹面66bは、第1ライトガイド55からの光が入射すると、その光の広がり角を大きくして拡散させる。第1レンズ66は、凹面66bによって拡散された光を照明光として第1照明窓42に入射させる。一方、背面68bは、第1ライトガイド55からの光が入射すると、その光を平行光束に変換する。第2レンズ68は、背面68bによって平行光束に変換された光をセンシング光とし、第1レンズ66を介して第1照明窓42に入射させる。この際、センシング光は、平面である背面66aに入射するので、凹面66bで拡散することなく第1レンズ66内を直進する。

40

【0040】

図5の実施形態における物理量を下表1、2に示す。なお、凹面66b、及び背面68bの曲率は、第1ライトガイド55からの距離や第1ライトガイド55から供給される光の広がり角などに応じて適宜設計すればよい。

50

【 0 0 4 1 】

【 表 1 】

物理量	第 1 レンズ 6 6	第 2 レンズ 6 8
厚さ	0.386mm	0.2mm
直径	1.25mm	0.8mm
曲率半径	66b=0.63mm	68b=0.335mm
屈折率	1.517	1.517
分散	64.117	64.117

10

【 0 0 4 2 】

【 表 2 】

その他の物理量	
貫通孔68aの直径	0.6mm
ライトガイドー照射レンズ間の距離	0.1mm
ライトガイドの光の広がり	半角30°
ライトガイドの直径	0.6mm
各照明光学系54、56の中心間距離	6mm

20

30

【 0 0 4 3 】

また、背面 6 6 a でのセンシング光の屈折や反射を防止するため、各レンズ 6 6 、 6 8 には、屈折率及び分散が略同一の光学ガラスや光学プラスチックを用いることが好ましく、同一の材料を用いることが最も好適である。

【 0 0 4 4 】

透過型液晶モジュール 6 2 は、円板状に形成されている。透過型液晶モジュール 6 2 の外径は、第 2 レンズ 6 8 の貫通孔 6 8 a の径と略一致している。また、透過型液晶モジュール 6 2 の厚みは、第 2 レンズ 6 8 の厚みと略一致している。これにより、透過型液晶モジュール 6 2 は、貫通孔 6 8 a に嵌入するように第 2 レンズ 6 8 に組み込まれる。

40

【 0 0 4 5 】

透過型液晶モジュール 6 2 は、液晶分子の配向方向を変えることによって透過率を任意に変化させる機能を有している。この透過型液晶モジュール 6 2 は、透過率を変化させて凹面 6 6 b に入射する光の光量を変化させることにより、第 1 レンズ 6 6 から照射される照明光の光量を調節する。

【 0 0 4 6 】

絞り機構 6 4 は、複数の絞り羽根（遮光部材） 6 4 a を有しており、各絞り羽根 6 4 a を駆動することによって中心部に設けられた開口 6 4 b の面積を変化させる。この絞り機構 6 4 は、第 1 ライトガイド 5 5 と照射レンズ 6 0 との間に配置される。各絞り羽根 6 4 a は、絞り機構 6 4 の駆動に応じて、第 1 ライトガイド 5 5 からの光が第 2 レンズ 6 8 に入射することを防止する第 1 位置（図 5（a）に示す位置）と、第 1 ライトガイド 5 5 か

50

らの光が第２レンズ６８に入射することを許容する第２位置（図５（ｂ）に示す位置）との間で移動する。絞り機構６４は、各絞り羽根６４ａを各位置に移動させ、第１ライトガイド５５からの光を第２レンズ６８に入射させたり遮光したりすることにより、センシング光の照射／非照射を切り替える。

【００４７】

透過型液晶モジュール６２は、モード切替ボタン３４と電氣的に接続されており、モード切替ボタン３４の押下操作に応じて透過率を変化させる。同様に、絞り機構６４もモード切替ボタン３４と電氣的に接続されている。絞り機構６４は、モード切替ボタン３４の押下操作に応じて各絞り羽根６４ａを各位置に移動させる。なお、透過型液晶モジュール６２と絞り機構６４とは、モード切替ボタン３４と直接接続してもよいし、ＣＰＵなどの制御手段を介して接続してもよい。

10

【００４８】

透過型液晶モジュール６２は、モード切替ボタン３４が押下操作されていない場合、及びモード切替ボタン３４が１段階押下操作された場合に、透過率をほぼ１００％にし、モード切替ボタン３４が２段階押下操作された場合に、１００％以下の任意の透過率に変化させる。

【００４９】

また、絞り機構６４は、モード切替ボタン３４が押下操作されていない場合に、各絞り羽根６４ａを第１位置に移動させ、モード切替ボタン３４が１段階押下操作された場合、及びモード切替ボタン３４が２段階押下操作された場合に、各絞り羽根６４ａを第２位置に移動させる。

20

【００５０】

これにより、モード切替ボタン３４が押下操作されていない場合には、ほぼ１００％の透過率で透過型液晶モジュール６２を透過した光を基に生成された照明光のみが第１照明窓４２から照射されるようになるので、前述のように電子内視鏡１０の撮影モードが通常観察モードに設定される。

【００５１】

そして、モード切替ボタン３４が１段階押下操作された場合には、センシング光と通常観察モードと同じ光量の照明光とが第１照明窓４２から照射されるようになるので、前述のように電子内視鏡１０の撮影モードが第１センシングモードに設定される。

30

【００５２】

さらに、モード切替ボタン３４が２段階押下操作された場合には、センシング光と透過型液晶モジュール６２によって減光された照明光とが第１照明窓４２から照射されるようになるので、前述のように電子内視鏡１０の撮影モードが第２センシングモードに設定される。

【００５３】

図６に、モニタ１４に表示される内視鏡画像７０の一例を示す。内視鏡画像７０には、イメージセンサ５２によって撮像された画像を表示する画像表示領域７０ａと、撮像された画像の余分な部分を覆い隠すマスク領域７０ｂとが設けられている。

【００５４】

40

電子内視鏡１０の撮影モードが通常観察モードに設定されている場合には、照明光が各照明窓４２、４４のそれぞれから照射される。照明光は、凹面６６ｂによって拡散され、観察窓４０の観察領域の全体を均一に照明する。これにより、通常観察モードでは、図６（ａ）に示すように、画像表示領域７０ａの全体に亘って照明ムラのない内視鏡画像７０が取得される。

【００５５】

電子内視鏡１０の撮影モードが第１センシングモードに設定されている場合には、センシング光と通常観察モードと同じ光量の照明光とが各照明窓４２、４４のそれぞれから照射される。センシング光は、背面６８ｂによって平行光束にされ、ほとんど拡散することなく直進するため、観察対象のセンシング光が照射された部分は、照明光のみが照射され

50

た部分よりも輝度が高くなる。これにより、第 1 センシングモードでは、図 6 (b) に示すように、第 1 照明窓 4 2 からのセンシング光による第 1 光スポット 7 2 と、第 2 照明窓 4 4 からのセンシング光による第 2 光スポット 7 4 とが画像表示領域 7 0 a 内に設けられた内視鏡画像 7 0 が取得される。

【 0 0 5 6 】

各光スポット 7 2、7 4 の中心間距離 d_2 は、各照明窓 4 2、4 4 の中心間距離 d_1 と同一（本例では、6 mm）である。従って、各光スポット 7 2、7 4 の中心間距離 d_2 と観察対象とを内視鏡画像 7 0 上で比較することで、観察対象の大きさを概略的に測定することができる。

【 0 0 5 7 】

また、電子内視鏡 1 0 の撮影モードが第 2 センシングモードに設定されている場合には、センシング光と減光された照明光とが各照明窓 4 2、4 4 のそれぞれから照射される。これにより、第 2 センシングモードでは、第 1 センシングモードで取得される内視鏡画像 7 0 よりも遠景が暗くなり、各光スポット 7 2、7 4 が強調された内視鏡画像 7 0 が取得される。

【 0 0 5 8 】

図 7 は、各光スポット 7 2、7 4 の中心を結ぶ線上（図 6 (b) に B - b で示す線上）の位置を横軸に、その線上の輝度を縦軸に取った輝度分布グラフである。また、図 7 は、先端面 2 6 a と観察対象との距離を 5 mm に設定し、その観察対象を第 1 センシングモードで観察した際の内視鏡画像 7 0 の輝度分布グラフを示している。

【 0 0 5 9 】

輝度分布グラフには、第 1 光スポット 7 2 に対応する第 1 輝度ピーク P 1、第 2 光スポット 7 4 に対応する第 2 輝度ピーク P 2 が生じる。各ピーク P 1、P 2 と、これらの間に生じる谷部 V との輝度差が小さいと、各光スポット 7 2、7 4 の中心が判別し難くなり、各光スポット 7 2、7 4 の中心間距離 d_2 の測定が難しくなってしまう。このため、各光スポット 7 2、7 4 の中心間距離 d_2 を正確に測定するためには、各ピーク P 1、P 2 と、谷部 V との輝度差が 2 倍以上であることが好ましい。

【 0 0 6 0 】

図 7 では、各ピーク P 1、P 2 と、谷部 V との輝度差が約 2 倍になっている。従って、先端面 2 6 a と観察対象との距離が 5 mm である場合には、第 1 センシングモードで各光スポット 7 2、7 4 の中心間距離 d_2 を正確に測定することができる。

【 0 0 6 1 】

図 8 は、先端面 2 6 a と観察対象との距離を 1 0 mm に設定し、その観察対象を第 1 センシングモードで観察した際の内視鏡画像 7 0 の輝度分布グラフである。図 8 では、各ピーク P 1、P 2 と、谷部 V との輝度差が狭まって 2 倍以下になっている。従って、先端面 2 6 a と観察対象との距離が 1 0 mm である場合には、第 1 センシングモードで各光スポット 7 2、7 4 の中心間距離 d_2 を正確に測定することは難しい。

【 0 0 6 2 】

図 9 は、先端面 2 6 a と観察対象との距離を 1 0 mm に設定したまま、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像 7 0 の輝度分布グラフである。この時、透過型液晶モジュール 6 2 の透過率を 2 0 % とした。図 9 では、各ピーク P 1、P 2 と、谷部 V との輝度差が再び 2 倍以上になっている。従って、第 2 センシングモードでは、先端面 2 6 a と観察対象との距離が 1 0 mm である場合でも、各光スポット 7 2、7 4 の中心間距離 d_2 を正確に測定することができる。

【 0 0 6 3 】

また、図 8、図 9 から明らかなように、照明光の光量を減光させた第 2 センシングモードでは、第 1 センシングモード時に比べて全体的に輝度が低下している。このように、第 2 センシングモードでは、第 1 センシングモード時に比べて周囲が暗くなるため、周囲の状況が把握し辛くなる。

【 0 0 6 4 】

10

20

30

40

50

図 10 は、先端面 26a と観察対象との距離を 15 mm に設定し、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像 70 の輝度分布グラフである。図 10 では、各ピーク P1、P2 と、谷部 V との輝度差が 2 倍以上になっている。従って、先端面 26a と観察対象との距離が 15 mm である場合には、第 2 センシングモードで各光スポット 72、74 の中心間距離 d2 を正確に測定することができる。

【0065】

図 11 は、先端面 26a と観察対象との距離を 20 mm に設定し、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像 70 の輝度分布グラフである。図 11 では、各ピーク P1、P2 と、谷部 V との輝度差が狭まって 2 倍以下になっている。従って、先端面 26a と観察対象との距離が 20 mm 以上である場合には、第 2 センシングモードに設定したとしても、各光スポット 72、74 の中心間距離 d2 を正確に測定することは難しい。

10

【0066】

すなわち、本実施形態の電子内視鏡 10 では、先端面 26a と観察対象との距離が 5 ~ 15 mm の範囲にある場合に、各光スポット 72、74 の中心間距離 d2 を正確に測定することができる。そして、照明光とセンシング光とを生成する照射レンズ 60 を各照明光学系 54、56 に設け、各照明窓 42、44 から照明光とセンシング光との双方が照射されるようにしたので、センシング光用のライトガイドや光源を別途設ける必要が無い。従って、本実施形態によれば、挿入部 20 の大径化を招くことなく観察対象の大きさを非接触で測定することができる。

20

【0067】

また、本実施形態では、透過型液晶モジュール 62 と絞り機構 64 とを各照明光学系 54、56 に設け、通常観察モードと第 1 センシングモードと第 2 センシングモードとの 3 つの撮影モードに切り替えられるようにしたので、各撮影モードを使い分けることにより、観察対象の観察、及び観察対象の大きさの測定を効率よく行うことができる。

【0068】

上記実施形態では、貫通孔 68a を有するリング状の第 2 レンズ 68 を示したが、第 2 レンズ 68 の形状は、これに限ることなく、例えば、図 12 に示す照射レンズ 80 のように構成してもよい。照射レンズ 80 の第 2 レンズ 82 は、第 1 レンズ 66 と略同一の外径を有する円板状に形成されている。第 1 レンズ 66 と対面する第 2 レンズ 82 の前面は、平面に形成されている。一方、第 1 ライトガイド 55 から供給される光が入射する第 2 レンズ 82 の背面は、前面と略平行な平面に形成された平面部 82a と、この平面部 82a の外周に形成された曲面部 82b とからなる。平面部 82a は、凹面 66b と略同一の直径を有する円形に形成されている。

30

【0069】

この第 2 レンズ 82 は、所定の広がり角を持って各ライトガイド 55、57 から供給される光の外周部分が曲面部 82b に入射するように配置される。これにより、各ライトガイド 55、57 から第 2 レンズ 82 に供給される光の中心部分は、曲率を持たない平面部 82a を透過して第 1 レンズ 66 の凹面 66b に入射する。そして、各ライトガイド 55、57 から第 2 レンズ 82 に供給される光の外周部分は、曲面部 82b によって平行光束に変換され、第 1 レンズ 66 を透過してセンシング光として各照明窓 42、44 に入射する。従って、円板状の第 2 レンズ 82 を用いた場合にも、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

40

【0070】

上記実施形態では、第 1 レンズ 66 と第 2 レンズ 68 との 2 枚のレンズからなる照射レンズ 60 を示したが、これに限ることなく、図 13 に示すように、1 枚構成の照射レンズ 84 としてもよい。照射レンズ 84 は、上記実施形態の各レンズ 66、68 を一体にした形状に形成されており、略半球面状に窪んだ第 1 曲面 84a と、背面を所定の曲率で曲げた第 2 曲面 84b とを有している。

【0071】

50

このように、１枚構成の照射レンズ８４とすれば、上記実施形態と同様の効果を得ることができるとともに、複数のレンズを組み合わせる手間が省けるため、組立工程の簡素化、及びこれにともなう組立コストの低減を図ることができる。但し、各曲面８４ａ、８４ｂを有する１枚構成の照射レンズ８４とすると、形状が複雑になり、照射レンズ８４の製造コストが増加してしまう恐れがある。従って、照射レンズを１枚構成とするか複数枚構成とするかは、総合的なコストや組立性などを考慮して適宜決定すればよい。

【００７２】

上記実施形態では、平凹レンズ状の第１レンズ６６と平凸レンズ状の第２レンズ６８とからなる照射レンズ６０を示したが、照射レンズ６０のレンズ構成は、これに限定されるものではなく、例えば、図１４に示す照射レンズ８６のように構成してもよい。

10

【００７３】

照射レンズ８６は、平凸レンズ状の第１レンズ８７と、平凸レンズ状の第２レンズ８８とからなる。第１レンズ８７は、略砲弾型に形成されており、第１ライトガイド５５と対面する面に半球面状に突出した第１曲面８７ａを有している。第１レンズ８７は、この第１曲面８７ａによって平凸レンズになる。第２レンズ８８は、略円筒形に形成されており、上記実施形態の第２レンズ６８と同様、第１ライトガイド５５と対面する面に所定の曲率で曲げられた第２曲面８８ａを有している。第２レンズ８８は、この第２曲面８８ａによって平凸レンズになる。

【００７４】

第２レンズ８８の内径は、第１レンズ８７の外径と略同一に形成されている。照射レンズ８６は、第１レンズ８７を第２レンズ８８内に挿通することによって組み合わせられる。また、これにより、第２レンズ８８は、第１レンズ８７に対して同心になる。そして、照射レンズ８６は、第１ライトガイド５５と中心軸（光軸）が一致するとともに、第１ライトガイド５５から供給される光の中心部分が第１レンズ８７に入射し、外周部分が第２レンズ８８に入射するように配置される。

20

【００７５】

上記のように配置されることにより、第１レンズ８７は、第１ライトガイド５５から供給される光の中心部分を第１曲面８７ａで拡散させ、照明光として第１照明窓４２に照射する。そして、第２レンズ８８は、第１ライトガイド５５から供給される光の外周部分を第２曲面８８ａで平行光束に変換し、センシング光として第１照明窓４２に照射する。

30

【００７６】

図１４の実施形態における物理量を下表３、４に示す。また、第１曲面８７ａの非球面は、下式１で表される。

【００７７】

【表３】

物理量	第１レンズ８７	第２レンズ８８
厚さ	2.66mm	2.5mm
直径	1.18mm	1.7mm
曲率半径	87a=-0.7847mm（非球面）	88a=1.6mm
屈折率	1.78472	1.92247
分散	25.71	18.9383

40

【００７８】

【表 4】

その他の物理量	
第2レンズ88の内径	1.18mm
ライトガイドー照射レンズ間の距離	接触
ライトガイドの光の広がり	半角30°
ライトガイドの直径	0.55mm
各照明光学系54、56の中心間距離	6mm

10

【0079】

【数 1】

$$x = Ch^2 / (1 + \sqrt{1 - PC^2 h^2}) + Eh^4 + Fh^6 + Gh^8 + \dots \quad (\text{式1})$$

20

【0080】

非球面係数は、 $P = 0.2394$ 、 $E = -0.67356 \times 10^{-1}$ 、 $F = 0.3223 \times 10^{-1}$ 、 $f = 1$ で表される。但し、 x 、 h は、光軸を x 軸とし物体側を負の方向にとり h 軸を非球面と光軸との交点を原点として x 軸に直交する方向にとった時の座標値、 C は光軸近傍で非球面と接する円の曲率半径の逆数、 P は円錐定数、 E 、 F 、 $G \dots$ はそれぞれ4次、6次、8次 $\dots$ の非球面係数、 f は光軸近傍で非球面と接する円の曲率の光学系の焦点距離である。なお、照射レンズ86を用いる場合には、平面状に形成された第1レンズ87の前面と接するように透過型液晶モジュール62を配置することが好ましい。

【0081】

30

照射レンズ86を用いて各照明窓42、44からセンシング光を照射した場合には、図15に示すように、第1照明窓42からのセンシング光による第1光スポット90と、第2照明窓44からのセンシング光による第2光スポット92とが、ドーナツ状になる。このようなドーナツ状のスポットであっても各光スポット90、92の中心間距離 d_3 は、各照明窓42、44の中心間距離 d_1 と同一（本例では、6mm）である。従って、各光スポット90、92の中心間距離 d_3 と観察対象とを内視鏡画像70上で比較することで、観察対象の大きさを概略的に測定することができる。

【0082】

図16は、各光スポット90、92の中心を結ぶ線上（図15にC-cで示す線上）の輝度分布グラフである。また、図16は、先端面26aと観察対象との距離を10mmに設定し、その観察対象を第2センシングモードで観察した際の内視鏡画像70の輝度分布グラフを示している。

40

【0083】

各光スポット90、92がドーナツ状になっているため、輝度分布グラフには、第1光スポット90に対応して2つの輝度ピークP1a、P1b、及び谷部V1が生じるとともに、第2光スポット92に対応して2つの輝度ピークP2a、P2b、及び谷部V2が生じる。この場合には、各谷部V1、V2の距離によって中心間距離 d_3 を測定することができる。

【0084】

なお、円形の光スポット72、74の場合と同様に、中心間距離 d_3 を正確に測定する

50

ためには、各ピーク P 1 a、P 1 b と谷部 V 1、及び各ピーク P 2 a、P 2 b と谷部 V 2 との輝度差がそれぞれ 2 倍以上であることが好ましい。図 1 6 では、それぞれの輝度差が約 2 倍になっている。従って、先端面 2 6 a と観察対象との距離が 1 0 mm である場合には、中心間距離 d 3 を正確に測定することができる。

【 0 0 8 5 】

図 1 7 は、先端面 2 6 a と観察対象との距離を 2 0 mm に設定し、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像 7 0 の輝度分布グラフである。図 1 7 では、光の拡散によって輝度ピーク P 1 b と P 2 a とが重なった形になっているが、各輝度ピークと各谷部 V 1、V 2 との輝度差は、2 倍以上に保たれている。従って、本例では、先端面 2 6 a と観察対象との距離が 2 0 mm である場合にも、中心間距離 d 3 を正確に測定することができる。このように、平凸レンズ状の第 1 レンズ 8 7 と平凸レンズ状の第 2 レンズ 8 8 とからなる照射レンズ 8 6 であっても、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

10

【 0 0 8 6 】

上記実施形態では、透過型液晶モジュール 6 2 を光量調節手段として備えた照明光学系 5 4、5 6 を示したが、これに限ることなく、図 1 8 に示す照明光学系 1 0 0 のように構成してもよい。照明光学系 1 0 0 は、照射レンズ 1 0 2 と、光量調節部材 1 0 4 と、絞り機構 1 0 6 とで構成されている。

【 0 0 8 7 】

照射レンズ 1 0 2 は、第 1 レンズ 1 0 8 と第 2 レンズ 1 1 0 との 2 枚のレンズからなる。第 1 レンズ 1 0 8 は、上記実施形態の第 1 レンズ 6 6 と同様に、背面 1 0 8 a に略半球面状の凹面 1 0 8 b が形成された平凹レンズになっている。第 2 レンズ 1 1 0 は、背面 1 1 0 a が曲面状に膨らんでいる。背面 1 1 0 a は、光軸方向から見た際に円盤状の外形をなしており、第 2 レンズ 1 1 0 は、この背面 1 1 0 a によって平凸レンズになっている。各レンズ 1 0 8、1 1 0 は、所定の間隔を開けて配置される。

20

【 0 0 8 8 】

絞り機構 1 0 6 は、複数の絞り羽根 1 0 6 a を有し、各絞り羽根 1 0 6 a を駆動することによって中心部に設けられた開口 1 0 6 b の面積を変化させる。なお、この絞り機構 1 0 6 の構成は、上記実施形態の絞り機構 6 4 と同一であるので、詳細な説明は省略する。

【 0 0 8 9 】

光量調節部材 1 0 4 は、略扇形の薄板に形成された本体部 1 1 2 を有している。この本体部 1 1 2 の幅狭側の端部には、丸棒状の揺動軸 1 1 4 が設けられている。また、本体部 1 1 2 は、遮光性を有する材料で成形されるか、あるいは遮光性の塗料で塗装されることにより、光を通さないようになっている。揺動軸 1 1 4 は、本体部 1 1 2 に対して略直交するように取り付けられている。光量調節部材 1 0 4 は、この揺動軸 1 1 4 を介して揺動自在に保持される。

30

【 0 0 9 0 】

本体部 1 1 2 には、第 1 及び第 2 の 2 つの透光部 1 1 6、1 1 8 が設けられている。各透光部 1 1 6、1 1 8 は、各レンズ 1 0 8、1 1 0 と略同一の直径を有する円形に形成され、揺動軸 1 1 4 を中心とする同一円上に、それぞれの中心が位置するように配置されている。第 1 透光部 1 1 6 は、ほぼ 1 0 0 % の透過率を有しており、入射した光をそのまま透過させる。

40

【 0 0 9 1 】

一方、第 2 透光部 1 1 8 には、ほぼ 1 0 0 % の透過率を有する透光領域 1 1 8 a と、約 2 0 % の透過率を有する減光領域 1 1 8 b とが設けられている。減光領域 1 1 8 b は、いわゆる ND フィルタであり、第 2 透光部 1 1 8 は、透光領域 1 1 8 a に入射した光はそのまま透過させ、減光領域 1 1 8 b に入射した光は減光させる。減光領域 1 1 8 b は、第 1 レンズ 1 0 8 の凹面 1 0 8 b と略同一の直径を有し、かつ第 2 透光部 1 1 8 と同軸な円形に形成されている。

【 0 0 9 2 】

50

光量調節部材 104 は、本体部 112 が各レンズ 108、110 に挟まれ、かつ揺動軸 114 を中心に揺動した際に、各透光部 116、118 が各レンズ 108、110 の光軸上に位置するように配置される。従って、各レンズ 108、110 の間隔は、間で揺動する光量調節部材 104 と干渉しない程度にしておけばよく、光量調節部材 104 と各レンズ 108、110 との間に生じる隙間を、それぞれ約 0.15 mm とすることが好適である。

【0093】

図 18 における実施形態の物理量を下表 5、6 に示す。なお、各透光部 116、118 に異なる材料を用いると、それぞれを各レンズ 108、110 の光軸上に配置した際に、光路長が変化してしまうことが懸念される。従って、各透光部 116、118 には、光路長が変化しないように同一の材料を用いることが好ましい。

【0094】

【表 5】

物理量	第 1 レンズ 108	第 2 レンズ 110	第 2 透光部 118
厚さ	0.386mm	0.2mm	0.4mm
直径	1.25mm	0.8mm	1.25mm
曲率半径	108b=0.63mm	110a=0.335mm	
屈折率	1.517	1.517	1.517
分散	64.117	64.117	64.117

【0095】

【表 6】

その他の物理量	
ライトガイドー照射レンズ間の距離	0.05mm
ライトガイドの光の広がり	半角 30°
ライトガイドの直径	0.6mm
各照明光学系 54、56 の中心間距離	6mm

【0096】

揺動軸 114 には、光量調節部材 104 を揺動させるための揺動機構 120 が接続されている。揺動機構 120 は、揺動軸 114 を中心に光量調節部材 104 を揺動させることにより、第 1 透光部 116 が各レンズ 108、110 の光軸上に位置する第 1 位置（図 19（a）参照）と、第 2 透光部 118 が各レンズ 108、110 の光軸上に位置する第 2 位置（図 19（b）参照）との間で光量調節部材 104 を移動させる。なお、揺動機構 120 には、モータやギアなどからなる周知の機構を用いればよい。

【0097】

揺動機構 120 は、モード切替ボタン 34 と電氣的に接続されている。揺動機構 120 は、モード切替ボタン 34 が押下操作されていない場合、及びモード切替ボタン 34 が 1 段階押下操作された場合に、光量調節部材 104 を第 1 位置に移動させ、モード切替ボタン 34 が 2 段階押下操作された場合に、光量調節部材 104 を第 2 位置に移動させる。

【0098】

光量調節部材 104 が第 1 位置にある場合には、各レンズ 108、110 の間に第 1 透光部 116 が配置され、ライトガイドから供給される光がそのまま第 1 レンズ 108 の背

面 1 0 8 a の全体に入射する。一方、光量調節部材 1 0 4 が第 2 位置にある場合には、各レンズ 1 0 8、1 1 0 の間に第 2 透光部 1 1 8 が配置され、減光領域 1 1 8 b によって凹面 1 0 8 b に入射する光が減光される。

【0099】

これにより、上記実施形態と同様に、モード切替ボタン 3 4 が押下操作されていない場合に、撮影モードが通常観察モードに設定され、モード切替ボタン 3 4 が 1 段階押下操作された場合に、撮影モードが第 1 センシングモードに設定され、モード切替ボタン 3 4 が 2 段階押下操作された場合に、撮影モードが第 2 センシングモードに設定される。

【0100】

上記照明光学系 1 0 0 を用いて各照明窓 4 2、4 4 からセンシング光を照射した場合には、各センシング光による光スポットが、ドーナツ状になる（図 1 5 参照）。図 2 0 は、照明光学系 1 0 0 を用いた場合の各光スポットの中心を結ぶ線上の輝度分布グラフである。また、図 2 0 は、先端面 2 6 a と観察対象との距離を 5 mm に設定し、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像 7 0 の輝度分布グラフを示している。

10

【0101】

各光スポットがドーナツ状になっているため、輝度分布グラフには、第 1 光スポットに対応して 2 つの輝度ピーク P 1 a、P 1 b、及び谷部 V 1 が生じるとともに、第 2 光スポットに対応して 2 つの輝度ピーク P 2 a、P 2 b、及び谷部 V 2 が生じる。この場合には、各谷部 V 1、V 2 の距離によって中心間距離を測定することができる。

【0102】

図 2 1 は、先端面 2 6 a と観察対象との距離を 1 0 mm に設定し、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像 7 0 の輝度分布グラフである。図 2 1 では、ドーナツ形状が崩れてしまっているが、第 1 光スポットに対応した輝度ピーク P 3、及び第 2 光スポットに対応した輝度ピーク P 4 と、これらの間に生じる谷部 V 3 との輝度差が 2 倍以上になっているため、各輝度ピーク P 3、P 4 の距離によって中心間距離を測定することができる。

20

【0103】

このように、ND フィルタである減光領域 1 1 8 b を各レンズ 1 0 8、1 1 0 の光軸上に配置したり退避させたりすることによって照明光の光量を調節するようにしても、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。なお、減光領域 1 1 8 b は、ND フィルタに限らず、液晶などを用いてもよい。また、減光領域 1 1 8 b を各レンズ 1 0 8、1 1 0 の光軸上に配置したり退避させたりする構成は、上記に限定されるものではない。さらに、上記各実施形態では、第 2 センシングモードの際に、照明光の光量を低下させるようにしたが、これに限ることなく、照明光を完全に遮光するようにしてもよい。

30

【0104】

上記実施形態では、プロセッサ装置 1 2 から供給される光を各ライトガイド 5 5、5 7 を介して各照明光学系 5 4、5 6 に入射させる電子内視鏡 1 0 に本発明を適用した例を示したが、これに限ることなく、例えば、図 2 2 に示すように、第 1 照明光学系 5 4 に光を供給する第 1 LED 1 3 0 と、第 2 照明光学系 5 6 に光を供給する第 2 LED 1 3 2 とを備え、ライトガイドなどを介することなく各照明光学系 5 4、5 6 に直接光を入射させる光源内蔵型の電子内視鏡に本発明を適用してもよい。

40

【0105】

上記実施形態では、2 つの照明窓 4 2、4 4 を有する電子内視鏡 1 0 を示したが、照明窓の数は、2 つに限ることなく、3 つ以上でもよい。上記実施形態では、各照明窓 4 2、4 4 にカバーガラス 4 2 a、4 4 a を嵌め込み、これらの各カバーガラス 4 2 a、4 4 a の奥に各照明光学系 5 4、5 6 を配置する構成としたが、これに限ることなく、例えば、各照明光学系 5 4、5 6 の第 1 レンズ 6 6 を各照明窓 4 2、4 4 から直接露呈させる構成としてもよい。

【0106】

上記実施形態では、センシング光照射切替手段として絞り機構 6 4 を示したが、センシ

50

ング光照射切替手段は、これに限ることなく、例えば、各ライトガイド 5 5、5 7 から供給される光の中央部分のみを透過させる開口が形成されたアパーチャを光軸上に配置して第 2 レンズ 6 8 への光の入射を防止したり、前記アパーチャを光軸上から退避させて第 2 レンズ 6 8 への光の入射を許容したりすることにより、センシング光の照射 / 非照射を切り替えるものでもよい。

【 0 1 0 7 】

上記実施形態では、内視鏡として電子内視鏡を示したが、電子内視鏡に限ることなく、例えば、超音波内視鏡などの他の内視鏡に本発明を適用してもよい。上記実施形態では、医療用の電子内視鏡 1 0 に本発明を適用した例を示したが、本発明は、工業用の内視鏡に適用してもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 8 】

【図 1】内視鏡システムの構成を概略的に示す説明図である。

【図 2】先端面の構成を概略的に示す説明図である。

【図 3】先端部の内部構成を概略的に示す説明図である。

【図 4】照明光学系の構成を概略的に示す斜視図である。

【図 5】照明光学系の構成を概略的に示す説明図である。

【図 6】内視鏡画像の一例を示す説明図である。

【図 7】先端面と観察対象との距離を 5 mm に設定し、その観察対象を第 1 センシングモードで観察した際の内視鏡画像の輝度分布グラフである。

20

【図 8】先端面と観察対象との距離を 1 0 mm に設定し、その観察対象を第 1 センシングモードで観察した際の内視鏡画像の輝度分布グラフである。

【図 9】先端面と観察対象との距離を 1 0 mm に設定したまま、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像の輝度分布グラフである。

【図 1 0】先端面と観察対象との距離を 1 5 mm に設定し、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像の輝度分布グラフである。

【図 1 1】先端面と観察対象との距離を 2 0 mm に設定し、その観察対象を第 2 センシングモードで観察した際の内視鏡画像の輝度分布グラフである。

【図 1 2】円板状の第 2 レンズを用いた例を示す説明図である。

【図 1 3】1 枚構成の照射レンズを用いた例を示す説明図である。

30

【図 1 4】平凸レンズ状の第 1 レンズと、平凸レンズ状の第 2 レンズとからなる照射レンズを用いた例を示す説明図である。

【図 1 5】ドーナツ状の光スポットが映し出された内視鏡画像の一例である。

【図 1 6】ドーナツ状の光スポットにした場合の輝度分布グラフの一例である。

【図 1 7】ドーナツ状の光スポットにした場合の輝度分布グラフの一例である。

【図 1 8】ND フィルタを光軸上に配置して光量調節を行う例を示す説明図である。

【図 1 9】各透光部を光軸上に配置した状態を示す説明図である。

【図 2 0】ND フィルタを用いた場合の輝度分布グラフの一例である。

【図 2 1】ND フィルタを用いた場合の輝度分布グラフの一例である。

【図 2 2】光源内蔵型の電子内視鏡の構成を概略的に示す説明図である。

40

【符号の説明】

【 0 1 0 9 】

2 内視鏡システム

1 0 電子内視鏡（内視鏡）

2 0 挿入部

4 2 第 1 照明窓

4 4 第 2 照明窓

5 4 第 1 照明光学系

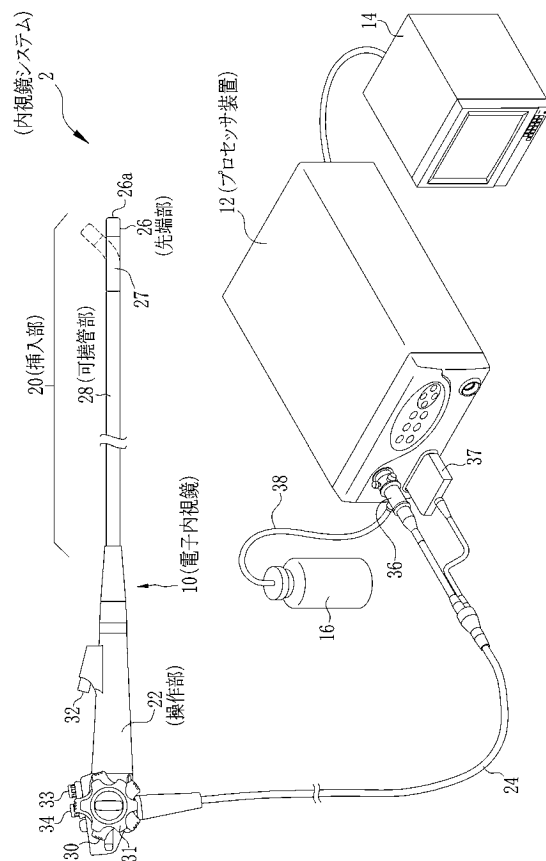
5 6 第 2 照明光学系

6 0 照射レンズ

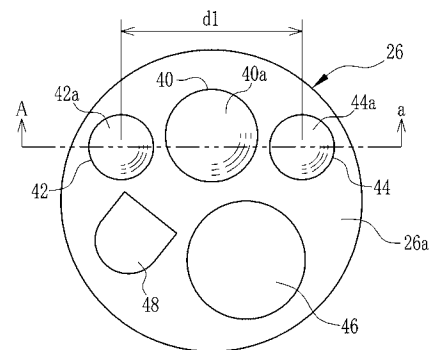
50

- 6 2 透過型液晶モジュール（光量調節手段）
- 6 4 絞り機構（センシング光照射切換手段）
- 6 4 a 絞り羽根（遮光部材）
- 6 6 第 1 レンズ
- 6 6 b 凹面（第 1 曲面）
- 6 8 第 2 レンズ
- 6 8 b 背面（第 2 曲面）
- 7 0 内視鏡画像
- 7 2 第 1 光スポット
- 7 4 第 2 光スポット

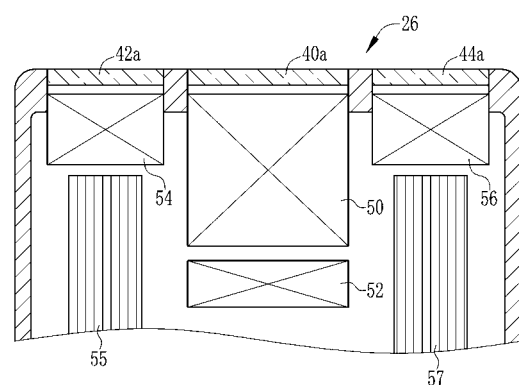
【 図 1 】



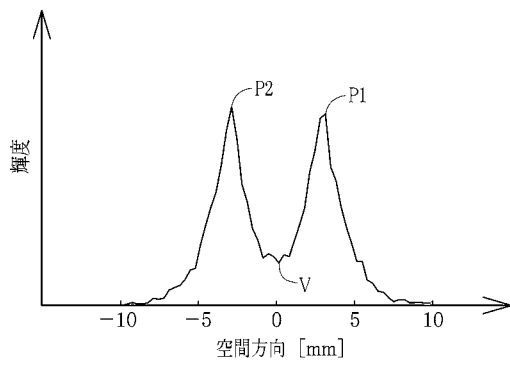
【 図 2 】



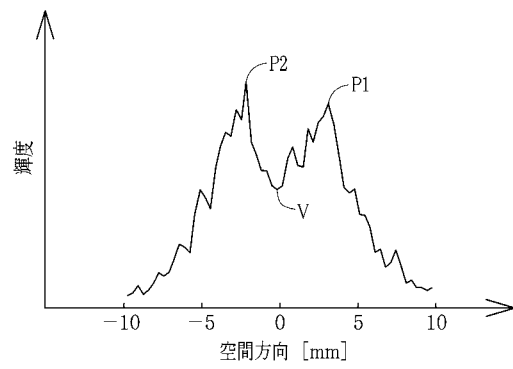
【 図 3 】



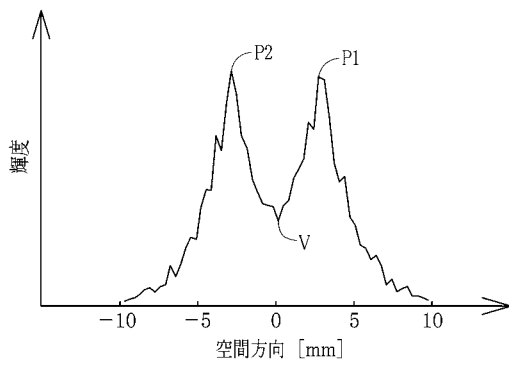
【図 9】



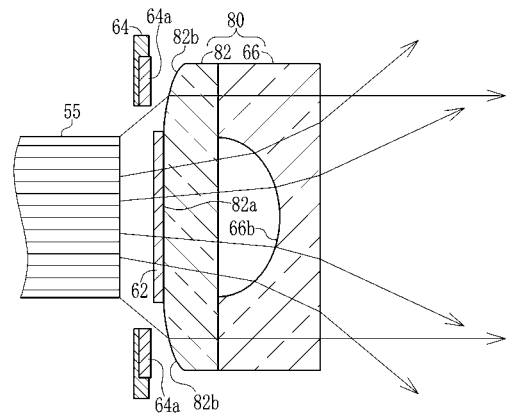
【図 11】



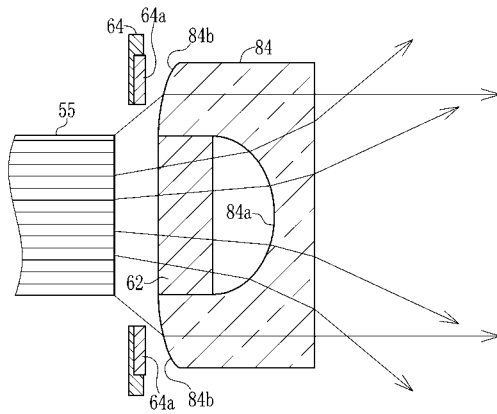
【図 10】



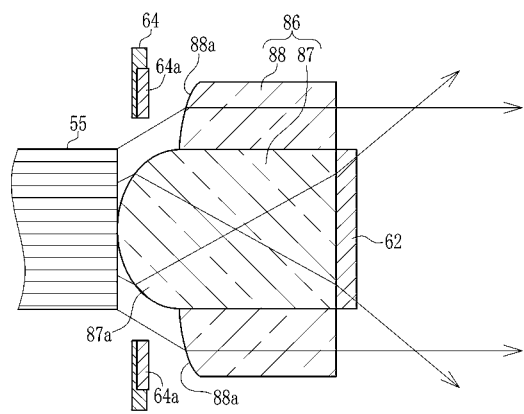
【図 12】



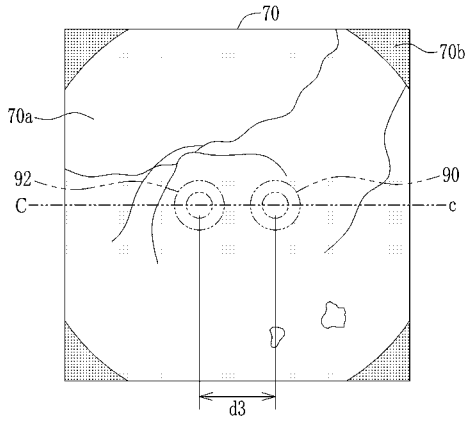
【図 13】



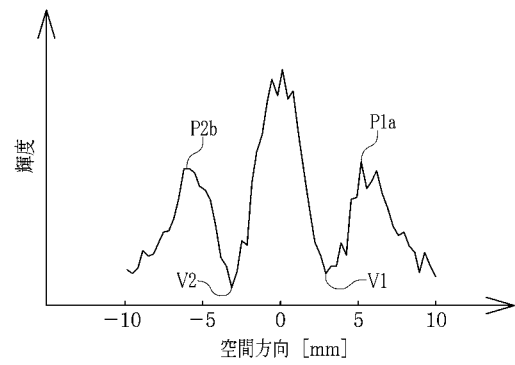
【図 14】



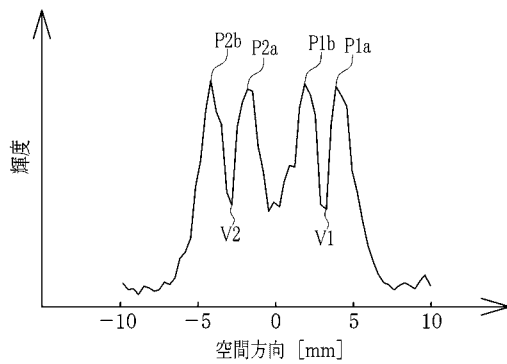
【図 15】



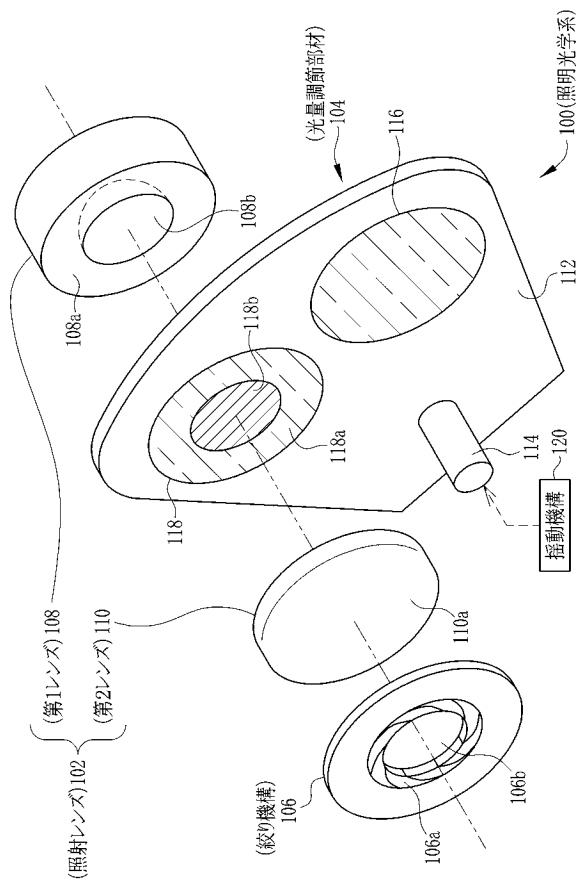
【図 17】



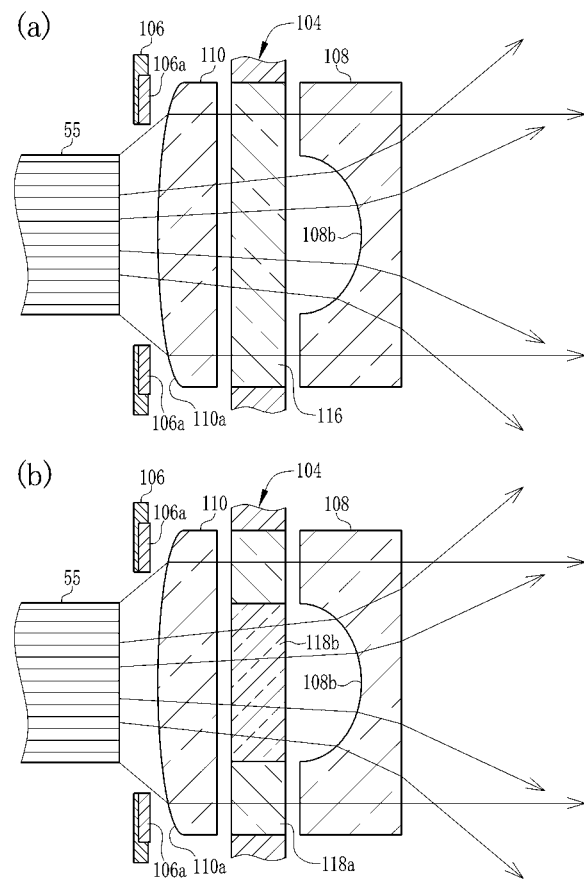
【図 16】



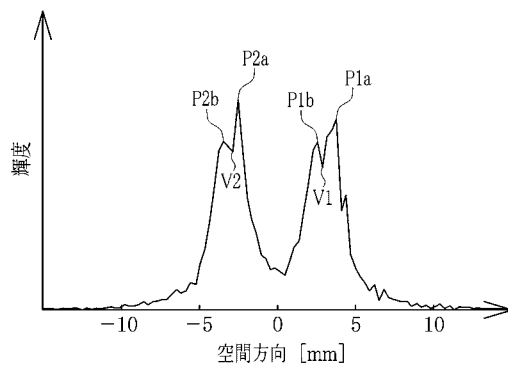
【図 18】



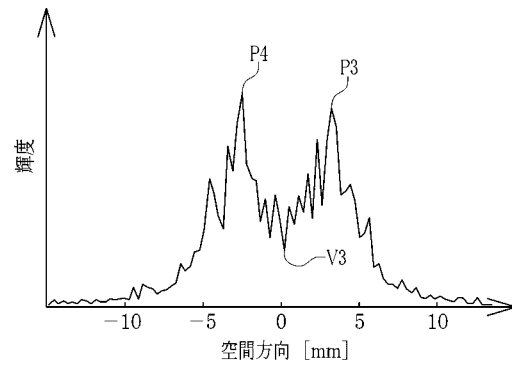
【図 19】



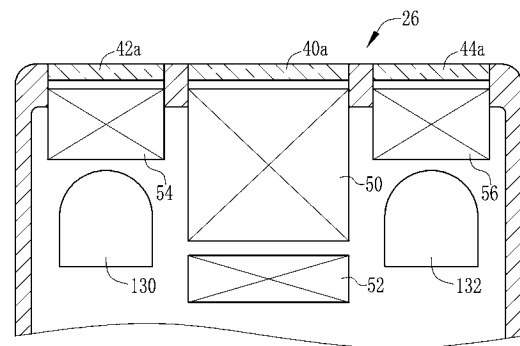
【図 2 0】



【図 2 1】



【図 2 2】



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	JP2010063485A	公开(公告)日	2010-03-25
申请号	JP2008229878	申请日	2008-09-08
[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		
发明人	小向 牧人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.E A61B1/06.A A61B1/00.551 A61B1/00.731 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF11 4C061/FF24 4C061/FF32 4C061/FF40 4C061/FF42 4C061/FF43 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH12 4C061/HH22 4C061/HH32 4C061/HH33 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/QQ10 4C061/RR02 4C061/RR12 4C061/RR15 4C061/RR19 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF11 4C161/FF24 4C161/FF32 4C161/FF40 4C161/FF42 4C161/FF43 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH12 4C161/HH22 4C161/HH32 4C161/HH33 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/QQ10 4C161/RR02 4C161/RR12 4C161/RR15 4C161/RR19		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不增大插入部分直径的情况下测量非接触状态下观察目标的大小。ZSOLUTION：内窥镜在插入部分的前端具有多个照明窗口。对应于各个照射窗的多个照明系统设置在前端，并且它们中的每一个具有包括第一透镜66和第二透镜68的照射透镜60。第一透镜66具有凹陷表面66b，凹陷表面66b凹陷成半球形形状和第二透镜68具有形成弯曲表面的后表面68b。第一透镜66通过其凹面66b漫射入射光以从照明窗发射作为照明光，第二透镜68通过其后表面68b将入射光转换为平行光通量，以从照明窗发射作为感测光。由于照明光和感测光由照射透镜60形成，所以即使在以非接触状态进行测量的情况下，也防止了插入部分的直径增大。Z

